



universität
wien

DISSERTATION

Titel der Dissertation

„Vergleich verschiedener Methoden zur
Kalorienberechnung“

Verfasserin

Magistra Daniela Draxler

angestrebter akademischer Grad

Doktorin der Philosophie (Dr. phil.)

Wien, Juli 2010

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 091 481

Dissertationsgebiet lt. Studienblatt: Sportwissenschaft

Betreuer: ao. Univ. Prof. Dr. med. Gerhard Smekal

DANKSAGUNG

An dieser Stelle sieht normalerweise eine Danksagung, ich möchte an dieser Stelle jedoch erläutern was mich bewegt hat diese Dissertation zu schreiben.

Während meiner schulischen Ausbildung gab es zwei Professoren die mir nicht zugetraut haben, dass ich die Matura bestehen werde. Mit meiner Diplomarbeit bin ich meinen Ziel schon ein Stück näher gekommen. Mit dem Erlangen des Dokortitels überschreite ich die Ziellinie. Den diese Professoren haben beide einen Dokortitel und somit habe ich die gleich akademische Ausbildung erreicht und mir selbst bewiesen das man nur an sich selbst glauben muss um seine Ziele zu erreichen.

Abschließend möchte ich die Gelegenheit nützen, meiner Familie großen Dank auszusprechen, da sich mich immer unterstütz haben.

Ein weiterer Dank geht an ao. Univ. Prof. Dr. med Gerhard Smekal, für die fachliche Unterstützung und Betreuung, während der Ausarbeitung dieser Arbeit.

1. Einleitung.....	5
1.1 Relevanz der Fragestellung	5
1.2 Annäherung an die Fragestellung.....	6
1.3 Fragestellung	7
1.4 Allgemeine Überlegungen.....	7
2. Definition des Begriffes Sport	8
2.1 Sport	8
2.2 Breitensport	11
2.3 Freizeitsport.....	12
2.4 Leistungssport	15
2.5 Spitzensport.....	16
3. Methoden der Energieverbrauchsbestimmung.....	17
3.1 Pedometer	17
3.1.1 Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked	17
3.1.2 What do pedometer counts represent? A comparison between	
pedometer data and data from four different questionnaires	28
3.1.3 Total energy expenditure estimated using a foot-contact pedometer ...	41
3.2 Accelerometer.....	54
3.2.1 Variability of some objective measures of physical activity	54
3.2.2. Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and	
wrist sites	59
3.2.3. Translating accelerometer counts into energy expenditure: advancing	
the quest	66
3.2.4. A novel method for using accelerometer data to predict energy	
expenditure	70
3.2.5. Zusammenfassung der Bewegungssensoren (Pedometer,	
Accelerometer) Studien hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs	
.....	87
3.3 Indirekte Kalorimetriesysteme (tragbar)	94
3.3.1. Validation of the COSMED K4 b ² Portable Metabolic System	94
3.3.2. Validation of Aerosport KB1-C Portable Metabolic System	102
3.3.3. Validity of the VmaxST portable metabolic measurement system.....	112
3.3.4. Zusammenfassung der Studien über die tragbaren indirekten	
Kalorimetriesysteme hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs	125
3.4 Doppelt Markiertes Wasser (Isotopen – Methode).....	128
3.4.1. The history and theory of the doubly labeled water technique	128
3.4.2. Measurement of Energy Expenditure in Free-Living Humans by Using	
Doubly Labeled Water.....	141
3.4.3. Influence of body composition on physical activity validation studies	
using doubly labeled water.....	165
Zusammenfassung der Studie	188
3.4.4. Zusammenfassung der Scholler D. A. Studie hinsichtlich der	
Abschätzung des Energieverbrauchs.....	190
3.5 Herzfrequenz Methode	191
3.5.1. “A critical evaluation of heart rate monitoring to assess energy	
expenditure in individuals”	191
3.5.2. „Net heart rate as a substitute for respiratory calorimetry“	206
3.5.3. „Energy expenditure form minute by minute heart rate recording:	
comparison with indirect calorimetry“	222

3.5.4. Assessment of the heart-rate method for determining energy expenditure in man, using a whole-body calorimeter“	240
3.5.5. Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring	257
3.6 Körpertemperatur.....	275
3.6.1. Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings	275
3.6.2. „Mobile, kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur“	286
3.6.3. Estimating changes in mean body temperature for humans during exercise using core and skin temperatures is inaccurate even with a correction factor	291
3.7. Global Positioning System (GPS)	317
3.7.1. How useful is satellite positioning system (GPS) to track gait parameter?	317
3.7.2. Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports.....	330
3.7.3. Combining GPS with heart rate monitoring to measure physical activity in children: A feasibility study	336
4. Literaturverzeichnis.....	342
5. Abbildungsverzeichnis	372
6. Tabellenverzeichnis	375

1. Einleitung

1.1 Relevanz der Fragestellung

Sport gewinnt in der Gesellschaft immer mehr an Bedeutung. Attraktive Sportarten, ein neues Lebensgefühl haben diesen Trend maßgeblich beeinflusst. Sport, Gesundheit und Wohlbefinden werden in engem Zusammenhang gesehen.

Jeder Mensch verfolgt beim Ausüben von sportlichen Aktivitäten unterschiedliche Ziele. Manche gehen in den Wald laufen, um sich körperlich fit zu halten oder trainieren für Wettkämpfe. Leistungssportler trainieren mehrmals in der Woche um auf nationaler oder internationaler Ebene erfolgreich zu sein.

Ganz egal aus welchen Gründen man Sport treibt, so ist bei jeder körperlichen Betätigung

„ein Übungsprozess, der ein mehr oder weniger ausgeprägtes Maß an Verbesserung im jeweiligen Zielbereich anstrebt“ (Martin 1977, 14)

notwendig. MARTIN beschreibt diesen Übungsprozess als

„eine Zustandsänderung (physisch, motorisch, kognitiv, affektiv)“ (Martin 1977,14)

MATWEJEW hingegen präzisiert den Begriff und stellt ihn als

„physische, technisch-taktische, intellektuelle, psychische und moralische Vorbereitung des Sportlers mit Hilfe von Körperübungen“ (Matwejew 1972,1)

dar.

Keiner dieser Autoren bringt die Ernährung mit der maßgeblichen Trainingssteuerung in Verbindung. Die sportgerechte Ernährung wird zwar als Grundlegend angesehen, jedoch wird sie oft außer Acht gelassen. Diverse Präparate werden eingenommen um eine Leistungssteigerung hervorzurufen. Diese kann jedoch auch mit einer gezielten Ernährung erreicht werden.

Die vorliegende Dissertation soll sportwissenschaftlich gesichertes Wissen darstellen, spekulative Aussagen kritisch prüfen und auf falsche Informationen hinweisen. Neue Erkenntnisse aus Forschungsarbeiten verschiedener weltweiter Arbeitskreise werden aufgezeigt.

1.2 Annäherung an die Fragestellung

Eine sportgerechte Ernährung ist erforderlich um eine optimale Leistung zu erreichen. Es stellt sich jedoch die Frage, wie eine sportgerechte Ernährung erreicht werden kann.

Jede Sportart, jeder Sportler und jede Sportlerin ist unterschiedlich und deshalb muss auch die Ernährung individuell angepasst werden. Zum Beispiel erfordert Laufen eine andere Ernährung als Reiten. Weibliche Sportlerinnen verbrauchen weniger Kalorien als männliche Sportler. Aber sogar ein und dieselbe Person verbraucht bei ein und derselben Sportart auf Grund von unterschiedlichen Faktoren mehr oder weniger Kalorien.

Deshalb wird in dieser Dissertation auf die Messung des Energieverbrauchs anhand verschiedener Methoden (Pedometer, Accelerometer, GPS Systeme usw.) eingegangen, um vielleicht weiterführend ein Programm zu entwickeln, dass sowohl Breitensportlern als auch Leistungssportlern hilft, anhand der verbrauchten Kalorien eine sportgerechte Ernährung zu erhalten.

Wenn man von einer Messung des Energieverbrauchs spricht, muss erwähnt werden, dass lediglich eine Messung von unterschiedlichen Parametern erfolgt und anhand dieser der Energieverbrauch berechnet oder abgeschätzt wird. Zum Beispiel wird bei einer Spiroergometrie die Sauerstoffaufnahme und die Kohlendioxidproduktion gemessen und anhand dieser Parameter der Energieverbrauch berechnet.

Diese Berechnung oder Abschätzung sollte jedoch so genau wie möglich sein und deshalb wäre es wünschenswert, eine geeignete Methode zur Abschätzung des Energieverbrauchs zu finden.

1.3 Fragestellung

Es werden zahlreiche Methoden eingesetzt um den Energie- und Kalorienverbrauch zu ermitteln. Bereits bekannte Methoden wie Fragebögen, Aktivitäten Recalls, Bewegungssensoren, direkte und indirekte Kalorimetrie, Doubly labelled Water Methode und die Herzfrequenz werden in dieser Dissertation bezüglich ihrer Genauigkeit und Einsatzmöglichkeiten hinterfragt. Auch neue Methoden wie die Körpertemperatur und das Global Position System werden hinterleuchtet.

Die Fragestellung der Dissertation bezieht sich auf die Genauigkeit der verschiedenen Systeme, ob eine Kombination von unterschiedlichen Methoden effizienter ist, als deren alleiniger Einsatz und welche Methode für welchen Typ von Sportler/In ausreichend, notwendig bzw. leistbar ist.

1.4 Allgemeine Überlegungen

Meiner Meinung nach, ist die Messung des Energieverbrauchs mit den angeführten Methoden relativ ungenau, da unterschiedliche Parameter nicht berücksichtigt werden. Parameter wie die Muskelmasse, der Trainingszustand, emotionale Faktoren, Umweltfaktoren uvm. werden bei all diesen Methoden nicht berücksichtigt.

Man muss sich überlegen, welche Methode wozu eingesetzt werden soll. Will man lediglich wissen wie viel Kalorien verbraucht werden, wenn man sich bewegt, dann reicht womöglich die Bestimmung des Kalorienverbrauchs mittels Bewegungssensoren aus. Will man den Kalorienverbrauch bestimmen, um eine sportgerechte Ernährung zu gewährleisten, sollten Methoden wie die Doubly Labelld Water Methode zum Einsatz kommen. Doch stellt sich dann die Frage ob der Kostenaufwand gerechtfertigt ist.

2. Definition des Begriffes Sport

Es wurden nun zahlreiche Methoden zur Bestimmung des Kalorienverbrauchs vorgestellt. Da einige jedoch sehr kostspielig sind, könne diese oft nur im Bereich des Spitzensports durchgeführt werden. Ich möchte zuerst den Begriff Sport und anschließend die sportrelevanten Begriffe Breitensport, Freizeitsport, Leistungssport und Spitzensport definieren, um anschließend den sinnvollen Einsatz der verschiedenen Methoden in den unterschiedlichen Leistungsstufen zu diskutieren.

2.1 Sport

Durch einen Reiseschriftsteller wurde 1828 das aus dem englisch stammende Wort Sport ins Deutsche übertragen. Wenn man nun das englische Wort Sport ins deutsche übersetzt, bedeutet es eigentlich "Zerstreuung, Vergnügen, Zeitvertreib und Spiel" was sich wiederum vom englischen "disport" ableitet. Seit nunmehr wird der Begriff Sport weltweit, umgangssprachlich für zahlreiche körperlichen Aktivitäten verwendet. Somit ist eine begriffliche Abgrenzung nur mehr schwer möglich. Röthig / Prohl (Lexikon) sind folgender Meinung:

"Was allgemein unter Sport verstanden wird, ist weniger eine Frage der wissenschaftlichen Dimensionsanalyse, sondern wird vom alltagstheoretischen Gebrauch sowie von den historisch gewachsenen und tradierten Einbindungen in Soziale, ökonomische, politische und rechtliche Gegebenheiten bestimmt."

Sport wird in den unterschiedlichsten Formen durchgeführt. Sport wird meist in Sportverbänden organisiert und in Sportvereinen durchgeführt. Zahlreiche Varianten sind möglich. So spricht man vom Wettkampfsport, Leistungssport, Spitzensport, Berufssport, Sportunterricht bzw. Schulsport, Gesundheitssport, Breitensport, Freizeitsport Familiensport, Frauensport, Behindertensport und Alterssport.

GRIESWELLE interpretiert Sport dementsprechend:

„Sport meint alle Tätigkeiten, die vorwiegend körperliche Bewegungen (motorische Aktivitäten) sind; die zielgerichtet nach körperlicher Leistung streben, d.h. auf bestimmte Gütestandards bezogen sind; bei denen die Beherrschung der leiblichen Motorik ausdrücklich thematisiert und zu einer Fertigkeit gemacht wird, die man lernen und einüben kann; die kein Produkt (Wert) im engeren Sinne (im Rahmen von Gewerben, Kunst, Wissenschaft usw.) fertigen und von hier her gesteuert werden und ihren Sinn erfahren; die in einer Sportart, also nach spezifischen, sozial definierten Mustern stattfinden.“

HÄGELE differenziert Sport in einem Dreiebenen Modell

- der „*innere Horizont*“ (Bedeutungskern des Sports) ist auch der „*authentische*“ Sport, verbunden mit sporttypischen Erfahrungen („sich erleben vom Leibe her“; motorische Aktivität; Leistungserlebnisse; soziale Erfahrungen wie Fairness, Solidarität u.a.)
- der „*äußere Horizont*“ (mit affizierte Sinnwelten) betrifft das Spannungsverhältnis zwischen sportlicher und nicht-sportlicher Sinnelemente, wie Auftreten von sekundären/tertiären Interessen, die zur Entfremdung des innersportlichen Ideals führen können;
- der nicht-sportliche Grenzbereich, in dem es durch die Dominanz von nicht-sportlichen Interessen zur umfassenden Instrumentalisierung und Funktionalisierung (Sport als Ware) kommt.

Selbst in der sportwissenschaftlichen Literatur wird der Begriff ebenso vielfältig interpretiert wie er betrieben wird. Die Definition wird meist unter folgenden Aspekten vollzogen:

- zweckfreies Tun, Abreaktion überschüssiger Energien, Funktionslust/Bewegungstrieb, körperliche Vervollkommnung, Schönheit der Bewegung, Medium des Existenzerlebens, Gesellungsbedürfnis, rituelle Ersatzbefriedigung, kollektive Identifikation, Mittel gesellschaftlicher Emanzipation u.a.m.

In neueren Diskussionen spricht vor allem BETTE von der These der Versportlichung der Gesellschaft und der Entsportlichung des Sports. Unter diesen zwei Prinzipien wird folgendes beschrieben:

"Versportlichung der Gesellschaft wird verstanden, dass immer mehr Menschen aktiv oder passiv am Sport teilnehmen und das sportlich Sinnmuster wie Fitness zu einem Leitmuster der Alltagskultur."

"Entsportlichung des traditionellen Sportverständnisses findet durch die Vielzahl neuer "Modesportarten" statt."

2.2 Breitensport

"Breitensport bezeichnet das von einem großen Teil der Bevölkerung wahrgenommene Angebot freizeitrelevanter Sportarten."

Selbst Sport der im Kindergarten oder im Altersheim durchgeführt wird, kann zum Breitensport gezählt werden. Durch die Anbahnung an den Sport, wird der Breitensport oft auch als Zubringer für den Spitzensport gesehen.

Um die diversen Leistungsgruppen im Sport anschaulicher zu machen, kann man das Bild einer Pyramide heranziehen, bei dieser der Breitensport "die breite Basis der Sporttreibenden" bildet.

Der Begriff Breitensport hat sich erst mit der Zeit ausgebildet. Vorerst war es nur ein Nebenbegriff des bereits vorhandenen Begriffs Freizeitsport, der sich immer weiter zum Unterbegriff des Freizeitsports entwickelt hat.

Breitensport wird als

"traditionell, in den Sportvereinen stattfindende wettkampfbezogener Betriebe von Sportarten unter vorrangigen Leistungsaspekten aber mit Amateur-Charakter auf allen, auch unteren Ebenen verstanden."

2.3 Freizeitsport

Der Begriff Freizeitsport ist der bislang am besten geeignete Sammelbegriff, um die Gruppe von Ausgleichs-, Breiten-, Erholungs-, Familien-, Lifetime- und Urlaubssport von den anderen Leistungsgruppen wie den Leistungs- und Spitzensport abzugrenzen.

Wenn man den Begriff Freizeitsport genauer erläutern möchte, ist folgende Begriffsbestimmung sinnvoll:

Freizeitsport meint " das Betreiben von Leibesübungen in dem Zeitraum, der nach Ableistung der fremdbestimmten Arbeit, vor allem in Form der Erwerbsarbeit, sowie nach Abzug der notwendigen Zeit für Schlaf, Arbeitsweg, Essen und Körperpflege verbleibt, insbesondere Feierabend, Wochenende und Urlaub." WEBER

Freizeitsport soll einerseits als Ausgleichs- und Erholungssport, aber auch als Spiel, Freude, Geselligkeit und Selbstverwirklichung dienen. Betrachtet man den Freizeitsport unter diesen Aspekten, widerspricht dieser der Pyramidenstruktur, wo es zur Ausbildung von Spitzensportlern aus der Basis des Breitensports kommen soll. Meiner Meinung nach, kann man den Freizeitsport am untersten Ende der Leistungspyramide einordnen.

Charakteristisch für Freizeitsport sind:

- alters-, geschlechts-, und leistungsheterogene Gruppierungen
- regelgebundene aber auch veränderte Übungs-, Spiel- oder Wettkampfformen
- ohne fremdbestimmten Leistungszwang
- persönliche Sinnerfüllung
- Tun von Überflüssigem und Nicht-Notwendigen
- gelegentlich oder wenige Male wöchentlichen Sporttreiben

Sporteinrichtungen für den Freizeitsport sollen, "bedürfnisorientiert, benutzerfreundlich, vielseitig nutzbar, variabel, einfach von der Ausstattung sein". Weiters sollen sie einladend, anziehend, anregend zum Versuchen, Wagen, Erfinden, Experimentieren und Gestalten sein. Der Anonymitätsschützende Intimcharakter und die permanente Zugänglichkeit zeichnen diese Sportstätten aus.

„Freizeitsport umfasst Alltagssport, Alternativsport, Ausgleichssport, Breitensport, Erholungssport, Familiensport, Fitnesssport, Gesundheitssport, Lifetimesport, Massensport, Rekreationssport, Sozialsport, Urlaubssport und Volkssport.“

Freizeitsport wird im internationalen Raum als „Sport für alle bzw. sport for all“ bezeichnet. Eine Reihe von Autoren (FRANKE, DIGEL, HENEMANN, JÜTTING, OPASCHOWSKI, WOPP) haben im Gegensatz zur Pyramidentheorie neue Erklärungsmodelle entwickelt. Durch ihre „Zweisäulentheorie“ wollen diese Autoren eine systematische Differenzierung des Freizeitsports vornehmen.

Folgende Strukturierung hat sich ergeben:

- BREITENSport als traditionelles „wettkampfbezogenes Sportmodell“ mit Amateur-Charakter, vereinsgebunden.
- FREIZEITSport im engeren Sinn als „Spaßsport“ und „Freizeitspaß“ als „expressives Sportmodell“, als „alltagskultureller Sport“ oder „soziokulturell orientiert“, auch für alters-, geschlechts-, und leistungsheterogene Gruppen möglich, bei regelveränderten Übungs-, Spiel- und Bewegungsformen, unter persönlichen Leistungsansprüchen, mit hohem Grad der Selbstbestimmung, betrieben nicht mehr nur im Verein, sondern auch angeboten in Vereinigungen aller Art bis hin zu kommerziellen Einrichtungen.

Durch das bestimmende Wort Freizeit im Begriff Freizeitsport, wird dieser einerseits als „Sporttreiben in der arbeitsfreien Zeit“ gesehen, andererseits bedarf es einer weiteren Ausdifferenzierung des Worts Freizeit.

Das Wort Freizeit kann ebenfalls als „quantitativ bestimmbare, relativ frei verfügbare Zeit für individuelle und kulturelle Aktivitäten“ verstanden werden. Da Sport heutzutage oft als Freizeitgestaltung gesehen wird, gewinnen gesellschafts-, bildungs- und gesundheitspolitische Aspekte immer mehr an Bedeutung. Angesichts dieser Aspekte und bezüglich der Ziel-, Inhalts-, Methoden- und Organisationsdifferenzierung sollte eine Neuorientierung des Sportstättenbaus erfolgen.

„Mehr Vielfältigkeit des Nutzungsangebotes und größerer Vielgestaltigkeit der Spiel- und Bewegungsräume gemäß Alltäglichkeit, Wohnlichkeit, Fröhlichkeit, Begegnungsfreundlichkeit, Umweltfreundlichkeit, Natürlichkeit, Körperfreundlichkeit und Veränderbarkeit.“

Sportstätten, die nach dem Reglement des Spitzensports erbaut werden, sind nur bedingt für den Freizeitsport geeignet.

2.4 Leistungssport

„Unter Leistung versteht man jede Handlung deren Ergebnis einer Bewertung unterzogen wird, die aufgrund von Gütemaßstäben vorgenommen wird.“

Typisch für den Leistungssport ist es, dass die getätigte Leistung in Punkte, Zentimeter, Kilogramm oder Sekunden gemessen wird und es somit automatisch zu einer Leistungsbewertung kommt.

Ziel des Leistungssports ist es das Training bzw. das sportliche Handeln so aufzubauen, dass es zu einer Leistungssteigerung kommt oder sogar Rekorde erzielt werden. Ein systematischer Aufbau des sportlichen Handelns ist notwendig, um die zuvor definierten Ziele zu erreichen. Das Konkurrenzprinzip, die Chancengleichheit und klare Regeln gewährleisten eine reibungslose Durchführung. Diese Merkmale sind kennzeichnend für den Leistungssport und unterscheiden ihn vom Breitensport und noch stärker vom Freizeitsport.

Weiters spielen die Wissenschaftsdisziplinen, die sich mit den Auswirkungen des Trainings auseinander setzen, eine große Rolle.

„Unter Leistungssport versteht man den mit dem Ziel der Erreichung einer persönlichen Höchstleistung betriebenen Sport.“

Den Begriff Leistungssport kann man im engeren oder im weitem Sinne sehen. Im engeren Sinn wird der Leistungssport als Zubringer für den Spitzen- und in weiterer Folge für den Hochleistungssport gesehen. Damit dieses Ziel erreicht werden kann, muss eine systematische Leistungsförderung auf verschiedenen Ebenen (z.B. Sportschulen) und ein systematisches Training durchgeführt werden. Im weiteren Sinn kann jede sportliche Handlung als Leistungssport verstanden werden, da Leistung ein Grundbestandteil einer jeden sportlichen Aktivität ist und diese immer an Gütemaßstäben wie Punkte, Zentimeter, Kilogramm oder Sekunden gemessen wird.

2.5 Spitzensport

„Spitzen- oder Hochleistungssport ist der auf regionaler, nationaler und internationaler Ebene betriebene Wettkampfsport mit dem Ziel der absoluten Höchstleistung. Durch das Kriterium Höchstleistung lässt sich der Begriff Spitzensport von dem häufig synonym verwendeten Begriff Leistungssport abgrenzen. Hauptkriterium zur Einstufung als Spitzensportler sind Rekorde und internationale Erfolge.“

Für den Spitzensportler wird der Sport zur Hauptsache und Training, Wettkampf, Rekorde und Präsentation in Medien bestimmen den Tagesablauf. Durch die Präsenz in den Medien steigt der Bekanntheitsgrad des Sportlers und somit entsteht ein Mitzieheffekt für den Breitensportler, der seinem Idol nacheifert. Weiters hat der Spitzensport den Effekt, dass auch die Allgemeinheit zum Sporttreiben angeregt wird.

„Spitzensport soll Identifikation mit Normen, Werten, mit Personen (Stars), mit Regionen, Nationen und politischen Systemen erlauben und dadurch eine Repräsentationsfunktion erhalten.“

Auf Grund der extremen Belastungen für den menschlichen Organismus ist der Spitzensport ein interessanter Gegenstand für wissenschaftliche Disziplinen. Oft werden die neuesten Erkenntnisse aus dem Spitzensport auf den Leistungssport umgelegt.

Durch die multimedialen Medien wird der Spitzensport zu einem Unterhaltungsobjekt und indirekt zum Werbeträger. Auch politisches Gewicht wird dem Spitzensport zugeschrieben.

„Beim Spitzensport handelt es sich um ein soziales System in dem alle Strukturen so organisiert werden, dass es zu einer Leistungssteigerung oder Sieg bei internationalen Konkurrenzen kommt. Das Handeln der Spitzensportler, die sich aus der Elite der Leistungssportler bildet, ordnet sich diesem Systemziel der Leistungssteigerung und/oder Sieg bei internationalen Konkurrenzen unter und wird zur dominanten Handlungs- und Lebensperspektive, der sich allen anderen Lebensbereichen unterordnen.“

3. Methoden der Energieverbrauchsbestimmung

3.1 Pedometer

3.1.1 Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked

Der Pedometer ist ein einfaches Gerät um die zurückgelegte Distanz zu messen. Die Studien von AINSWORTH et. al. (1993: 46) und RICHARDSON et. al. (1993: 47), welche auf Fragebögen basieren, haben Bassett veranlasst eine Studie über die Genauigkeit von Schrittzählern durchzuführen. Überprüft wurde die Richtigkeit der Distanz und der aufgezeichneten Schrittzahl.

Im Laufe der Zeit sind Schrittzähler zu einem immer beliebteren Instrument zur Messung sportlicher Aktivität geworden. Die Anzahl der verkauften Schrittzähler in Sportgeschäften zeigt die Akzeptanz bei der Bevölkerung.

Schrittzähler arbeiten alle nach demselben Prinzip. Mit jedem Schritt bewegt sich ein horizontaler Hebelarm, der auf einer Feder aufgehängt ist, auf und ab und berührt einen elektronischen Kontakt und zeichnet somit die getätigten Schritte auf.

Einige Forscher sind der Meinung, dass bei der Messung mit mechanischen Pedometern ein relativ großer Fehler entsteht und Pedometer deshalb nicht für präzise Arbeiten geeignet sind (vgl. MEIJER et al. (1991: 38), MONTROYE (1988: 3)). Es gibt nur wenige Informationen über die Genauigkeit von Pedometer (vgl. HATANO (1993: 29), MIZUNO et al. (1990: 9)).

Die folgende angeführte Studie ist in drei Bereiche aufgeteilt und soll folgendes zeigen:

Teil I: Die Genauigkeit von fünf verschiedenen Schrittzählern

Teil II: Die Genauigkeit von Schrittzählern auf verschiedenen Untergründen
und

Teil III: Den Effekt der Laufgeschwindigkeit bezüglich der Schrittzähler
Genauigkeit anhand einer Laufbandergometrie

Methode:

Folgende fünf Schrittzähler Modelle, welche im amerikanischen Handel verfügbar sind, wurden getestet

- 1) Freestyler Pacer 798 (Camarillo, CA)
- 2) Eddie Bauer Compustep II (Redmond, WA)
- 3) L. L. Bean Pedometer (Freeport, ME)
- 4) Yamax Digiwalker DW-500 (Tokyo, Japan)
- 5) Accusplit Fitness Walker (San Jose, CA)

All diese Pedometer messen die vertikalen Schwingungen und alle außer der Yamax Digiwalker DW-500, nutzen die individuelle Schrittlänge, des Nutzers, um die zurückgelegte Distanz aufzuzeichnen.

Testpersonen:

Um eine Generalisierung für einen Großteil der Bevölkerung zu gewährleisten, wurden sowohl männliche als auch weibliche Erwachsene im Alter zwischen 18-65 Jahre, für die Studie herangezogen.

Folgende körperliche Faktoren wurden vor der Studie erfragt und gemessen:

- Alter
- Größe
- Gewicht (wurde mit „einschichtiger“ Straßenkleidung, ohne Schuhe gemessen)

Um das körperliche Profil zu erfassen, wurde eine Hautfaltenmessung durchgeführt. Die Hautfalten dicke wurde an drei verschiedenen Stellen, mit einem Lange Hautfaltenkaliper abgemessen und das prozentuelle Körperfett mittels der Formel von JACKSON und POLLOCK (1985: 13) berechnet. Die körperlichen Eigenschaften der Testpersonen werden in Tabelle 1 aufgezeigt.

	Parts I and II		Part III	
	Females (N = 13)	Males (N = 7)	Females (N = 5)	Males (N = 5)
Age (yr)	32.5 ± 12.9 (18–65)	32.8 ± 19.0 (22–60)	34.6 ± 10 (25–46)	33.6 ± 16 (23–60)
Height (cm)	165.3 ± 6.2 (157–180)	175.4 ± 4.4 (170–182)	165.4 ± 5.2 (159–174)	178.9 ± 4.6 (171–182)
Weight (kg)	63.3 ± 8.8 (54.0–82.1)	78.6 ± 9.4 (62.8–93.2)	55.8 ± 6.4 (47.2–64.6)	77.0 ± 5.1 (70.8–72.3)
Sum of 3 Skinolds (mm)	55.0 ± 14.4 (37–72)	40.0 ± 19.0 (22–72)	50.0 ± 13.9 (37–70)	29.4 ± 9.0 (19–42)
Estimated % Body Fat	22.3 ± 5 (14.9–30.9)	12.5 ± 5.4 (5.7–20.4)	20.6 ± 5.0 (16–26.9)	9.1 ± 2.8 (4.7–12.2)
Stride Length (m)*	0.84 ± .09 (0.69–0.94)	0.85 ± 0.08 (0.73–0.98)	0.75 ± .04 (0.70–0.79)	0.84 ± .05 (0.76–0.88)

Tabelle 1: Körperliche Eigenschaften der Testpersonen

Durchführung TEIL I: Genauigkeit des Pedometers auf Asphalt

Um die Genauigkeit der verschiedenen Pedometer zu testen, mussten die Probanden eine 4,88 km lange Strecke, auf einem asphaltierten Gehsteig, absolvieren. Die Streckenlänge wurde zwei Mal, mit Hilfe eines kalibrierten Vermessungsrads (Rolatape Corporation, Model 400, Spokane WA), vermessen. Die Versuchspersonen absolvierten sechs verschiedene Kurse an unterschiedlichen Tagen, wobei die Probanden immer dieselben Schuhe trugen.

Die Testpersonen trugen immer zwei Pedometer der gleichen Firma. Die Pedometer wurde wie in der Bedienungsanleitung angeführt, ungefähr 5-7 cm vom Nabel entfernt, mit Hilfe eines Bands jeweils an der linken und rechten Seite angebracht.

Die individuelle durchschnittliche Schrittlänge wurde anhand von 20 Schritten, bei einer individuellen gewählten Ganggeschwindigkeit gemessen, anschließend berechnet und in den Pedometer eingegeben. Die Probanden musste eine vorgeschriebene Distanz bewältigen. Bei zwei der fünf Pedometer war es nicht möglich die Schrittlänge manuell festzulegen. Es wurde nach Anweisung der Bedienungsanleitung vorgegangen.

Konnte die Sensibilität des Pedometers verändert werden, wurde diese immer auf die sensibelste Einstellung gestellt. Bei manchen Pedometern konnte die Sensibilitätseinstellung „walk“ oder „run“ gewählt werden. Die Einstellung der Sensibilität verändert die vertikale Beschleunigung, welche notwendig ist um die Schritte wahrzunehmen.

Zusätzlich zu den Pedometern wurden die Schritte der Testpersonen mit einem Handzähler registriert. Es wurden immer nur die linken Schritte der Personen gezählt und am Ende mit zwei multipliziert, was die Gesamtsumme ergab. Die Probanden bewältigten den Kurs in selbst gewählter Geschwindigkeit. Die Zeit in der der Kurs bewältigt wurde, wurde notiert. Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse des 4,88km Rundkurses auf Asphalt auf.

Side of Body for Pedometer	Number of Steps Recorded		Actual Number of Steps	Percentage of Steps Recorded		Walking Speed (m · min ⁻¹)
	Left	Right		Left	Right	
Pacer	6102 ± 933	5202 ± 979	5947 ± 481	102.6 ± 15.7	87.5 ± 14.9	104.7 ± 11.7
Eddie Bauer	5541 ± 1277	5396 ± 997	5892 ± 462	94.0 ± 19.7	91.6 ± 12.0	103.7 ± 12.7
LL Bean	NA	NA	NA	NA	NA	106.2 ± 10.8
Yamax	5916 ± 568	5912 ± 543	5874 ± 528	100.7 ± 1.5	100.6 ± 1.0	105.1 ± 12.6
Accusplit	NA	NA	NA	NA	NA	106.4 ± 9.6

Tabelle 2: Ergebnisse des 4,88km Rundkurses auf Asphalt unter Verwendung von fünf unterschiedlichen Pedometer Marken

Durchführung TEIL II:

Um die Genauigkeit der Schrittzähler auf anderen Untergründen zu testen, wurde die Hälfte der Testprobanden aus dem ersten Teil der Studie auch für diesen Test herangezogen. Alle fünf Pedometer wurden auf einem 400 Meter Leichtathletik Rundkurs getestet. Um die 4,88 km zu gewährleisten, absolvierten die Probanden zwölf Runden, wobei zwei Runden in Bahn Eins, die 400 Meter pro Runde betrug und 10 Runden in Bahn Zwei, wo eine Distanz von 407,5 Meter pro Runde zurückgelegt wurde. Es wurde entgegen dem Uhrzeigersinn, 25 cm rechts von der Bahnmarkierung gegangen.

Durchführung TEIL III:

Um den Effekt der Laufgeschwindigkeit auf die Genauigkeit von Pedometer zu demonstrieren, wurden lediglich drei der fünf Pedometer (Freestyle Pacer, Eddie Bauer und Yamax) auf einem motorbetriebenen Laufband (Quinton model Q55XT, Seattle, WA) getestet. Zehn verschiedene Testpersonen bewältigten den Test mit einer individuellen gewählten Geschwindigkeit.

Alle Pedometer wurden auf der rechten Seite des Körpers getragen. Die zuvor schon berechnete Schrittlänge wurde herangezogen und wurde nochmals auf dem Laufband bei einer Geschwindigkeit von 3 mph neu berechnet. Die berechnete Schrittlänge wurde in die Pedometer eingegeben.

Für die Testdurchführung mussten fünf unterschiedliche Geschwindigkeiten (2.0, 2.5, 3.0, 3.5 und 4.0 mph) bewältigt werden. Wie in Test I beschrieben, wurden auch bei diesem Test die Schritte manuell gezählt. Jede Geschwindigkeitsstufe dauerte fünf Minuten.

Abhängige Variablen sind die Schrittlänge, die Schrittfrequenz, die prozentuellen Schritte und die prozentuelle Distanz.

Statistische Analyse

Im ersten Teil der Studie (Die Genauigkeit von fünf verschiedenen Schrittzählern), werden Vergleiche bezüglich der Distanz und der prozentuellen Schritte analysiert. Unterschiede Ergebnisse werden bei verschiedenen Herstellern und sogar bei ein und denselben Herstellern (Unterschied zwischen rechter und linker Seite), beobachtet.

Im zweiten Teil der Studie (Die Genauigkeit von Schrittzählern auf verschiedenen Untergründen), werden Vergleiche der Distanz analysiert. Auch hier kommt es zu unterschiedlichen Ergebnissen bei den verschiedenen Herstellern und sogar bei ein und denselben Herstellern (Unterschied zwischen rechter und linker Seite), beobachtet.

Im dritten Teil der Studie (Effekt der Laufgeschwindigkeit bezüglich der Schrittzähler Genauigkeit anhand einer Laufbandergometrie), werden Vergleiche der aktuellen Schritte und der Distanz, analysiert. Es soll ermittelt werden, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Pedometern, bei verschiedenen Geschwindigkeiten besteht. Ein Vergleich der beiden Seiten und ein Signifikanzlevel von $p = 0,05$ wurde verwendet.

Resultat TEIL I:

Das Resultat des ersten Teils der Studie, welches in Abbildung 1 aufgelistet ist, besagt, dass es einen signifikanten Unterschied bezüglich der gemessenen Distanz gibt. Die genaueste Distanz spiegelt der Yamax Pedometer wieder. Sowohl die Messung auf der linken als auch auf der rechten Seite entsprechen annähernd der ausgemessenen Distanz. Die Pedometer Pacer ($P = 0,0003$) und Accusplit ($P = 0,0657$) zählen ebenfalls zu den genaueren der fünf Pedometer. Der Pedometer der Firma Pacer weist signifikante Unterschiede zwischen der linken und rechten Seite auf. Die Ergebnisse der linken Seite sind relative genau im Gegensatz zur rechten Seite. Auch der Accusplit zeigt ähnliche Ergebnisse wie der Pacer Pedometer. L.L. Bean und Eddie Bauer sind die ungenauesten, da ein signifikanter Unterschied bezüglich der linken und der rechten Seite besteht.

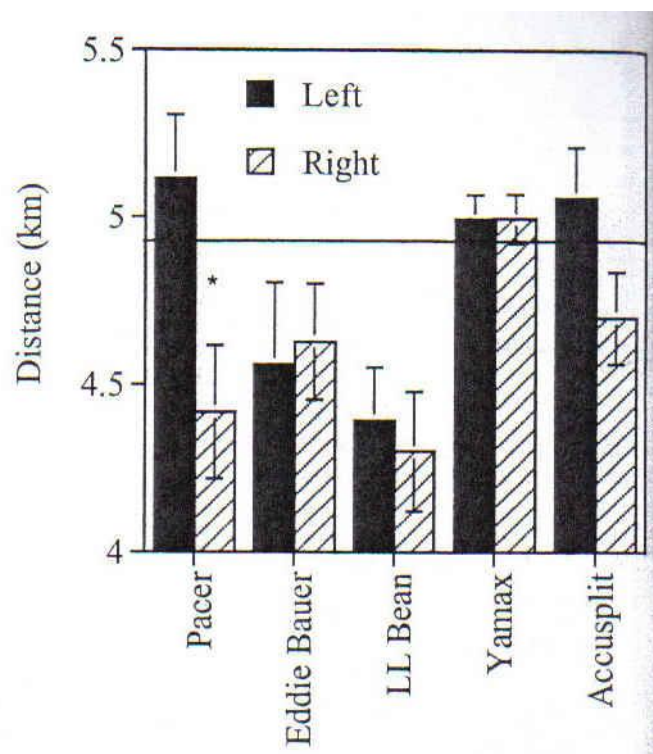


Abbildung 1: Vergleich von fünf verschiedenen Pedometer Marken auf einem asphaltierten 4,88km Rundkurs

Resultat TEIL II:

Grundsätzlich gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen der 400 Meter Leichtathletik Bahn und dem Gehweg, dies kann man in Abbildung 2 sehen. Lediglich der Pacer Pedometer zeigt um 14% höhere Ergebnisse auf der 400 Meter Leichtathletik Bahn, gegenüber dem Gehweg ($P = 0,0220$) an. Alle anderen Pedometer, egal auf welcher Seite sie getragen wurden, zeigen die gleichen Resultate sowohl auf der Leichtathletik Bahn als auch auf dem Gehweg ($P > 0,05$).

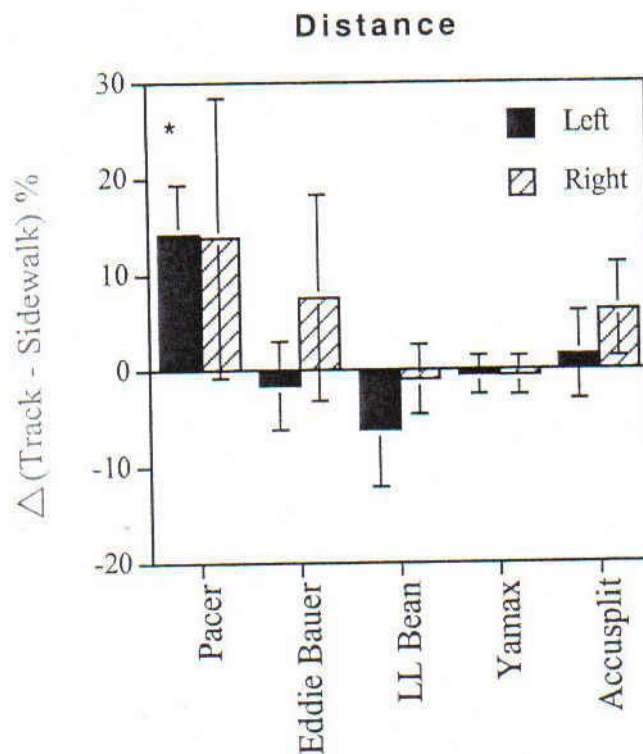


Abbildung 2: Prozentueller Vergleich von fünf verschiedenen Pedometer Marken auf Asphalt vs. Leichtathletik Bahn

Resultat TEIL III:

Der dritte Test zeigt, dass der Yamax Pedometer bei geringen Geschwindigkeiten (2.0 – 3.0 mph oder 54 - 80 Meter pro Minute) bessere Ergebnisse liefert, als die zwei anderen getesteten Pedometer (Eddie Bauer und Pacer). Bei höheren Geschwindigkeiten ist es genau umgekehrt, die beiden Pedometer Eddie Bauer und Pacer weisen genauere Resultate auf, als der Yamax Pedometer.

Die Studie weist einige Einschränkungen auf. Die Resultate beziehen sich lediglich auf Erwachsene mit normalem Körpergewicht und normaler körperlichen Fettgehalt. Daher muss man achtgeben, wenn die Ergebnisse auf Kinder oder stark übergewichtige Personen umgelegt werden.

Diskussion

Teil 1 der Studie soll die Fähigkeit von Pedometern testen, wie gut diese die Distanz messen und Schritte zählen, wenn auf einem Gehsteig gegangen wird. Dazu kann gesagt werden, dass elektronische Pedometer eine akkurate Schätzung der Distanz und der Schritte, liefern. Der Fehler, das sämtliche Pedometer die Distanz unterschätzen, liegt wahrscheinlich an der fehlerhaften Registrierung des Fußaufsatzes. Anhand der Ergebnisse kann gesagt werden, dass der Yamax Pedometer der genaueste ist. Dieser registriert 100,7% aller getätigten Schritte, wenn dieser auf der linken Seite getragen wurde und 100,6%, wenn der Pedometer auf der rechten Seite angebracht war. Der Pacer Pedometer registriert 102,6% aller getätigten Schritte, wenn dieser auf der linken Seite getragen wurde und 87,5%, wenn der Pedometer auf der rechten Seite angebracht war und der Eddie Bauer zeichnet 94,0% aller getätigten Schritte, wenn dieser auf der linken Seite getragen wurde und 91,6% wenn der Pedometer auf der rechten Seite angebracht war, auf.

Wenn zusätzlich die individuelle Schrittlänge der Testpersonen in den Pedometer eingegeben wird, unterscheidet sich die durchschnittliche Distanz, gemessen mit zwei Pedometern desselben Hersteller wobei einer auf der linken Seite und der andere auf der rechten Seite getragen wurde, um 0,53 km, was einem Unterschied von 11% entspricht. Der Yamax Pedometer unterscheidet sich lediglich um 0,05 km (1% Unterschied). Alle dieser Pedometer reagieren auf vertikale Beschleunigungen des Körpers. Deren Sensibilität ist bestimmt, durch den Grenzbereich von vertikalen Beschleunigungen, die notwendig sind um eine Aktivität einzuleiten (vgl. BASSEY (1987: 56)). Manche Pedometer Marken sind sensibler als andere, was sich in der Aufzeichnung der aktuellen Schritte widerspiegelt.

Die oben beschriebene Variabilität der Ergebnisse, bei zwei Pedometern derselben Marke, wird durch den Hersteller hervorgerufen. Frühere Studien von mechanischen Pedometern (vgl. GAYLE et al. (1977: 48), WASHBURN et al. (1993: 29), SARIS & BINKHORST (1977: 37)), zeigen Unterschiede zwischen zwei Pedometern desselben Modells. Diese Unterschiede können z.B. durch eine unterschiedliche Federspannung entstehen. Nachforschungen haben gezeigt, dass diese Probleme auch bei elektronischen Pedometern existieren. Es wird angenommen, dass diese Fehler wahrscheinlich durch die schlechte Qualitätskontrolle in den Firmen, entstehen. Nur der Yamax Pedometer weist einen wesentlich geringeren Fehler auf. Wenn alle Ergebnisse zusammen geführt werden, unterscheiden sich die Pedometer, die auf der linken Seite getragen wurden, nicht von denen die auf der rechten Seite getragen wurden. Abschließend kann gesagt werden, dass es egal ist, auf welcher Seite der Pedometer getragen wird.

Im zweiten Teil der Studie, wird getestet wie sich die Pedometer verhalten, wenn auf verschiedenen Oberflächen gegangen wird. Aus den Ergebnissen kommt hervor, dass die Genauigkeit der Pedometer auf Grund von verschiedenen Untergründen, nicht beeinflusst wird. Zuvor wurde die Hypothese aufgestellt, dass weichere Oberflächen die Aufprallkraft reduzieren und somit auch die verursachte Beschleunigung reduziert wird. Die Pedometer liefern, egal auf welchem Untergrund gegangen wird, ähnliche Ergebnisse.

Im dritten Teil wird untersucht, wie sich die Ganggeschwindigkeit auf die Genauigkeit der Schrittzählung auswirkt. Für diesen Test wurden lediglich die Pedometer Yamax, Eddie Bauer und Pacer herangezogen. Bei niedrigeren Geschwindigkeiten ist der Yamax Pedometer genauer, wenn dieser mit anderen Pedometern verglichen wird. Der japanische Industriestandard des Ministry of Industry and Trading setzen voraus, dass die Fehlzählung der Schritte höchstens bei 0,3 % liegt. Der Yamax Pedometer erfüllt diese Bedingungen bei Geschwindigkeiten größer als 80 m/min. Bei sehr niedrigen Geschwindigkeiten (54 m/min) tendieren alle drei Marken, die Distanz zu unterschätzen. Es ist wahrscheinlich, dass die Ungenauigkeit daher resultiert, dass bei geringen

Geschwindigkeiten die vertikale Beschleunigung gemessen an der Hüfte, wenig ausgeprägt ist. Dasselbe kann bei hohen Geschwindigkeiten beobachtet werden.

Will man lediglich die Distanz oder die körperliche Aktivität bei Fragebögen ermitteln, können elektronische Pedometer eingesetzt werden, jedoch muss beachtet werden, dass Variationen in der Ganggeschwindigkeit die Ergebnisse beeinflussen können. Wenn die Testperson zwischen 2,0 mph (54m/min) und 4,0 mph (107 m/min) geht, liefert der Yamax Pedometer, Distanzwerte die innerhalb von 20% der aktuellen Distanz liegen. (Abbildung 3)

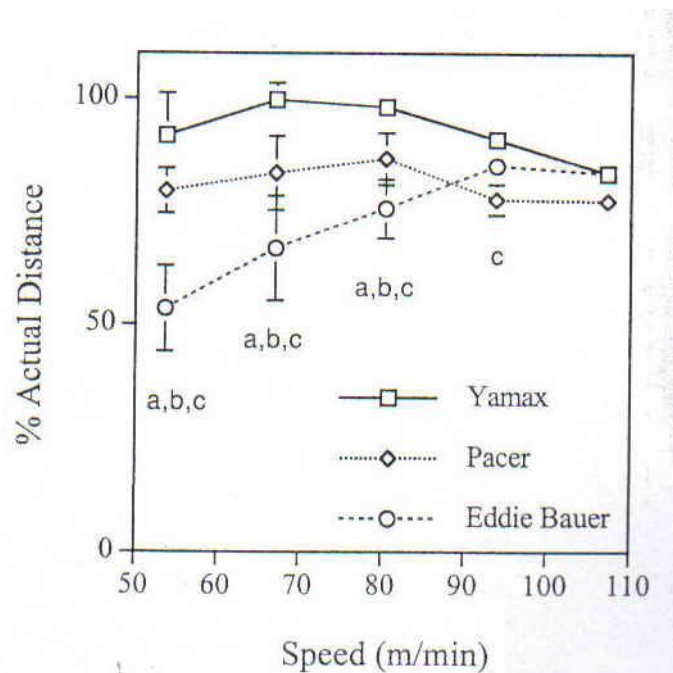


Abbildung 3: Effekt der Laufbandgeschwindigkeit auf die prozentuelle Genauigkeit der zurückgelegten Distanz

Um relativ genaue Ergebnisse zu erhalten, sollten die Distanzwerte innerhalb von 10% der aktuellen Distanz liegen. Fazit aus den oben angeführten Ergebnissen ist, dass elektronische Pedometer für die Validierung der zurückgelegten Distanz und für die Validierung bei Fragen der körperlichen Aktivität geeignet sind.

Es gibt jedoch zahlreiche andere Punkte die einen Vergleich der Pedometer erschweren. Der Eddie Bauer Pedometer kann eine maximale Distanz von 99,9 Meilen aufzeichnen, wo hingegen der Yamax Pedometer ein Maximum von 99 999 Schritten (das entspricht 50 Meilen oder 80 Kilometern) aufzeichnen kann. Die

anderen Pedometer können eine Distanz von 999,9 Meilen speichern. Die Lebensdauer der Batterie variiert von Hersteller zu Hersteller. Die Batterie im Accusplit hält sieben Jahre, Yamax 3 Jahre und Pacer ein Jahr. Ein Accusplit und ein Pacer Pedometer fielen während der Studie aus und sämtliche dieser Aufzeichnungen mussten wiederholt werden.

Für epidemiologische Studien ist es sinnvoll Pedometer auszuwählen die eine Plastikhülle haben, um zu verhindern, dass ein unabsichtliches Reset durchgeführt wird. Es kann dadurch jedoch das Problem entstehen, dass auf Grund der Plastikhülle, das Display nicht einsehbar ist, wie es beim Yamax Pedometer und beim Accusplit der Fall war.

Aber nicht nur die Pedometer weisen Einschränkungen auf. Die Studie selbst weist einige Limitationen auf. Die Ergebnisse schließen lediglich Erwachsene ein, die normales Körpergewicht haben. Deshalb muss man aufpassen, wenn diese Daten für Kinder oder für Übergewichtige extrapoliert werden. Außerdem sind weitere Studien notwendig, um die Genauigkeit in Korrelation mit den Gehgewohnheiten in Bezug auf die Gesundheit zu testen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Pedometer eine annehmbare Genauigkeit liefern. Bei selbst gewählten Geschwindigkeiten lieferten die Pedometer eine Genauigkeit der Distanz die lediglich um 11% von der tatsächlichen Distanz abweicht. Der Yamax Pedometer lieferte sogar Ergebnisse der Schrittzählung und der Distanz die bis auf 1% genau waren. Verschiedene Untergründe auf denen gegangen wurden, beeinflussen die Genauigkeit der Pedometer nicht. Weiters zeigt die Studie, dass der Yamax Pedometer auf dem Laufband, bei langsamen bis hin zu moderaten Geschwindigkeiten genauer ist als der Eddie Bauer Pedometer. Bei hohen Geschwindigkeiten (4,0 mph oder 107m/min) konnte kein Unterschied festgestellt werden. Grundsätzlich kann gesagt werden, dass die neueren Pedometer Modelle etwas genauer sind als die älteren Modelle. Anhand dieser und anderer Studien ist nachgewiesen, dass elektronische Pedometer für epidemiologische Studien der körperlichen Aktivität bei „frei lebenden“ Personen, eingesetzt werden können und moderate Ergebnisse liefern.

3.1.2 What do pedometer counts represent? A comparison between pedometer data and data from four different questionnaires

Katrien A De Cocker*, Ilse M De Bourdeaudhuij and Greet M Cardon

Einleitung

Der Umfang körperlicher Tätigkeit, den eine Person durchführt (PA), hat starken Einfluss auf Krankheiten und das Sterberisiko (vgl. BLAIR et al. (2001: 33)). Gesunde Erwachsene sollten 5 Tage in der Woche, 30 Minuten oder mehr, bei mäßiger Intensität, körperlich aktiv sein. Ein Minimum von 20 Minuten an 3 Tagen in der Woche, bei höherer Intensität wäre empfehlenswert (vgl. HASKELL et al. (2007: 39)). Der Gebrauch von Schrittzählungsempfehlungen erwies sich als nützlich, um PA Ziele zu erreichen ((vgl. HATANO (1993: 29 , 1997: 1))). Diese Schrittzählungsschwellen sind praktischer als die oben angeführten zeitlichen Richtlinien, da sie die Zeit nicht einbeziehen. Folgende Schrittzählungsempfehlungen sind für das Gesundheitswesen ausgearbeitet worden (sitzend: 5000 Schritte/Tag; niedrig aktiv: 5000-7499 Schritte/Tag; etwas aktiv: 7500-9999 Schritte/Tag; aktiv: 10000-12499 Schritte/Tag; hoch aktiv: 12500 Schritte/Tag) (vgl. TUDOR-LOCKE & BASSETT (2004: 34)).

Um erfolgreiche Programme entwickeln zu können, die die körperliche Aktivität in verschiedenen Bevölkerungen steigern sollen, ist es für Forscher und Mediziner notwendig, den Umfang des PA des täglichen Lebens genau zu messen, um das PA Verhalten besser verstehen zu können. Traditionell wird der PA durch Fragebögen ermittelt (vgl. MONTROYE et al. (1996)). Anerkannte Vorteile dieser Methode sind, die Erfassung und Bewertung einer großen Zahl von Daten, die niedrigen Kosten, und die Unaufdringlichkeit des Instrumentes (vgl. SALLIS et al. (2000: 71)). Jedoch gibt es auch Limitationen. Eine dieser Limitationen ist z.B. die Kooperation der Testpersonen (vgl. SALLIS et al. (2000: 71)). Objektiven Instrumenten, die den PA messen können wird heutzutage mehr Aufmerksamkeit geschenkt (z.B. Accelerometer und Pedometer). Einige Studien, die zeigen, dass die Messung des PA mit Hilfe von Pedometer valide und genaue Ergebnisse bezüglich der körperlichen Tätigkeiten sogar unter „frei lebenden“ Bedingungen ausgibt (vgl. BASSETT et al. (1996: 28), WELK et al. (2000: 32)). Im Vergleich zu Accelerometern (ungefähr \$US 150-500) sind sie einfach, objektiv und relativ billig

(ungefähr \$US 20-50). Obwohl es Unterschiede zwischen verschiedenen Marken bezüglich der Genauigkeit, Unempfindlichkeit für Tätigkeiten wie z.B. das Radfahren, schwimmen und erhöhte Fehler bei langsamen Gehgeschwindigkeiten (<60m/Minuten) gibt (vgl. BASSETT et al. (1996: 28)), sind Pedometer populäre Geräte geworden die sogar in der Forschung eingesetzt werden. Außerdem haben sich Schrittzählungen in verschiedenen PA Studien, die bei „frei lebenden“ Bevölkerungsgruppen durchgeführt wurden (vgl. BASSETT et al. (1996: 28)), als nützlich erwiesen. Jedoch stellt sich noch immer die Frage ob Pedometer genau sind. Die Meinungen der Forscher sind sehr unterschiedlich. BASSETT et al. (1996: 28) und SHEPHARD (1989: 50) berichten, dass Pedometer Schrittzählungen eine genaue Messung der Entfernung erlauben, während andere Forscher der Meinung sind, dass Pedometer auch die Quantifizierung des körperlichen Verhaltens während des Berufs, der Freizeit, dem Haushalt und bei Transporttätigkeiten ermöglichen (vgl. HORNBuckle et al. (2005: 37), SEQUEIRA et al. (1995: 142)). Außerdem fragt man sich, ob Pedometer nur für Messungen des Gehens verwendet werden können, oder ob sie auch mit Selbstberichten der PA, welche die Intensität mit einbezieht, kombiniert werden können. Deshalb werden in der gegenwärtigen Studie Pedometerdaten mit Daten von den meist verwendeten Fragebögen, (vgl. SALLIS et al. (2000: 71)) und praktischen Methode für die PA Bewertung (vgl. BOUCHARD et al. (1990)) verglichen. Ziel der Studie ist es Vergleich, zwischen Schrittzählungen und PA Ergebnissen (Gehen, moderaten PA, und hohen PA) die in vier verschiedenen Fragebögen aufgelistet wurden, anzustellen. Bei den vier Fragebögen handelt es sich um den „Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire (vgl. TAYLOR et al. (1978: 31)) (MLTPAQ), die lange Version und kurze Version des International Physical Activity Questionnaire (vgl. CRAIG et al. (2003: 35)) (langer IPAQ, kurzer IPAQ), und den Baecke Questionnaire (vgl. BAECKE et al. (1982: 36)). Zusätzlich wurden die Ergebnisse der Fragebögen mit den fünf Pedometer-Gesundheitsindizes, beruhend auf TUDOR-LOCKE und BASSETT (2004: 34) verglichen. Ein drittes Ziel der gegenwärtigen Studie war es, Schrittzählungsschwellen (7500, 10000 und 12500 Schritte/Tag) mit den Richtlinie von 30 Minuten bei moderaten und hohen PA (MVPA) pro Tag zu vergleichen. WILDE et al. (2002: 72) fanden heraus, dass sitzende Frauen, die einen 30 Minuten Spaziergang zu ihren täglichen Gewohnheiten hinzufügten, etwa 10000

Schritte ansammelten. Eine andere Studie (vgl. HULTQUIST et al. (2005: 37)) offenbarte das Ergebnis, dass in den Tagen, in denen diese Frauen einen 30 Minuten Spaziergang tätigten, eine durchschnittliche Schrittzahl von 10000 erreichten. Andere Forscher (vgl. LE MAURIER et al. (2003: 74)) fanden heraus, dass Frauen, die 10000 Schritte machten, mit größerer Wahrscheinlichkeit die gegenwärtigen MVPA Richtlinien treffen konnten, im Vergleich zu denjenigen, die nicht so viele Schritte durchführten.

MILLER & BROWN (2004: 1) fanden nur einen gemäßigten Zusammenhang zwischen den 10000 Schritten/Tag und einem 150 Minuten langen Spaziergang. Keine Forschung konnte einen Zusammenhang zwischen Schrittzählerschwellen und den 30 Minuten MVPA/Tag Richtlinien finden. Deshalb erforscht die gegenwärtige Studie, beruhend auf einem Selbstbericht, ob Erwachsene die 7500, 10000 und 12500 Schritte/Tag tätigen auch 30 Minuten MVPA/Tag erreichen.

Methoden

Teilnehmer und Verfahren

Eine Gruppe von 310 Freiwilligen (davon 146 Männer), die in Flandern leben, nahm an der gegenwärtigen Studie teil. Die Teilnehmereigenschaften werden in Tabelle 3 gezeigt.

	Total group		Male		Female		Gender comparison
	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%	<i>n</i>	%	
Gender	310	100·0	146	47·1	164	52·9	$\chi^2 = 1·05^{NS}$
Employed	288	92·9	139	95·2	149	90·9	$\chi^2 = 0·35^{NS}$
	Mean	sd	Mean	sd	Mean	sd	
Age (years)	38·7	11·9	39·1	12·5	38·3	11·4	$t = 0·56^{NS}$
Daily step counts	12087	4888	12452	4983	11762	4792	$t = 1·24^{NS}$

NS, $P > 0·05$.

Tabelle 3: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Es wurde kein geschlechtsspezifischer Unterschied bezüglich dem durchschnittlichen Alter und der durchschnittlichen täglichen Schrittzahl gefunden. Alle Teilnehmer wurden von Forschungshelfern zuhause aufgesucht, um den MLTPAQ zu beantworten. Nach diesem Interview wurden die Teilnehmer gebeten,

den langen IPAQ, den kurze IPAQ und der Baecke Fragebogen zu beantworten. Dann wurden die Teilnehmer gebeten, die auf dem Pedometer angezeigten Schritte, über einen Zeitraum von sieben Tagen, aufzuschreiben. Sie wurden beauftragt, den Pedometer am Gürtel oder Hosenbund, während der „wachen“ Stunden zu tragen. Alle Teilnehmer wurden gebeten, ihre üblichen Tätigkeiten auszuführen. Der Pedometer sollte nur entfernen werden, wenn die Teilnehmer schwammen, badeten oder sich duschten. Außerdem sollten sie ein Tätigkeitsprotokoll am Ende eines jeden Tages, ausfüllen. Alle Teilnehmer, unterzeichneten eine schriftliche Zustimmung und die Studie wurde vom Ethikkomitee der Ghent University genehmigt. Den Forschungsassistenten (Master-level graduates, nativespeaker) wurde eine Ausbildung von 2 h und Interview Praxis gegeben.

Instrumente

Pedometer

Der Yamax Digiwalker SW-200 (Yamax, Tokyo, Japan) wurde in der gegenwärtigen Studie verwendet, weil dieser bekannt ist, ein gültiges, zuverlässiges und genaues Instrument zu sein, um die Schritte einer erwachsenen Bevölkerung aufzuzeigen (vgl. CROUTER et al. (2003: 35)).

Tätigkeitsaufzeichnungen

Basierend auf TUDOR-LOCKE et al. (2003: 15) wurden die Teilnehmer gebeten, die täglichen Tätigkeitsaufzeichnungen in einem Tätigkeitsprotokoll niederzuschreiben. Dies erfolgte nur während der sieben Tage der Pedometer Registrierung. Sie wurden gebeten, das Datum, die Zahl von getätigten Schritten am Ende des Tages, den Typ und die Dauer von nichtbeweglichen Tätigkeiten (z.B. 20 Minuten des Radfahrens / Schwimmens) zu registrieren. Nach folgenden feststehenden Richtlinien (vgl. DE COCKER et al. (2007: 78), MILLER et al. (2006: 3)) wurden 150 Schritte, zur täglichen Schrittsumme, für jede Minute des berichteten Radfahrens und/oder Schwimmens hinzugefügt. Der Durchschnitt der täglichen Schrittzählung betrug 9981 (SD 3455), ohne das die entsprechenden Schritte für das Radfahren und/oder Schwimmen hinzugefügt wurden. Mit den

zusätzlichen Schritten für das Radfahren und/oder Schwimmen betrug die durchschnittliche Schrittzählung 12087 (SD 4888). 152 Testpersonen (49 %), der Gesamtauswahl berichteten das sie während der Woche der Schrittzahl-Registrierung mit dem Rad fahren oder schwammen (durchschnittlich 7,6 (SD 15,1) min/Tag).

MLTPAQ

Ein strukturiertes Interview wurde verwendet, um ausführliche Information über die Freizeitaktivitäten, im Laufe einer einjährigen Periode, zu erhalten. Eine holländische Version des MLTPAQ der für eine belgische Fitnessstudie entwickelt wurde, wurde verwendet (vgl. MONTROYE et al. (1996), TAYLOR et al. (1978: 31), DE BACKER et al. (1981: 67)). Die verschiedenen Tätigkeiten der Teilnehmer, wurden zusammen mit der Zahl von Monaten pro Jahr, die monatliche Frequenz und der Dauer der Tätigkeit ermittelt. Die Tätigkeiten wurden wie folgt klassifiziert: Gehen (im Sinne der Beförderung oder in der Freizeit), PA bei mäßiger Intensität (MPA) oder PA bei hoher Intensität (VPA), beruhend auf folgenden Energievoraussetzungen (MPA: 3-6 MET; VPA: > 6 MET; MET = metabolic energy equivalent task) (vgl. AINSWORTH et al. (2000: 32)).

Lange IPAQ Form

Die lange IPAQ Form wurde verwendet, um PA bei der Arbeit, transportverwandten PA, häuslichen Tätigkeiten, Gartenarbeit und PA während der Freizeit, zu schätzen. Die Gesamtzeiten in denen die Teilnehmer mit Gehen, MPA und VPA beschäftigt waren, wurden in Minute/Woche, gemäß den Richtlinien (www.ipaq.ki.se) ausgedrückt und geschätzt. Wie bereits in anderen Studien gezeigt wurde (vgl. CRAIG et al. (2003: 35)) und (vgl. VANDELANOTTE et al. (2005: 2)), ist der IPAQ ein gültiges und zuverlässiges Instrument um die PA zu messen.

Kurze IPAQ Form

Die kurze IPAQ Form wurde verwendend, um PA zu bewerten, und Auskunft über die verbrachte Zeit in MPA und in VPA (Minute/Woche) zu geben. Diese Version des IPAQ zählt als validiert, und zuverlässig (vgl. CRAIG et al. (2003: 35)).

Baecke-Fragebogen

Beim Baecke Fragebogen (vgl. BAECKE et al. (1982: 36), wurden die Antworten mit Hilfe einer Fünf-Punkte-Skala beantwortet die auf drei verschiedene Indizien hinausläuft, und zwar die PA während der Arbeit (Arbeitsindex), PA während der Freizeit, exklusive Sport (LT Index) und PA während sportlicher Tätigkeiten (Sport Index). Die Summierung der drei Indizien wurde als der gesamte PA-Index (Gesamt-PA-Index) definiert. Die Gültigkeit des Baecke Fragebogens für die Bewertung des PA wurde bereits in vorigen Studien (vgl. POLS et al. (1995: 24), PHILIPPAERTS et al. (1999: 20)) gefunden.

Datenanalyse

Die Datenanalysen wurden mit dem Softwarepaket SPSS für Windows, Version 12.0 durchgeführt (SPSS Inc, Chicago, IL, die USA). Die durchschnittlich täglich getätigten Schritte wurden berechnet. Es wurden sogar Werte über 20000 Schritte/Tag aufgezeichnet. 20000 Schritte/Tag wurden als Limit gesetzt, um unrealistisch hohe durchschnittliche Schritt-Zählungen zu beschränken (vgl. TUDOR-LOCKE et al. (2004: 36)). Wegen der nicht normal verteilten PA-Daten, wurde der SPEARMAN Korrelationskoeffizienten (r_s) berechnet, um die Beziehung zwischen Schrittzählungen und auf den Fragebogen gegründetem PA zu bewerten. Dieselbe Technik wurde verwendet, um die Korrelationen zwischen PA-Daten zu bewerten, die auf die verschiedenen Fragebögen zurückzuführen sind. Die Korrelationen wurden als niedrig ($< 0,30$), moderat ($0,30-0,50$) oder hoch ($> 0,50$) interpretiert. Unterschiede zwischen dem PA, begründet durch den Fragebogen und den fünf Schrittzählungsgruppen (vgl. TUDOR-LOCKE et al. (2004: 34)) wurden mit der Multivarianten Datenanalyse, ANOVA bewertet. Zuerst wurden die Ergebnisse der Fragebögen umgestaltet, um sich der Normalverteilung anzunähern. Parametrische Analysen wurden bei den umgestalteten Daten durchgeführt und an das Alter, das Geschlecht und den Arbeitsstatus angepasst. Um die Messung der Wirkungsgröße zu veranschaulichen wurden F Werte, P Werte und η^2 Werte, aufgelistet. Die durchschnittliche Abweichung und die Standardabweichungen werden in Tabelle 4 aufgeführt.

Step count range Participants	Pedometer index										<i>F (P)</i>	<i>Post hoc analyses^t</i>	η^2
	Sedentary		Low active		Somewhat active		Active		Highly active				
	<5000		5000–7499		7500–9999		10 000–12 499		≥12 500				
	<i>n</i> 12		<i>n</i> 55		<i>n</i> 84		<i>n</i> 61		<i>n</i> 64				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
Total PA (min/week)													
Long-form IPAQ	462	405	722	676	1069	820	1329	804	1542	904	12·4***	a, h	0·14
Short-form IPAQ	243	268	838	927	772	733	1286	1080	1458	1113	7·4***	c, h	0·09
MLTPAQ	199	194	347	309	416	279	524	430	485	326	8·2***	c, e, f, g, h	0·10
Walking (min/week)													
Long-form IPAQ	81	52	247	361	317	392	450	459	432	485	1·8 ^{NS}		0·02
Short-form IPAQ	58	63	558	702	424	538	754	753	634	702	5·4***	c, e, g, h	0·07
MLTPAQ	103	116	76	73	106	116	110	131	108	121	1·2 ^{NS}		0·02
MPA (min/week)													
Long-form IPAQ	303	331	334	371	525	441	611	434	733	476	7·8***	a, b, c, h	0·10
Short-form IPAQ	82	116	147	294	210	290	349	539	545	620	6·8***	a, b, c, d, h	0·08
MLTPAQ	104	107	255	298	292	238	373	371	336	253	7·4***	c, f, g, h	0·05
VPA (min/week)													
Long-form IPAQ	55	178	129	194	155	258	215	302	263	352	4·6***	c, d, f, h	0·06
Short-form IPAQ	47	144	113	188	135	243	172	272	206	257	2·7*	a, c, d, f, h	0·04
MLTPAQ	3	10	17	31	27	67	37	65	46	80	4·2**	a, c, d, h	0·05
Baecke questionnaire													
Work index	1·8	0·5	1·8	0·6	2·0	0·6	2·2	0·7	2·3	0·6	6·9***	a, b, f, h	0·09
LT index	1·9	0·6	2·3	0·5	2·5	0·6	2·6	0·6	2·6	0·7	6·3***	f, g, h	0·09
Sport index	1·4	1·2	1·9	1·3	1·9	1·2	2·2	1·2	2·5	2·1	3·2*	a, b, c, d, f, h	0·05
Total PA index	5·1	1·9	6·0	1·5	6·4	1·4	7·0	1·5	7·4	1·5	10·4***	a, c, h	0·13

Tabelle 4: Unterschiede der auf den Fragebögen basierenden „physical activity“ (PA)

Schließlich wurden Kontingenztabellen jener Teilnehmer gemacht, die nicht die Schrittzählungsschwellen von 7500, 10000 und 12500 Schritte/Tag und/oder die Richtlinie von 30 Minuten MVPA/d erreichten. Auch die Prozentsätze zwischen den verschiedenen PA-Empfehlungen wurden anhand von Kontingenztabellen berechnet. Ein P Wert $\leq 0,05$ wurde als statistisch signifikant betrachtet.

Ergebnisse

Die Korrelationen zwischen Schrittzählungen und PA, basierend auf den Fragebögen, werden in Tabelle 6 gezeigt. Die Schrittzählungen korrelieren mäßig mit dem Gesamt-PA ($r_s = 0,37$) und MPA ($r_s = 0,31$). Eine eher geringe Korrelation, ermittelt durch die langen IPAQ Form, besteht bezüglich dem Gehen ($r_s = 0,19$) und VPA ($r_s = 0,25$). Niedrige Korrelationen wurden zwischen Schrittzählungen und Gesamt-PA gefunden ($r_s = 0,28$), beim Gehen ($r_s = 0,15$) und bei der VPA ($r_s = 0,20$) wenn die kurze IPAQ Form zum Einsatz kam. Lediglich die MPA zeigte eine höhere Korrelation ($r_s = 0,33$). Eine niedrige Korrelation wurde zwischen Schrittzählungen beim Gehen ($r_s = 0,10$) und der VPA ($r_s = 0,16$) gefunden, wenn der MLTPAQ verwendet wurde. Unter Verwendung des MLTPAQ, korrelieren die Gesamt-PA ($r_s = 0,32$) und die MPA ($r_s = 0,32$), moderat mit den Schrittzählungen. Außerdem korrelieren die Schrittzählungen moderat mit dem Gesamt-PA-Index (r_s

= 0,44), LT-Index ($r_s = 0,44$) und Sport-Index ($r_s = 0,31$) des Baecke Fragebogens, abgesehen vom Arbeitsindex ($r_s = 0,19$). Korrelationen zwischen den in den verschiedenen Fragebogen berichteten PA werden in Tabelle 6 präsentiert.

Abbildung 7 zeigt die durchschnittliche Abweichung und die Standardabweichung (SD) des PA's (Minute/Woche) basierend auf den Fragebögen und den verschiedenen Schrittzählungsgruppen von TUDOR-LOCKE und BASSETT (2004: 34). Signifikante Unterschiede zwischen den fünf Schrittzählungsgruppen wurden für den Gesamt-PA, MPA und VPA bei der langen IPAQ Form, kurze IPAQ Form und MLTPAQ gefunden. Für das Gehen unterschieden sich nur die Daten beruhend auf der kurzen IPAQ Form signifikant zwischen den Schrittzählungsgruppen. Die Arbeit, Freizeit, Sport und Gesamt-PA-Indizien des Baecke Fragebogens unterschied sich signifikant zwischen den fünf Schrittzählungsgruppen.

Insgesamt, 80,6 % der Teilnehmer erreichten 7500 Schritte/Tag, 45 % erreichten 10000 Schritte/Tag und 39,4 % erreichten 12500 Schritte/Tag, wohingegen 30 Minuten MVPA/Tag von 85,4% gemäß der langen IPAQ Form erreicht wurden, 84,8 % gemäß der kurzen IPAQ Form und 68,1 % gemäß dem MLTPAQ (siehe Abbildung 4).

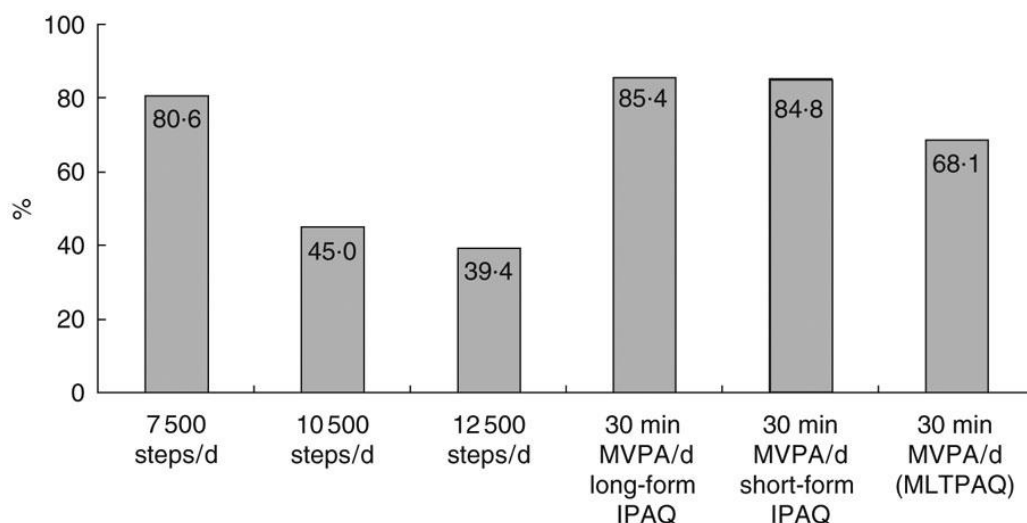


Abbildung 4: Prozentuelle Angabe der Testpersonen die die Schrittgrenzen 7500 Schritte/Tag, 10500 Schritte/Tag und 12500 Schritte/Tag und jener die 30 min moderate bis hin zu hoher Intensität laut drei verschiedenen Fragebögen erreicht haben

Kam die lange IPAQ Form zur Anwendung, wurden die Schrittzählungsschwellen 7500, 10000 und 12500 Schritte/Tag und die 30 Minuten MVPA/Tag von 77,7 %, 54,4 % und 48,7 % der Teilnehmer erreicht (siehe Tabelle 5).

30 min MVPA/d based on...	7500 steps	
	Not reached	Reached
Long-form IPAQ		
Not reached	18	27
Reached	42	223
Short-form IPAQ		
Not reached	17	30
Reached	43	220
MLTPAQ		
Not reached	36	63
Reached	24	187
10 000 steps		
	Not reached	Reached
Long-form IPAQ		
Not reached	37	8
Reached	133	131
Short-form IPAQ		
Not reached	34	13
Reached	136	126
MLTPAQ		
Not reached	62	37
Reached	108	102
12 500 steps		
	Not reached	Reached
Long-form IPAQ		
Not reached	37	8
Reached	151	114
Short-form IPAQ		
Not reached	37	10
Reached	151	112
MLTPAQ		
Not reached	69	30
Reached	119	92

Tabelle 5: Anzahl der Teilnehmer die beide, eine oder keine der beiden Aktivitätsgrenzen erreicht haben

Beruhend auf der kurzen IPAQ Form, erreichten 76,5 %, 51,8 % und 48,1 % von den Teilnehmern die Schwellen. Wurde der MLTPAQ verwendet, wurden die Empfehlungen von 71,9 %, 53,1 % und 51,9 % der Teilnehmer erreicht. Ungefähr 89,2 % der Teilnehmer, die 7500 Schritte/Tag erreichten, erreichten auch 30 Minuten MVPA/Tag, gemäß der langen IPAQ Form. Ebenso wie 94,2 % die 10000 Schritte/Tag erreichten und 93,4 %, die 12500 Schritte/Tag erreichten. Mit der kurzen IPAQ Form waren diese Zahlen 88,0 %, 90,6 % und 91,8 %. Beruhend auf dem MLTPAQ erreichten, 74,8 % der Teilnehmer, die 7500 Schritte/Tag, 73,4 %, die 10000 Schritte/Tag und 75,4 %, die 12500 Schritte/Tag und diese erreichten auch die 30 Minuten MVPA/Tag.

		Step counts	Short-form IPAQ				MLTPAQ				Baedke Q	
			Total PA+	Walking+	MPA+	VPA+	Total PA+	Walking+	MPA+	VPA+	Total PA index	
Long-form IPAQ	Total PA+	0-37 (0-27-0-46)	0-73 (0-67-0-78)				0-36 (0-26-0-45)					
	Walking+	0-19 (0-08-0-30)	0-68 (0-62-0-74)				0-24 (0-13-0-34)					0-30 (0-20-0-40)
	MPA+	0-31 (0-21-0-41)		0-56 (0-78-0-63)				0-40 (0-30-0-49)				
	VPA+	0-25 (0-14-0-35)			0-78 (0-73-0-82)				0-41 (0-31-0-50)			
Short-form IPAQ	Total PA+	0-28 (0-17-0-38)					0-31 (0-21-0-41)					0-31 (0-21-0-41)
	Walking+	0-15 (0-04-0-26)					0-20 (0-10-0-31)					
	MPA+	0-33 (0-23-0-43)						0-41 (0-31-0-50)				
	VPA+	0-20 (0-09-0-31)							0-40 (0-30-0-50)			0-40 (0-30-0-49)
MLTPAQ	Total PA+	0-32 (0-22-0-42)										
	Walking+	0-10 (-0-01-0-21)										
	MPA+	0-32 (0-22-0-42)										
	VPA+	0-16 (0-05-0-27)										
Baedke Q	Total PA index	0-44 (0-35-0-53)										
	Work index	0-19 (0-08-0-30)										
	LT index	0-44 (0-35-0-53)										
	Sport index	0-31 (0-20-0-41)										

Tabelle 6: Korrelationsmatrix; Spearman Korrelationskoeffizient (95% CI)

Diskussion

Das erste Ziel der gegenwärtigen Studie war, die Vereinigungen zwischen Schrittzählungen und PA, basierend auf Fragebögen, zu bewerten. Objektiv gemessene Schrittzählungen korrelieren positiv mit den subjektiv berichteten PA-Niveaus. Signifikant, positive Verbindungen zwischen Schrittzählungen und den auf Fragebogen gegründetem PA wurden auch in früheren Studien, (vgl. WELK (2000: 32), BASSETT et al. (2004: 36)) gefunden, wobei diese Studien meist auf der körperlichen Tätigkeit des Gehens beruhten (vgl. CRESPO et al. (1996: 17)). Eine mittlere Korrelation von $r = 0,33$ (Bereich: 0,02-0,94) wurde zwischen Schrittzählungen und Selbstberichtetem PA in einer Begutachtung von größtenteils nichteuropäischen Studien gefunden (vgl. TUDOR-LOCKE et al. (2002: 32)). In der gegenwärtigen Studie, wurde eine niedrige Korrelation zwischen Schrittzählungen und dem Gehen, anhand des langen IPAQ, kurzen IPAQ und dem MLTPAQ gefunden. Eine Erklärung für diese Entdeckung könnte der Mangel an Empfindlichkeit der Fragebögen sein (vgl. AINSWORTH et al. (1993: 46)). BASSETT et al. (2000: 32) haben auch herausgefunden, dass die Testpersonen ihre täglich zurückgelegte Entfernung, im Vergleich zu den Werten des Schrittmessers, unterschätzten. Außerdem wurden verschiedene Typen des Gehens durch die verschiedenen Fragebogen bewertet. Die lange IPAQ Form fragte nach der Kombination des Gehens in verschiedenen Gebieten (d. h. Arbeit, Transport, nach Hause, Freizeit), während der MLTPAQ, das Gehen in der Freizeit, zum Vergnügen und das zur Arbeit gehen, bewertete.

Außerdem wurden der auf Fragebogen basierende PA gegenüber den Schrittzählungswerten von TUDOR-LOCKE und BASSETT (2004: 34) bewertet. Je aktiver die Teilnehmer waren, beruhend auf Schrittzählungen, desto höher war das Niveau im gesamt PA, MPA und VPA, basierend auf dem langen IPAQ, kurzen IPAQ und dem MLTPAQ. Die Aussage dieser Ergebnisse ist, dass Personen, die mehr MPA und VPA Aktivitäten durchführen, mehr Schritte pro Tag ansammelten. Dies war jedoch beim langen IPAQ und beim MLTPAQ nicht der Fall. Nur das Gehen, beim kurzen IPAQ unterschied sich signifikant von den Schrittzählungsgruppen. Alle Indizien (Arbeit, Freizeit, Sport und Gesamt-PA), beruhend auf den Baecke Fragebogen, nahmen auch zu, wenn sich die

Schrittzahl vermehrte. Schrittzählungen sind imstande zwischen Gesamt PA, MPA und VPA zu unterscheiden.

Ein weiteres Ziel der gegenwärtigen Studie war es, die zurzeit verwendeten PA Richtlinien zu vergleichen und die Prozentsätzen von Teilnehmern zu zeigen, die die Schrittzählungsschwellen erreichten. 80,6 % der Teilnehmer erreichten 7500 Schritte/Tag, 45,0 % erreichten 10000 Schritte/Tag und 39,4 % erreichten 12500 Schritte/Tag. Die Richtlinie von 30 Minuten MVPA/Tag wurde andererseits durch 85,4 % gemäß dem langen IPAQ erreicht, gefolgt von 84,8 % gemäß dem kurzen IPAQ und durch 68,1 % gemäß dem MLTPAQ. Es gibt verschiedene Erklärungen für diese Diskrepanz. Es ist bekannt, dass eine Überschätzung des PA's vorkommen kann, wenn Fragebögen verwendet werden. So auch beim IPAQ (vgl. SALLIS et al. (2000: 71)). Der niedrigere Prozentsatz beim MLTPAQ konnte durch den 1-jährigen Zeitrahmen des Fragebogens erklärt werden, der wahrscheinlich eine schlechte Rückmeldung verursacht hat. Auch die Tatsache, dass der MLTPAQ von dem Interviewer verwaltet wurde, kann einen Einfluss gehabt haben: Die Forschungshelfer wurden geschult, um eine Überschätzung des PA's zu entdecken (vgl. MONTTOYE et al. (1996)).

Die gegenwärtige Studie erforschte auch, ob das Erreichen verschiedener Schrittzählungsschwellen ausreichend war, um 30 Minuten MVPA/Tag zu erreichen. Bei 89,2 % Teilnehmer die 7500 Schritte/Tag erreichten, wurde auch die MVPA Empfehlung erreicht (langer IPAQ). Beim kurzen IPAQ waren es 88,0 % der Teilnehmer. 94,2 % der Teilnehmer die 10000 Schritte/Tag erreichten, waren auch 30 Minuten MVPA/Tag aktiv (lange IPAQ Form); 90,6 % beim kurze IPAQ. Die 12500 Schritte/Tag und 30 Minuten MVPA/Tag erreichten 93,4 % (lange IPAQ Form); 91,8 % (kurze IPAQ Form). Alle auf den MLTPAQ beruhenden Zahlen waren niedriger (beziehungsweise 74,8 %, 73,4 % und 75,4 %). LE MASUROER et al. (2003: 74) fanden heraus, dass 91 % der Frauen, die 10000 Schritte/Tag und mehr als 30 Minuten MVPA/Tag, beruhend auf Accelerometer Daten, erreichten. In der gegenwärtigen Studie war es für die Teilnehmer leichter, die Schrittzählungsschwellen zu erreichen, als die 30 Minuten MVPA/Tag. Weniger als die Hälfte der Teilnehmer (49,6 %, langer IPAQ, 48,1 %, kurzer IPAQ und 48,6 %, MLTPAQ, erreichten die 30 Minuten MVPA/Tag und 10000 Schritte/Tag.

TUDOR-LOCKE et al. (2005: 30) fanden heraus, dass etwa 3000 Schritte in 30 Minuten, bei gemäßigter Intensität erwartet werden können.

Das gegenwärtige durchschnittliche Schrittzählungsniveau (12100 Schritte/Tag) ist deutlich höher, als bei einer repräsentativen Stichprobe von belgischen Erwachsenen (9700 Schritte/Tag) (vgl. DE COCKER et al. (2007: 78)). Eine mögliche Erklärung könnte die Tatsache sein, dass die gegenwärtige Studienbevölkerung eine Probe von größtenteils arbeitenden war, vorsichtige Interpretationen getätigt wurden und die Verallgemeinerung der Ergebnisse beschränkt ist.

Die gegenwärtigen Ergebnisse spiegeln wider, dass Vorsicht geboten ist, wenn PA-Standards bei verschiedenen Methoden verwendet werden. Es ist bemerkenswert, dass trotz gemäßigter Korrelationen zwischen Schrittzählungen und den auf Fragebögen gegründetem PA, sich die Prozentsätze, die den Standard erreichen, sich nicht wesentlich unterscheiden. Die subjektive Natur von Fragebögen, Überschätzungen zu verursachen, kann eine Erklärung für die Diskrepanz sein. Um dieses Problem zu vermeiden, könnten „goldene Standards“, wie doubly labelled water Methode oder Accelerometer verwendet werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass in der gegenwärtigen europäischen Probe, eine bescheidene Beziehung zwischen Schrittzählungen und auf den Fragebogen gegründetem PA gegenständlich ist. Objektive Schrittmesser stellen nicht nur eine Messung des Gehens zur Verfügung sondern geben auch Auskunft über den Gesamt PA, MPA und VPA. Wenn auch Schrittmesser allein nicht zwischen der Intensität der Tätigkeiten, noch über die verbrachte Zeit in den verschiedenen Intensitätskategorien geben kann, so geben sie genügend Auskunft, über die PA-Aktivitäten von „frei lebenden“ Bevölkerungen. Weniger Übereinstimmung wurde zwischen den zurzeit verwendeten PA-Richtlinien (30 Minuten MVPA/Tag) und Schrittzählungsschwellen gefunden. Man muss vorsichtig sein, wenn verschiedene Proben mit verschiedenen Methoden verglichen werden.

3.1.3 Total energy expenditure estimated using a foot-contact pedometer

William J. Tharion, Miyo Yokota, Mark J. Buller, James P. DeLany,
Reed W. Hoyt

Den genauen Gesamtenergieverbrauchs (TEE) bei „frei lebenden“ Menschen zu bewerten ist schwer (vgl. MONTOYE et al. (1996)). Zum Beispiel verlangt die „intake balance Methode“, die den TEE anhand der Nahrungsmittelaufnahme und Veränderungen in der Körperzusammensetzung bewertet, eine relativ lange Einschätzungsperiode (vgl. HOYT et al. (1991: 71)). Das doppelt markierte Wasser (DLW) ist eine zuverlässige und genaue Methode um den TEE bei Menschen zu messen (vgl. SCHOELLER et al. (1982: 53)), ist jedoch teuer und kann gewöhnlich nur im Laufe einer Periode von 2 Tagen oder mehr verwertet werden.

Schrittmesser stellen eine Alternative für das Schätzen des TEE zur Verfügung. Sie sind leichter einzusetzen als die „intake balance“ Methode, können bei Feld Studien verwendet werden, und sind nicht so teuer wie die DLW Methode.

Die menschliche Aktivität wird seit unzähligen Jahren anhand von Schrittmessern (durch das Zählen von Schritten und Errechnen der zurückgelegten Distanz) (vgl. MONTOYE et al. (1996)). bewertet. Ursprünglich wurden Schrittmesser wurden nicht dafür entworfen, um den metabolischen Energieverbrauch quantitativ zu bewerten. Kürzlich haben jedoch einige Hersteller herausgefunden, dass ihre Geräte den Energieverbrauch (vgl. MONTOYE et al. (1996)) genau bestimmen können. Wie sich gezeigt hat, haben herkömmliche Schrittmesser tatsächlich den Energieverbrauch während kontrollierter Laborstudien vorausgesagt, aber es gibt wenige Studien, die die Gültigkeit von Schrittmesser und deren Schätzung des Energieverbrauchs unter Feldbedingungen bewertet (vgl. TUDOR-LOCKE et al. (2002: 32)). Drei Studien haben die Messung des Energieverbrauchs anhand von Schrittzählern mit der DLW bei „frei lebenden“ Personen verglichen. Eine Studie mit älteren Personen, bei denen es zu einem periodisch auftretenden Hinken kam und die eine eingeschränkte Bewegung hatten, zeigte eine signifikante Korrelation ($r = 0.61$; $p < 0.002$) zwischen TEE Schätzungen, zur Verfügung

gestellt durch einen Caltrac (Muscle Dynamic Fitness Network, Torrence, CA), und dem TEE gemessen durch die DLW (vgl. GARDNER et al. (1998: 53A)). Jedoch gibt es auch Studien mit einer nicht signifikanten Beziehung zwischen dem ermittelten TEE durch Schrittmesser (TEEpedo) und dem TEE durch die DLW Methode (TEEdlw). Eine Studie mit übergewichtigen Frauen (vgl. FROGELHOLM et al. (1998: 30)) und eine andere mit jungen gesunden Erwachsenen Frauen (vgl. LEENDERS et al. (2001: 33)).

HOYT et al. (1994: 76) haben demonstriert, dass das Wissen des Gesamtgewichtes einer Person (d. h., Körpergewicht plus die Kleidung und das andere getragene Gewand) und das Tragen eines besonders entworfen Fußgrund-Kontakt-Monitor ausreichen, um den Übungsenergieverbrauch beim Gehen und Laufen auf einem Laufband genau vorausszusagen ($R^2=0.93$). Der Zweck dieser Studie war es, diese Arbeit zu erweitern und zu bestimmen, ob ein Schrittmesser, der die Boden-Kontakt-Zeit des Fuß (T_c) messen kann und zwischen den Niveaus der Tätigkeit unterscheidet (keine Tätigkeit, Thermogenese bei keiner körperlichen Tätigkeit [NEAT], beim Gehen, und Laufen), verwendet werden kann, um den TEE genau zu schätzen. NEAT besteht aus nichtzweckmäßiger Tätigkeit wie herumfuchteln, schlüpfende, und langsame Bewegungen der Füße.

Materialien und Methoden

Freiwillige

Zwanzig US amerikanische Marinematrosen (8 Männer und 12 Frauen) zugeteilt einem Sturmschiff, das einem kleinen Flugzeugträger ähnelt, nahmen freiwillig, an dieser Studie teil. TEEdlw wurde bei 17 Freiwilligen gemessen. Den drei restlichen Freiwilligen (1 Mann und 2 Frauen) wurde Leitungswasser verabreicht. Die Freiwilligen, die an dieser Studie teilnahmen, gaben ihre schriftliche Zustimmung in Übereinstimmung mit relevanten US-Armeeregulierungen bezüglich des Gebrauches von Freiwilligen in der Forschung. Die Freiwilligen nahmen an einem 8 tägigen Feld Training auf See teil. Die Teilnehmer übten eine Vielfalt von Jobs mit unterschiedlichen Niveaus der körperlichen Tätigkeit aus.

Versuchsplan

Am Tag 0, wurden die Freiwilligen mit den Schrittmessern vertraut gemacht, Alter und Größe wurden registriert. Das Körpergewicht wurde bei den Freiwilligen mit T-Shirts und Unterwäsche vor der Verabreichung des DLW (Tag 0) und am Ende der Studie (Tag 8) ermittelt.

Die Methoden, um TEE_{dlw} zu bewerten, werden anderswo beschrieben [vgl. DELANY et al. (9)]. Am Tag 0, wurden die Freiwilligen gebeten wenig zu essen und für etwa 6 Stunden nichts zu trinken, dann mussten sie eine ~30 ml Urinprobe und eine ~10 ml Probe des Speichels zur Verfügung stellen. Die Freiwilligen tranken dann abhängig geschätztem Gesamtkörperwasser (TBW) 0.25 g/kg H₂¹⁸O und 0.18 g/kg ²H₂O (Isotec Inc, Miamisburg, OH), oder Leitungswasser (Kontrollgruppe). Das Gesamtkörperwasser wurde mit 73 % der mageren Körpermasse (LBM) geschätzt (vgl. DELANY et al. (1989: 67)). Die magere Körpermasse wurde mit rund 15 % vom Körpergewicht bei Männer und 25 % vom Körpergewicht bei Frauen geschätzt (vgl. FRIEDL et al. (1994: 77), MCARDLE et al. (1996)). Ungefähr 50 ml vom Trinkwasser des Schiffs wurden verbraucht, um den Dosisbehälter auszuspülen. Speichelproben (~10 ml) wurden nach 3 und 4 Stunden nach der Nahrungsaufnahme für die TBW Ermittlungen gesammelt (vgl. HOYT et al. (1991: 71), SCHOELLER et al. (1982: 53)).

Die erste Urinprobe die am Morgen eines jeden Tages gesammelt wurde, wurde verwendet, um die Isotop-Beseitigungsraten für ²H und ¹⁸O zu messen. Eine Änderung in der Grundlinie der Isotopenhäufigkeit, wurde lediglich bei drei Freiwilligen gemessen. Denen wurde das Leitungswasser und nicht das markierte Wasser gegeben. Das Korrigieren für signifikante Änderungen in der Grundbereicherung verbessert die Präzision der Schätzungen von TEE_{dlw} (vgl. DELANY et al. (1989: 67)). Der geschätzte TEE_{dlw} wurde anhand der CO₂ Produktion berechnet, der mit der vorher beschriebenen Methode, durch die Analyse der Differenzialisotopenbeseitigungsrate erhalten wurde, (vgl. DELANY et al. (1989: 67)). Ein metabolischer Brennstoffquotient von 0,85 wurde angenommen (vgl. MONTONEY et al. (1996)). Körperenergielager wurden durch die Isotopenverdünnungsmessungen (H₂¹⁸O) des TBW berechnet (vgl. HOYT et al. (1991: 71)). Die fettfreie Masse wurde berechnet, indem die Fettmasse von der

Körpermasse abgezogen wurde. Bei der fettfreien Masse wurde angenommen, dass diese aus rund 27 % Protein und 73 % Wasser besteht. Die Fettmasse wurde mit 100 % Fett angenommen. Energieäquivalente von 0,018 MJ/g für das Protein und 0.040 MJ/g für Fett wurden verwendet (vgl. HOYT et al. (1991: 71)).

Die Schätzungen des Übungsenergieverbrauchs beruhten auf dem Gesamtgewicht (Körper und Kleidungsgewicht) und der Kontaktzeit (T_c) des Fußes mit dem Boden, die durch den Beschleunigungsmesser und einen Mikroprozessor innerhalb des Schrittmessers gemessen wurden (vgl. HOYT et al. (1994: 76)). Diese Annäherung beruht auf der Beziehung, dass der Energieverbrauch der während des Gehens oder Laufens erzeugt wird, in erster Linie durch das Tragen des Körpergewichts und der Rate mit der diese Ortsveränderung erzeugt wird (vgl. KRAM et al. (1990: 346), TAYLOR et al. (1985: 115)).

Der Fußgrund-Kontakt-Schrittmesser (Fitsense Technology Inc, Southboro, MA) ist ein kleines elektronisches Gerät (etwa 5.8 cm × 7.6 cm × 6.4 cm; 56 g), dass in einem Beutel an der Außenseite oder am Schuhband des Schuhs befestigt wurde. Innerhalb des Monitors befindet sich ein accelerometrischer Sensorstromkreis, ein Analog - Digitalkonverter, und ein Mikrokontroller (Mikroprozessor, Speicher, Echtzeituhr, und Computerschnittstelleneinheit). Der Schrittmesser sammelt Information über jeden Schritt und registriert die T_c in Millisekunden. Der Speicher kann bis zu 81.760 Ereignisse, entweder Schritte oder Aufzeichnungen in denen keine Tätigkeit stattfindet, registrieren. Eine Aufzeichnung in der keine Tätigkeiten stattfinden, kann in einem Intervall von 1 sec oder sogar 0.5 Stunden erfolgen. Daten können vom Schrittmesser zu einem Laptop übertragen werden, der die Schnittstelleneinheit des Herstellers und dessen Software verwendet (Logger Interface v 2.19; Fitsense Technology Inc, Southboro, MA). Diese Software identifiziert auch die verschiedenen Typen der Fußbewegung. Die Schrittmesser stellen auch eine schrittweise Schätzung der T_c zur Verfügung. Die Aufzeichnung des accelerometrischen Signals, um den spezifischen T_c zu ermitteln, beginnt mit dem Fersenaufsatz und endet mit dem abheben der Zehe. Diese Bewegung liegt innerhalb von ± 2 ms (vgl. WEYAND et al. (2001: 91)). Die Klassifikation der Tätigkeit, laufen, gehen, NEAT und Zeiträume in denen keine Tätigkeit stattfindet,

werden durch das Muster der Fußgrund-Kontakt-Wellenformen bestimmt (vgl. WEYAND et al. (2001: 91)). Der Schrittmesser misst die Tc, anhand der Identifizierung der Beschleunigung beim Fersenaufsatz, und der feineren Beschleunigung der Zehen. Perioden in denen keine Beschleunigung stattfindet, sind als "keine Tätigkeit" klassifiziert. Perioden des Gehens oder des Laufen werden anhand der Tc bestimmt. Tc von 500 ms oder weniger werden als laufen identifiziert und Tc von mehr als 500 ms als Gehen (vgl. WEYAND et al. (2001: 91)). NEAT Perioden wurden klassifiziert, wenn ein Fersenaufsatz entdeckt wurde, aber das feinere Signal des Abhebens der Zehe nicht vorhanden war. Diese NEAT Bewegungen kommen allgemein als Bewegungsgeschwindigkeit weniger als 0.9 m/sec vor (vgl. WEYAND et al. (2001: 91)).

Die Freiwilligen wurden beauftragt, die Schrittmesser, die an ihren Schuhen befestigt waren, während der kompletten Studie zu tragen. Wenn die Teilnehmer die Schuhe wechselten, wurden sie beauftragt, die Schrittmesser auf das neuen Paar Schuhe zu montieren. Am fünften Tag wurden die Schrittmesserdaten herunter geladen, und die Batterien getauscht. Die Schrittmesser wurden den Teilnehmer innerhalb von 30 Minuten zurückgegeben. Die Schrittmesserdaten wurden auch am Schluss der Studie herunter geladen.

Daten Analyse

Alle Daten wurden mit dem statistischen Paket für Sozialwissenschaften (SPSS) für Windows Version 11.0 analysiert (SPSS, Inc; Chicago, IL). Die beschreibende Statistik wird als Durchschnitt (die durchschnittliche Arithmetik) $\pm$ Standardabweichungen (SD) berichtet. Die Varianzanalyse wurde verwendet, um die durchschnittlichen Unterschiede des TEE auf Grund der verschiedenen Methoden (DLW vs. Schrittmesser), zu bestimmen. Die zwei Schrittmesserdaten Files, für jeden Freiwilligen (Tag 0 bis Tag 5, und Tag 5 bis Tag 8) wurden zusammengeführt (minus die 30 nicht registrierten Minuten, als die Batterien gewechselt wurden und die Daten am 5 Tag herunter geladen wurden). Die Summe der Zeit, die in jeder Tätigkeit verbracht wurde (laufen, gehen, NEAT, und keine Tätigkeit), wurde zusammengefasst. Die durchschnittliche Tc für jede dieser Tätigkeiten wurde berechnet, und spezifische Algorithmen verwendet, um die

Energiekosten der Tätigkeit zu schätzen. Ein Bland-Altman Entwurf (vgl. BLAND et al. (1986: 8)) zeigt den Unterschied zwischen individuellen Messungen, durch die zwei Methoden, gegenüber dem Durchschnitt der zwei Methoden. Der durchschnittliche Fehler wurde als die Standardabweichung (SD) des Unterschieds zwischen TEEpedo und TEEdlw berechnet, während der Gesamte Fehler als $\sqrt{[\sum (TEEpedo - TEEdlw)^2 / (n-1)]}$ berechnet wurde.

TEE wird aus dem aktiven Energieverbrauch, der thermischen Wirkung des Essens, und der metabolischen Ruherate (RMR) zusammengesetzt. Der aktive Energieverbrauch wird aus den metabolischen Kosten der Ortsveränderung (MLoco) und NEAT zusammengesetzt. Da die diätetische Aufnahme in dieser Studie nicht bewertet wurde, wurde die thermische Wirkung des Essens in die Berechnung von TEEpedo nicht eingeschlossen. Die Bestimmung der RMR wurde, mit Hilfe des Algorithmus, entwickelt durch CUNNINGHAM (1980: 33), der die LBM verwendet, geschätzt:

(Algorithmus 1): $RMR \text{ (kcal/Tag)} = 500 + 22(LBM)$.

Die Tc Daten wurden verwendet, um zu schätzen wie lange jede Tätigkeit ausgeführt wurde (laufen, gehen, NEAT und keine Tätigkeit) und die metabolischen Energiekosten für jede Tätigkeitskategorie einschließlich des anteiligen Teils des RMR zu schätzen. Der ursprüngliche Algorithmus (vgl. HOYT et al. (1994: 76)), um MLoco zu schätzen, differenzierte nicht zwischen Gehen und Laufen und deshalb wurde ein weiterer Algorithmus entwickelt:

(Algorithmus 2): $MLoco \text{ in Watt, (EE (W))} = 3.701 \times (\text{Gesamtgewicht} / Tc) - 149.6$

Die Tc Daten dieser Studie verwendeten einen Beschleunigungsmesser anstatt einer Kraft-Widerstands-Technologie. Während in dieser Studie das Konzept des Algorithmus 2, Gesamtgewicht der Person und gemessenen Tc verwendet, scheint der Algorithmus 2 jedoch ungültig bezüglich der Bestimmung von Tc zu sein. Verbesserte Algorithmen, um die metabolischen Kosten des Gehens und Laufens getrennt zu schätzen, wurden entwickelt und durch die Verwendung von unveröffentlichte Daten von WEYAND und Mitarbeitern (2001: 91) und

veröffentlichten Daten die in einer Studie mit 14 Freiwilligen, die auf einem Laufband liefen und gegangen sind, validiert. Diese modifizierten Algorithmen, verwenden dieselben Beschleunigungsmesser, wie der in der gegenwärtigen Studie (Fitsense, Southboro, MA):

(Algorithmus 3): MLoco of running, MLoco-run (W) = $4.517 \times (\text{Gesamtgewicht} / Tc) - 378.33$; ($R^2 = 0.76$, $p < 0.001$), und

(Algorithmus 4): MLoco of walking, MLoco-walk (W) = $4.312 \times (\text{Gesamtgewicht} / Tc) - 269.62$; ($R^2=0.56$, $p < 0.001$),

wobei das Gesamtgewicht alles einschließt was angezogen oder getragen wurde und Tc der Fußgrund-Kontakt-Zeit gleichkommt. Diese Algorithmen beruhen auf Regressionsgleichungen, die Tc in Gehen und Laufen unterteilt. WEYAND et al. (2001: 91) beschreiben in ihren vorher veröffentlichten Studien die Schrittmesser-Wellenform-Eigenschaften einhergehend mit den accelerometrischen Schrittmesser. Diese Algorithmen (Algorithmen 3 und 4) wurden ($R^2=0,89$, $p < 0.001$) mit Daten von einer Studie, bei der die freiwilligen Testpersonen auf einem Feldweg 1300 m bis zu 1600 m gingen und liefen und eine Last von 13,6 kg oder 27,3 Kg oder ohne Last, gültig gemacht (Weyand und Mitarbeiter, unveröffentlichte Daten).

Die metabolischen Kosten von NEAT, werden hier als Fußbewegung festgelegt, die nicht dem strukturierten Gehen oder Laufen ähnlich sind. Diese Fußbewegungen wurden als metabolische Kosten des Stehens geschätzt, wobei die metabolischen Kosten des Stehens unter Verwendung der Pandolf Gleichung (1977: 43) geschätzt wurden. Die NEAT Energiekosten wurden als $0.1 \times \text{RMR/min}$ geschätzt. Die Energiekosten des Stehens sind um etwa 12 % bis 22 % über dem RMR. Jedoch können während des Hinlegens oder des Sitzens Fußbewegungen vorkommen. Die Energiekosten in diesen Positionen sind um 0 % bis 10 % über dem RMR (vgl. AINSWORTH et al. (1993: 25)). Deshalb wurde ein Wert von 0,1 mal RMR/min gewählt, um NEAT zu erhalten. Perioden, in denen keine Bewegung getätigt wurde, waren als "keine Tätigkeit" klassifiziert und wurden mit den Energiekosten des RMR berechnet.

Der Algorithmus lautet:

$$\text{(Algorithmus 5): TEEpedo (MJ) = (1440} \times [\% \text{Run Time} \times ((0.0761 \times [\text{Gesamtkörpergewicht} / \text{TcRun}] - 7.598) + \% \text{Walk Time} \times ((0.056 \times [\text{Gesamtkörpergewicht} / \text{TcWalk}] - 2.938) + (\% \text{NEAT Time} \times 0.1 \times [\text{RMR} / \text{Minute}])) + \text{RMR}) / 239$$

wobei eine Konstante, 1440 (die Zahl von Minuten an einem Tag) verwendet wurde, um 24 Stunden TEEpedo zu erhalten. Der berechnete RMR wurde zur Gleichung hinzugefügt. Der neue für die gegenwärtige Studie entwickelte Algorithmus verwendete den selben Algorithmen wie oben beschrieben, jedoch wandelte der neue Algorithmus die Werte in Kilokalorien pro Minute um, um mit der Cunningham Gleichung (1980: 33) überein zustimmen. Durch die Konstante 239 werden die Kilokalorien in MJ (1 MJ = 239 kcal) umgewandelt.

Ergebnisse

Die physischen Eigenschaften der Freiwilligen werden, getrennt nach Geschlecht, in Tabelle 7 gezeigt.

	Men (n=7)	Women (n=10)
Age (yrs)	23.0±3.9	24.7±4.4
Height (cm)	180.2±6.5	165.2±8.0
Pre-Study Weight (kg)	83.8±11.8	63.5±14.0
Post-Study Weight (kg)	84.3±11.0	63.1±13.4
Lean Body Mass (kg)	69.1±9.4	44.2±7.4
Body Fat (% of Body Weight)	17.3±6.5	30.7±5.2
Body Mass Index (kg/m ²)	24.9±3.5	23.5±3.6

Values are expressed as mean ±SD

Tabelle 7: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Eine Zusammenfassung der Zeit, in der körperliche Aktivität und auch keine körperliche Aktivität durchgeführt wurde und die geschätzten Zahlen von Schritten bei körperlichen Tätigkeiten, einschließlich NEAT, Gehen, und Laufen, werden in Tabelle 8 gezeigt.

	Hours	% of total
Activity (h)	98±22	55
Inactivity (h)	80±19	45
Total hours assessed	178±24	–
Activity type and number of steps	Steps	% of total
NEAT (non-exercise activity)	16,281±8598	55
Walking	13,288±8739	38
Running	1533±1616	7
Total steps	31,102±17,821	100

Tabelle 8: Aktivität, die Gesamtstudiendauer und die gemessene Schrittzahl während dem gehen, laufen und während nicht sportlicher Aktivitäten

Diese neue Vorhersagegleichung, erklärte 79 % der Gesamtschwankung. Der Achsenabschnitt (9,28) und der Anstieg der Regressionslinie (0,61) hinsichtlich der „Line of Identity“ zeigen, dass TEEpedo den TEE unterschätzt wird, im Vergleich zu TEEdlw, wenn der Wert von 14 MJ/d (~3300 kcal/Tag) überschritten wird. Dieser Algorithmus sagt mit 95 % Zuversicht den TEE, mit einer Schwankung von ± 0.81 MJ/Tag voraus. Der individuelle TEEdlw wird in Abbildung 5 dem TEEpedo gegenüber gestellt.

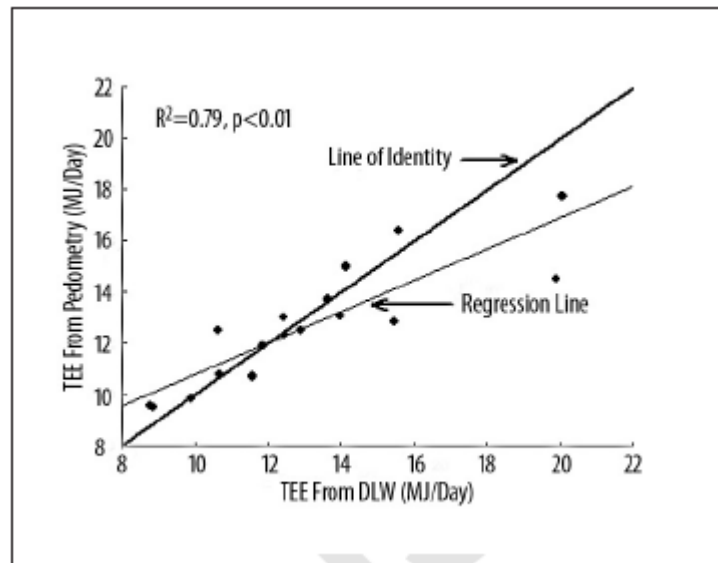


Abbildung 5: Individuelle totaler Energieverbrauch (TEE) gemessen durch die Doubly labeled water Methode (DLW) und der Vorhersage von Pedometer

Ein Bland-Altman Entwurf, der den Unterschied zwischen den Methoden zeigt (TEEpedo - TEEdlw), illustriert die kleine Tendenz zwischen den zwei Messungen, abgesehen von einem Datenpunkt, der außerhalb der zwei Standardabweichungen liegt (Abbildung 6).

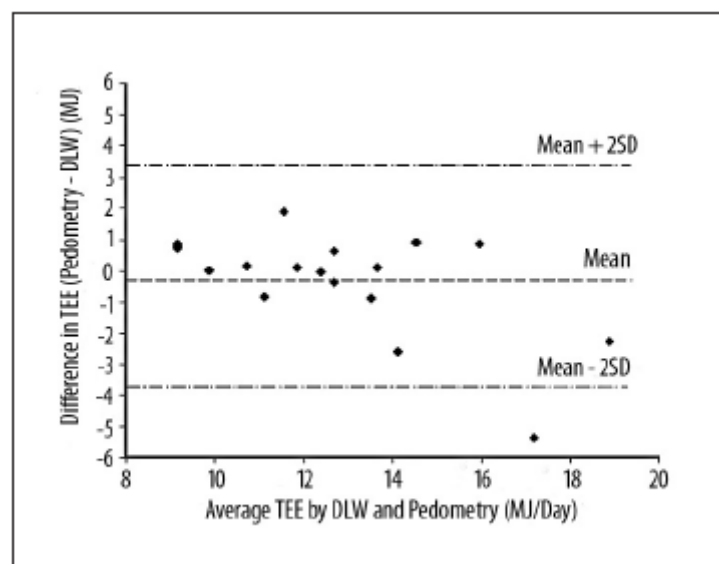


Abbildung 6: Bland-Altman Diagramm um den Unterschied im Enrgieverbauch bei der TEEpedo und TEEdlw Methode zeigt

Es gab keinen signifikanten Unterschied, im durchschnittlichen TEE, bewertet durch die DLW Methode oder der Vorhersage durch die Pedometer (Abbildung 7).

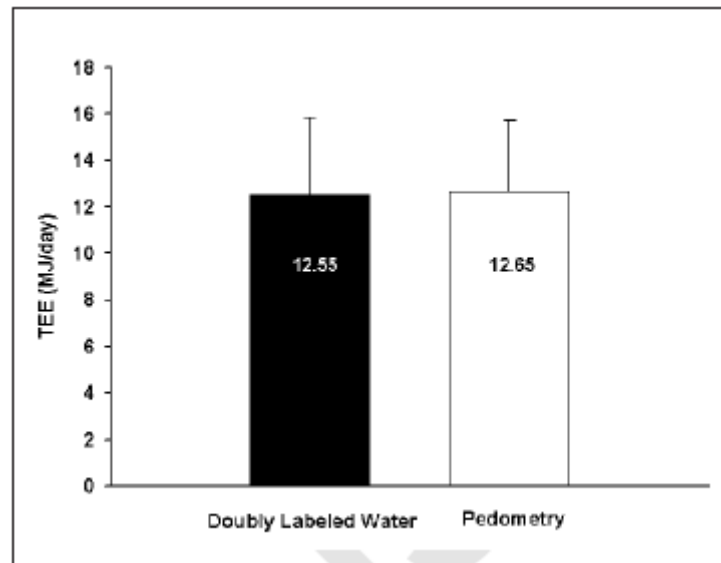


Abbildung 7: Gesamt Energieverbrauch (TEE) gemessen durch die Doubly labeled Water Methode (DLW) und vorhergesagt durch Pedometer

Diskussion

In der gegenwärtigen Studie des militärischen Bordpersonals, stellte die Fuß-Kontakt Pedometer Methode eine genaue Schätzung des TEE, bei einem Niveau bis zu 14 MJ/Tag, zur Verfügung. Bei größeren TEE Niveaus, wenn Oberkörperübungen signifikant zum TEE beigetragen haben, kann es zu einer Unterschätzung des TEE, anhand der Pedometer Methode kommen.

Schätzungen des TEEpedo wurden mit einem Algorithmus berechnet, der die Tc Daten, welche mit Hilfe eines Pedometers gesammelt wurden, nach Übungstyp und Intensität geteilt (laufen, gehen, NEAT, RMR), und der geschätzte RMR wurde eingebaut. Um die Zuverlässigkeit von TEEpedo zu bewerten, wurden Schätzungen mit denjenigen, die durch die DLW Methode erhoben wurden, verglichen.

Die Daten von den Tc Schrittmessern erlauben es, die körperlichen Tätigkeiten der Freiwilligen in eine von vier Kategorien zu klassifizieren (laufen, gehen, NEAT, und keine Tätigkeit). Der Gruppendurchschnitt von TEEpedo und TEEdlw war ähnlich (innerhalb von ± 0.13 MJ/Tag), während die Vorhersage des individuellen TEE weniger genau war. Der durchschnittliche Unterschied von 0,13 MJ/Tag zwischen den Methoden war innerhalb der ± 0.81 MJ/Tag, des 95 %

Konfidenzintervall, während TEEpedo durchschnittlich innerhalb von 1 % von TEEdlw war. Dies waren ähnliche Ergebnisse wie bei einer Studie mit Feuerwehrleuten, wo der TEE bei körperlicher Tätigkeit, durch die Verwendung eines Brust-Taschenmonitors (Manufacturing Technology, Inc, Fort Walton Beach, FL) gemessen wurde und innerhalb von 3 % des TEE, bewertet durch DLW, lag (vgl. HEIL (2002: 33), RUBY et al. (2001: 33)).

Die Fähigkeit, Daten mit Hilfe des Tc Schrittmesser zu sammeln, und die Fähigkeit die in jeder Übungskategorie verbrachten Zeit zu analysieren (Übungstyp und Intensität) (vgl. NORGAN (1996: 8)), könnte ein wichtiger Faktor sein, um die Leistung der Pedometer Methode im Vergleich zu früheren Studien von TEEpedo (vgl. GARDNER et al. (1998: 53A), FROGELHOLM et al. (1998: 30), LEENDERS et al. (2001: 33)) zu verbessern. Die Tc Pedometer Methode stellte angemessene Schätzungen des durchschnittlichen TEE von Gruppe zur Verfügung, aber die Methode ist bei individuelle TEE Vorhersagen, besonders bei TEE über 14 MJ/Tag, weniger genau. Besonders problematisch sind zwei Matrosen mit den höchsten TEEdlw Messungen von 20,07 MJ/Tag und 19,16 MJ/Tag, bei denen die TEEpedo Messungen nur bei 17,75 MJ/Tag und 14,51 MJ/Tag ergab. Offensichtlich kommt es bei der TEEdlw bei einem Wert von über 14 MJ/Tag zu einer Überschätzung.

Es ist möglich, dass Personen mit einem TEE größer als 14 MJ/Tag, Energie bei Bewegungen, die nicht als Bewegungen eingestuft werden wie schweres Heben, Energie verbrauchen. Zweitens kann die auf und ab Bewegung bei Rampen und Leitern, auf unerklärten Energieverbrauch hinauslaufen. Der Umfang dieses Fehlers, der zur unerklärten Abweichung führt, ist unbekannt. Zukünftige Studien sollten die Gültigkeit der Tc Pedometer Methode in typischeren Gruppen prüfen, wo der TEE von 14 MJ/Tag überschritten wird.

Eine andere mögliche Erklärung könnte die Art gewesen sein, wie die Daten gewonnen und durch die Schrittmesser gespeichert wurden. Die Daten wurden in einem Intervall von weniger als einer Sekunde gespeichert, um genaue Details über die verbrachte Zeit in jeder Tätigkeit zur Verfügung zu stellen. Jedoch ist es möglich, dass bei keiner feststellbaren Bewegung, über einen Zeitraum von bis zu

30 Minuten keine Daten gespeichert wurden. Über den Zeitraum von 8 Tagen, können kleine Fehler bezüglich der genauen Bestimmung wann sich eine Übung von untätig in aktiv ändert, auftreten und dieser Fehler könnte sich multipliziert haben und somit eine Ungenauigkeiten im Vorhersagemodell für Personen erzeugen. Die Ungenauigkeiten würden bei Personen mit größeren Übungsintensitäten größer sein, weil die RMR, die vermutlich genau ist, für ein kleineres Verhältnis des TEE verantwortlich wäre. Außerdem war die Analyse der Daten, bezüglich der verbrachten Zeit in den verschiedenen Tätigkeiten sehr zeitraubend und mühsam. Zukünftige Versionen dieser Schrittmesser sollten ein Uhr innerhalb des Schrittmessers verwenden, um die Zeit zu berechnen, in der die verschiedenen Tätigkeiten stattfanden, und somit könnte es zu einer genaueren Berechnung des Energieverbrauch der verschiedenen Tätigkeit kommen.

Zusammenfassung

Bei Matrosen stellte die Tc Pedometer Methode eine genaue Vorhersagen der durchschnittlichen Energieausgaben, bei einem TEE bis zu 14 MJ/Tag, zur Verfügung. Individuelle Vorhersagen des TEE, waren besonders bei TEE von mehr als 14 MJ/Tag, ein allgemeines Niveau bei Soldaten, Athleten und physischen Arbeitssarbeitern, weniger genau. Vorherige Versuche für die Validierung von TEEpedo mit TEEdlw, wurden bei älteren Patienten (vgl. GARDNER et al. (1998: 53A)), übergewichtige Frauen (vgl. FROGELHOLM et al. (1998: 30)), und bei jungen gesunden Frauen (vgl. LEENDERS et al. (2001: 33)) durchgeführt und brachten auch keine eindeutigen Ergebnisse. Da bei verschiedenen Militäreinsätzen der TEE nicht bekannt ist und der tägliche Energieverbrauch in der militärischen betrieblichen Ausbildung nicht bekannt ist, erscheint es sinnvoll weitere Forschungen anzustellen.

3.2 Accelerometer

3.2.1 Variability of some objective measures of physical activity

Randall J. Gretebeck and Henry J. Montoye

Das Hauptproblem in industrialisierten Ländern, ist im Lebensstil und der körperlichen Aktivität begründet. Als Konsequenz muss ein Weg gefunden werden, um die körperliche Aktivität messen zu können. Die meisten Forscher sind mit der „soften“ Methode (Fragebögen oder Interviews) nicht zufrieden. In vielen Laboratorien wird versucht, Methoden zu finden, um den Energieverbrauch, die Bewegung oder die physiologische Antwort auf Bewegung zu finden. Im Rahmen dieser Forschungen stellt sich die Frage, wie oft eine Messung durchgeführt werden soll, um adäquate Ergebnisse zu liefern.

Diese Studie beschäftigt sich einerseits mit den intraindividuellen Unterschieden bei der Messung des Energieverbrauchs, andererseits über wie viele Tage die Aufzeichnung von Daten erfolgen muss, um bestmögliche Berechnungen anstellen zu können und ob es Unterschiede zwischen Messungen an Wochentagen oder an Wochenenden gibt.

MATERIALIEN und METHODEN

In dieser Studie nahmen 30 Männer, in einem durchschnittlichen Alter von 36,9 Jahre (24-67 Jahre) teil. Alle diese Teilnehmer gingen einer Vollzeitarbeit nach, welche von Schreibtischarbeiten bis hin zum Briefträger bzw. Fabrikarbeiter reichten. Auch die Freizeitaktivitäten variierten.

An 7 aufeinander folgenden Tagen, trugen die Testpersonen einen Pedometer an der Hüfte, einen Pedometer am Fußknöchel und einen Accelerometer auf der rechten Seite der Hüfte, um die vertikalen Bewegungen aufzuzeichnen. Ein weiterer Accelerometer wurde an der linken Seite der Hüfte befestigt, um die vorwärts und rückwärts Bewegungen zu erfassen und ein dritter wurde an der Vorderseite der Hüfte angebracht, um die lateralen Bewegungen zu bestimmen. Die Testpersonen wurden außerdem noch mit einem Herzfrequenz Recorder

ausgestattet, der mit zwei Elektroden an der Brust befestigt wurde. Die Teilnehmer führten tägliche Diätaufzeichnungen, die am Abend von einem Diätologen begutachtet wurden.

Der Pedometer war ein Digi-Meter, welcher die zurückgelegten Meilen, bis auf das Zehntel genau, aufzeichnete. Der Fußknöchel Pedometer wurde in Westdeutschland gefertigt und zeichnete die Schritte, die durchgeführt wurden, auf. Der Accelerometer wurde an der Universität von Wisconsin entwickelt und wird in anderen Studien genau beschrieben (vgl. MONTROYE (1988), SERVAIS et al. (1984)). Er hat die Größe einer Kreditkarte, ist ca. einen Zentimeter dick und wiegt, mit Batterien, 78g. Das Alter, die Größe, das Gewicht und das Geschlecht der Testperson wurden so eingegeben, dass der Output in Kilokalorien erfolgte. Wie oben beschrieben, wurden in dieser Studie drei Accelerometer getragen. Sowohl die Daten vom vertikalen Accelerometer und die Ergebnisse, in denen alle drei Accelerometers zu tragen kommen und somit einen triaxialen Accelerometer simulieren werden präsentiert. Um die triaxialen Werte zu produzieren, wurde der Energieverbrauch bei körperlicher Aktivität vom gesamten Energieverbrauch und vom Ruheenergieverbrauch, der durch jeden Accelerometer ermittelt wurde, abgezogen. Das Ausmaß des dreidimensionalen Vektors wurde dann für den Energieverbrauch bei körperlicher Aktivität bestimmt und in den Ruheenergieverbrauch zurück umgewandelt, um den Gesamtenergieverbrauch eines triaxialen Accelerometers zu simulieren.

Die Instrumente wurden früh am Morgen angebracht, bevor die Testperson eine körperliche Tätigkeit ausführte und wurden spät am Abend wieder abmontiert und ausgelesen. Das Equipment ist nicht wasserdicht und wurde deshalb bei sportlichen Aktivitäten wie dem Schwimmen nicht getragen. In diesem Fall wurde der Energieverbrauch lediglich geschätzt und diese Werte wurden den Accelerometer Messungen beigelegt. Ähnlich verhielt sich das ganze bei der Tätigkeit Radfahren. Um die in dieser Studie anfallenden METS zu bestimmen, wurde die Formel verwendet, die der Accelerometer für die Bestimmung des Ruheenergieverbrauchs nützt ($\text{kcal} \times \text{d}^{-1}$). Der tägliche Energieverbrauch, der durch den Accelerometer geschätzt wurde, wurde dann durch diesen Wert dividiert.

ERGEBNISSE

Zuerst untersuchte die Studie, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den durchschnittlichen Werten der 7 Tage bestand. Dies wurde anhand der Varianzanalyse durchgeführt. Die meisten Werte unterschieden sich darin, ob sie Wochentags oder am Wochenende aufgezeichnet wurden. Deshalb wurde die Varianzanalyse für die Tage Montag bis Freitag und Samstag bis Sonntag, wiederholt. Die Ergebnisse werden in Tabelle 9 und 10 gezeigt.

Measure	Day of the Week							F-Ratio (Day-of-Week Effect)	Tukey Post-Hoc Results*
	Mon	Tues	Wed	Thurs	Fri	Sat	Sun		
Diet record (kcal · d ⁻¹)	2580	2562	2716	2699	2676	3070	2649	2.22*	Sat > Mon, Sat > Tues
Diet record (kcal · kg ⁻¹ · d ⁻¹)	32.41	32.40	34.09	33.91	33.71	38.32	33.34	2.07	—
3-dim. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	3017	3010	3112	3120	3158	2892	2834	3.70*	Wed > Sun, Thurs > Sun, Fri > Sun, Fri > Sat
3-dim. Caltrac (METs)	1.51	1.50	1.55	1.56	1.57	1.44	1.41	4.00*	Wed > Sun, Thurs > Sun, Fri > Sun
Vert. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	2617	2581	2665	2676	2693	2539	2476	3.43*	Wed > Sun, Thurs > Sun, Fri > Sun
Vert. Caltrac (METs)	1.31	1.29	1.33	1.34	1.34	1.27	1.23	3.78*	Wed > Sun, Thurs > Sun, Fri > Sun
Waist ped. (mi. · d ⁻¹)	5.02	5.24	5.71	6.09	5.58	3.86	4.13	3.84*	Wed > Sat, Thurs > Sat, Fri > Sat, Thurs > Sun
Ankle ped. (cts. · d ⁻¹ · 10 ⁴)	46.85	60.83	59.23	54.32	55.56	43.92	47.61	1.65	—
Mean heart rate	83.8	83.3	82.4	82.4	83.9	83.5	79.7	1.48	—
Heart rate index	1.311	1.301	1.293	1.291	1.311	1.326	1.326	0.72	—

Tabelle 9: Durchschnittliche Werte für jeden Tag der Woche

Measure	Weekdays Only		7-Day Week	
	Less than 10% Error	Less than 5% Error	Less than 10% Error	Less than 5% Error
Diet record (kcal · d ⁻¹)	3	6	3	6
Diet record (kcal · d ⁻¹ · kg ⁻¹)	2	4	3	5
3-dim. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	1	2	2	4
3-dim. Caltrac (METs)	2	3	3	5
Vert. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	1	2	2	3
Vert. Caltrac (METs)	2	4	3	6
Waist ped. (mi. · d ⁻¹)	2	4	3	5
Ankle ped. (cts. · d ⁻¹)	3	5	3	6
Mean heart rate	1	2	2	3
Heart rate index	3	5	3	6

Tabelle 10: Vergleich von durchschnittlichen Werten an Wochentagen und Samstag vs. Sonntag

Die meisten Messungen sagen aus, dass die Personen am Wochenende inaktiver waren und dass sich die Wochentage selbst, kaum unterscheiden.

Um mögliche Fehler in der Kalorienberechnung ausschließen zu können, bestand die nächste Aufgabe der Studie darin, herauszufinden an wie vielen Tagen eine

Messung durchgeführt werden muss, um vernünftige und zuverlässige Ergebnisse zu erhalten, da sich die einzelnen Tag in verschiedenen Faktoren unterscheiden können. So können von Tag zu Tag die Aktivitäten, die Kalorienaufnahme usw. variieren. Somit entstehen intraindividuelle Unterschiede zwischen einem Tag und dem darauf folgenden Tag.

Um die Unterschiede zwischen Wochentagen und Wochenenden ermitteln zu können, wurden die Veränderungen der Messungen für die Tage Montag bis Freitag zusammengefasst und für Samstag und Sonntag aufgezeigt. Diese Analyse veranschaulicht, dass die Testpersonen am Wochenende inaktiver waren und dass sich die Wochentage nicht signifikant unterscheiden. Personen die unter der Woche aktiver waren, tendieren auch am Wochenende sportlich aktiver zu sein.

LUI et al. (1978: 31) haben eine interessante Methode entwickelt, um die Zahl der benötigten Messungen zu berechnen.

$$N = (P^2 / (1-P^2)) * I_a^2 / I_r^2$$

Wobei N die Zahl der Messungen, I_a^2 die intraindividuelle Varianz, I_r^2 die interindividuelle Varianz und P einen Wert zwischen 0 und 1, darstellt. Wenn für P der Wert 0,9 angenommen wird, wird erwartet dass der berechnete Wert um 10% reduziert wird. Wenn für P der Wert 0,95 angenommen wird, wird erwartet, dass der berechnete Wert um 5% reduziert wird. Tabelle 11 zeigt die notwendigen Tage einer Messung für die Werte P = 0,9 und P = 0,95 an.

Measure	Weekdays Only		7-Day Week	
	Less than 10% Error	Less than 5% Error	Less than 10% Error	Less than 5% Error
Diet record (kcal · d ⁻¹)	3	6	3	6
Diet record (kcal · d ⁻¹ · kg ⁻¹)	2	4	3	5
3-dim. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	1	2	2	4
3-dim. Caltrac (METs)	2	3	3	5
Vert. Caltrac (kcal · d ⁻¹)	1	2	2	3
Vert. Caltrac (METs)	2	4	3	6
Waist ped. (mi. · d ⁻¹)	2	4	3	5
Ankle ped. (cts. · d ⁻¹)	3	5	3	6
Mean heart rate	1	2	2	3
Heart rate index	3	5	3	6

Tabelle 11: Gemessenen Tage die benötigt werden und reliable Ergebnisse zu erhalten

DISKUSSION

Activity Monitor

Es gibt nur wenige Studien die den Energieverbrauch im alltäglichen Leben messen und dabei die intraindividuellen Tagesschwankungen beachten. Zahlreiche Studien wurden hinsichtlich der Reproduzierbarkeit im Laboratorium durchgeführt. Die Testpersonen mussten meistens einen Laufbandtest oder andere kontrollierte Aktivitäten ausführen. Die Ergebnisse zeigten, dass der Pedometer nicht unbedingt geeignet ist, da der Reliabilitätskoeffizient zwischen 0,49 bis 0,70 variierte (vgl. TODD et al. (1983: 37)). Die Reproduzierbarkeit des Accelerometers lieferte schon bessere Ergebnisse ($r = 0,94$) (vgl. MONTOYE et al. (1983: 15)). Unter Laborbedingungen (es wurden zwei Accelerometer getragen) zeigt der Accelerometer einen r Wert von 0,89 (vgl. SALLIS et al. 1989: 22, 1990: 22)). Außerhalb des Labors (es werden weiterhin vorgeschrieben Bewegungen durchgeführt) variierte der r Wert zwischen 0,70 bis 0,96 (vgl. SALLIS et al. (1989: 22, 1990: 22), WASHBURN & LAPORTE (1988: 59)).

Andere Forscher haben sich auch mit der Problematik dieser Studie auseinander gesetzt. So testete WASHBURN (1989: 29) 35 U.S. Briefträger, MAHONEY et al. (1990: 22) studierte 28 Frauen, die einen Accelerometer für 4 Tage trugen und BALOGUN et. al. (1986: 66) beobachteten 19 Physiotherapeuten.

Unter Laborbedingungen und kontrollierten Feldbedingungen liefern die Pedometer, leider wie oben beschrieben, schlechtere Ergebnisse. Somit lässt sich erklären, warum in dieser Studie eine höhere Anzahl an Messungen notwendig ist, um relativ akkurate Ergebnisse zu erhalten.

ZUSAMMENFASSUNG

Wenn die sportliche Aktivität oder der Kalorienverbrauch gemessen werden sollen, müssen sowohl Wochentage als auch das Wochenende herangezogen werden, um realistische Ergebnisse zu erhalten. Ein Minimum von 5 - 6 Tagen ist notwendig um eine verhältnismäßig genaue Aussage bezüglich der sportlichen Aktivität und des Energieverbrauchs, sicherzustellen.

3.2.2. Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites

Ann M. Swartz, Scott J. Strath, Davis R. Bassett, Jr.; William L. O'Brien, George A. King and Barbara E. Ainsworth

Auf Grund der komfortablen Größe, der einfachen Handhabung und der Objektivität, ist der Accelerometer ein viel versprechendes Gerät zur Messung des Energieverbrauchs. Diese Geräte zeichnen die Beschleunigung und die Verlangsamung einer Bewegung auf. Der CSA ist ein uniaxialer Accelerometer und erkennt Beschleunigungen in einem Bereich von 0,05 bis 2 G und Frequenzen von 0,25 bis 2,5 Hz. Bewegungen die nicht durch den Menschen verursacht werden, wie z.B. Vibrationen, werden gefiltert. Die Daten werden anhand eines vom User eingestellten Intervalls gespeichert. Die in einem Intervall aufgezeichneten Schritte, repräsentieren die Intensität einer Aktivität. Anhand der eingebauten Echtzeit können Daten in einem Intervall von einer Sekunde analysiert werden. Formeln zur Berechnung des Energieverbrauchs, anhand der aufgezeichneten Schritte des CSA, wurden entwickelt. Eine komplette Beschreibung des CSA Model 7164 Accelerometer wurde publiziert (vgl. TRYON & WILLIAMS (1996: 28))

Der CSA Accelerometer hat sich in vielen Studien als relativ genau erwiesen (vgl. MELASON & FREEDSON (1995: 27), WASHBURN & CPOAY (1997: 30), JANZ et al. (1995: 6), TROST et al. (1998: 30), JANZ (1994: 26), JANZ et al. (1995: 6))

Bei einem Accelerometer kommt es darauf an wo er getragen wird. Wird der Accelerometer an der Hüfte getragen, kann dieser keine Bewegungen des Oberkörpers aufzeichnen. Trägt man den Accelerometer am Arm, zeichnet dieser zwar Bewegungen des Oberkörpers auf, jedoch keine des Unterkörpers. Ziel dieser Studie ist es eine Formel zu erforschen, die beide Positionen des Accelerometers einbezieht und somit fließen Bewegungen des Oberkörper und des Unterkörper in die Energieberechnung mit ein.

METHODEN

TEILNEHMER

Die Teilnehmer dieser Studie waren zwischen 19 und 74 Jahren alt, gesund und es war ihnen möglich die vorgeschriebenen Übungen durchzuführen. 81 Personen nahmen an der Studie teil, von denen 11 auf Grund einer Fehlfunktion des CSA Accelerometers, aus der Datenanalyse ausgeschlossen werden mussten. Von den 70 Teilnehmern waren 16% Afroamerikaner, 1% Hispanoamerikaner, 3% Asiaten und 80% Kaukasier, davon 31 Männer im durchschnittlichen Alter von 41 ± 17 Jahren und 39 Frauen im durchschnittlichen Alter von 42 ± 14 Jahren. Alle Teilnehmer beantworteten auch den „Physical activity readiness questionnaire (PAR-Q)“. Bevor die Teilnehmer getestet wurden, wurde die Größe, das Gewicht erfasst und aufgelistet (siehe Tabelle 12).

Physical Characteristic	All Participants (N = 70)	Men (N = 31)	Women (N = 39)
Age (yr)	41 ± 15	41 ± 17	42 ± 14
Height (cm)	171.1 ± 9.4	178.9 ± 6.5	164.8 ± 6.0
Weight (kg)	76.2 ± 18.2	83.0 ± 18.0	70.7 ± 16.6
BMI ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)	26.0 ± 5.4	26.0 ± 5.9	26.0 ± 3.4

Tabelle 12: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Prozedur

Jeder Teilnehmer führte ein bis sechs Aktivitäten in einer oder mehreren Kategorien durch, sodass es fünf bis zwölf Teilnehmer pro Aktivität waren. Die Aktivitäten inkludieren:

- Gartenarbeit: Grasmähen, rechnen, abschneiden, gärtnern usw.
- Alltagstätigkeiten: gehen, tragen usw.
- Hausarbeit: staubsaugen, aufwaschen, bügeln usw.
- „Familien Pflege“: Tiere füttern, mit Kindern spielen usw.
- Konditionstraining: Stretching, langsames Gehen usw.
- Freizeitbeschäftigungen: Tennis, Golf usw.

Eine genauere Beschreibung aller Aktivitäten wird anderswo publiziert (vgl. STRATH et al. (2000: 32)).

Jede Aktivität wurde für 15 Minuten durchgeführt. Vor jeder Aktivität musste der Teilnehmer eine Ruhephase von 5 Minuten einhalten, die als Kontrollperiode diente. Die Aktivitäten wurden im Labor, am Universitätsgelände, beim Teilnehmer zu Hause oder im lokalem Golf- und Tennisclub durchgeführt.

Indirekte Kalorimetrie

Jeder Teilnehmer trug während jeder Aktivität und in den Ruhephasen einen Cosmed K4b² (tragbares indirektes Kalorimetriesystem). Das Gerät wurde kurz vor dem Test, nach Angaben des Herstellers kalibriert. Nach der Kalibrierung wurden das Geschlecht, das Alter, die Größe und das Gewicht eingegeben. Der durchschnittliche VO_2 wurde von den letzten 10 Minuten jeder Tätigkeit berechnet. Die durchschnittlichen VO_2 Werte wurden in METS (Brutto) umgewandelt, indem die Werte durch 3,5 dividiert wurden.

Bewegungssensoren

Die Kalibrierung der CSA Accelerometer erfolgte vor, in der Mitte und am Ende der Studie. Jeder Teilnehmer trug während der Durchführung der Tätigkeiten, zwei CSA Accelerometer (Model 7164, Shalimar, FL). Die Accelerometer sind an der rechten anterioren axialen Line des Armes und an der dominanten Hüfte befestigt.

Die Daten des CSA Accelerometer wurden auf einen Computer geladen und in ein Excel File importiert, um dort mit den Daten des Cosmed K4b² kombiniert zu werden. Die CSA Accelerometer wurden auf ein Aufzeichnungsintervall von 60 Sekunden eingestellt. Die durchschnittlichen CSA Zählungen für den Hüft- und Arm Accelerometer wurde für jeden Teilnehmer, von den letzten 10 Minuten jeder Tätigkeit, berechnet.

Daten Analyse

SPSS 9.0 für Windows (Chicago, IL) wurde verwendet um eine Regressionsanalyse durchzuführen um die MET Werte für

- 1) nur die CSA Hüftzählungen

- 2) nur die CSA Handgelenkszählungen und
 - 3) die CSA Hüft- und Handgelenkszählungen
- aller Aktivitäten zu ermitteln.

Die gesamte Signifikanzebene wurde auf $\alpha = 0,05$ gesetzt. Die unterschiedlichen Punkte wurden berechnet, indem die vorausgesagten MET Werte von den gemessenen MET Werten abgezogen wurden. Die gemessenen MET Werte wurden durch den Cosmed K4b² gebildet. Der multiple t-Test mit einer Bonferroni's Anpassung wurde durchgeführt, um zu bestimmen ob die Fehler bedeutsam von Null abweichen. Das Alpha-Niveau wurde auf $\alpha = 0,0002$ reguliert um ein $\alpha = 0,05$ über alle Vergleiche aufrechtzuerhalten. Der multiple gepaarte t-Test wurden durchgeführt, um Unterschiede zwischen den vorausgesagten MET Niveaus, zwischen der Hüfte alleine und der Hüfte und den Handgelenken, für ausgewählte Tätigkeiten, zu vergleichen. Die regulierte Signifikanzebene wurde auf $\alpha = 0,008$ reguliert, um ein $\alpha = 0,05$ über alle Vergleiche aufrechtzuerhalten.

ERGEBNISSE

Die durchschnittliche Abweichung und die Standardabweichung wurden für das CSA Accelerometer Model 7164, getragen an der Hüfte und am Arm, berechnet werden in Tabelle 13 gezeigt. Flottes gehen und gehen am Laufband bei 98,8m/min, während eine 6,8 kg schwere Box getragen wurde, erzeugten die höchsten Hüftzählungen. Die höchsten Armzählungen erzeugten, rechnen und Freiübungen.

Activity	N	CSA Hip Counts	CSA Wrist Counts
Gardening	8	1869 ± 490	4244 ± 2677
Trimming	8	930 ± 416	1297 ± 1267
Raking	8	1194 ± 347	6482 ± 1694
Power mowing	8	1939 ± 618	1699 ± 1242
Manual mowing	8	2097 ± 764	1277 ± 721
Vacuuming	9	1115 ± 912	2520 ± 797
Sweeping and mopping	9	1026 ± 327	3762 ± 1191
Laundry	10	480 ± 309	2925 ± 1066
Ironing	9	236 ± 302	2306 ± 543
Washing dishes	6	275 ± 158	2700 ± 1684
Cooking	5	174 ± 249	1765 ± 932
Light cleaning	10	553 ± 385	2624 ± 1030
Grocery shopping (with a cart)	6	529 ± 199	1158 ± 422
Feeding and grooming animals	8	483 ± 316	2534 ± 1158
Playing with animals in the yard	7	1075 ± 764	3522 ± 1980
Caring for children	10	968 ± 727	2464 ± 960
Playing with children in the yard	10	1304 ± 539	4961 ± 2302
Slow walking (78 m·min ⁻¹)	12	2479 ± 820	2124 ± 1035
Brisk walking (100 m·min ⁻¹)	12	4311 ± 1222	3013 ± 1204
Conditioning	10	398 ± 347	1564 ± 678
Calisthenics	10	767 ± 356	6093 ± 1741
Golf—pulling clubs	9	1716 ± 184	3219 ± 1018
Golf—carrying clubs	9	1888 ± 370	2995 ± 1050
Doubles tennis	11	1449 ± 334	5484 ± 1581
Softball	12	1864 ± 252	3995 ± 1248
Walking at 67 m·min ⁻¹ with 6.8-kg box	12	1846 ± 606	1594 ± 658
Walking at 93.8 m·min ⁻¹ with 6.8-kg box	12	3597 ± 944	2950 ± 828
Loading and unloading 6.8-kg boxes	12	1476 ± 555	5488 ± 1744

Tabelle 13: Acclerometer Schritte pro Minute für alle Aktivitäten

Die Beziehung zwischen EE (MET's) und CSA Hüftzählungen erzeugt eine statistisch signifikante Korrelation ($r = 0,563$, $P < 0,001$) (siehe Abbildung 8).

Die Beziehung zwischen EE (MET's) und CSA Armzählungen erzeugt auch eine statistisch signifikante Korrelation ($r = 0,181$, $P < 0,001$).

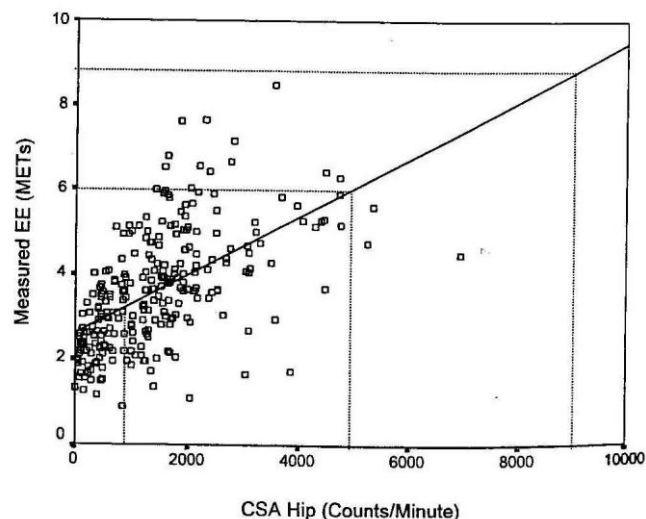


Abbildung 8: Regressionslinie für den gemessenen Energieverbrauch (METs) vs. CSA Schritten, für alle Aktivitäten

Das Zusammenführen der Hüft- und Armzählungen führt zu einer höheren signifikanten Korrelation ($r = 0,586$, $P < 0,001$) als die Hüftzählungen alleine. Die

Gleichungen für die CSA Hüftzählungen, CSA Armzählungen und die Kombination der beiden, lauten wie folgt:

$$\begin{aligned}\text{Arm:} & \quad \text{METs} = 3,195 + 0,0001314 * \text{CSA Schrittzahl} \\ \text{Hüfte:} & \quad \text{METs} = 2,606 + 0,0006863 * \text{CSA Schrittzahl} \\ \text{Hüfte \& Arm:} & \quad \text{METs} = 2,245 + 0,000679 * \text{CSA Schrittzahl (Hüfte)} \\ & \quad + [0,0001165 * \text{CSA Schrittzahl (Arm)}]\end{aligned}$$

Die Varianz der MET's in Bezug auf den Arm beträgt 5%, wohingegen die Varianz der Hüftzählungen 31,7% beträgt. Die Hüft und Arm Gleichung begründet lediglich eine Varianz der MET's von 2,6%, verglichen mit der Hüfte alleine.

Bei folgenden Tätigkeiten werden die aktuell gemessenen Energiekosten unterschätzt: Rasenmähen mit einem Motor betriebenen Rasenmäher und einem manuellen Rasenmäher. Zur Überschätzung kommt es bei folgenden Tätigkeiten: tragen eines Kindes und langsames gehen.

Die Hüftgleichung alleine, zeigt unterschiedlichere Ergebnisse als die kombinierte Hüft und Arm Gleichung bei folgenden Tätigkeiten an: abschneiden, rechnen, manuelles Rasen mähen, Freiübungen und Doppel im Tennis.

Das Ausmaß der Unterschiede ist in jedem Fall ziemlich ähnlich. Die Regressionsgleichungen geben in allen anderen Tätigkeiten ähnliche Schätzungen der MET's.

DISKUSSION

Accelerometer haben das Potenzial um akkurate und objektive Ergebnisse in epidemiologischen Studien zu liefern. Der CSA Accelerometer gibt konkrete Informationen über die Frequenz, Dauer, und Intensität einer sportlichen Aktivität.

Die Ziele dieser Studie waren:

- 1) ein Model zu entwickeln, dass die CSA Zählungen der Hüfte und des Armes vereinen
- 2) zu untersuchen ob die Verwendung eines zusätzlichen Accelerometers am Arm die Genauigkeit des geschätzten EE beeinflusst.

Die Gleichungen die anhand des CSA Accelerometers am Arm, Hüfte, Arm und Hüfte entwickelt worden sind, begründen 3,3% ($P < 0.003$), 31,7% ($P < 0.001$) und 34,3% ($P < 0.001$) der Variabilität im EE (MET's), gegenüber der Hüfte alleine.

Abbildung 9 demonstriert, bei welchen der Aktivitäten es zu einer Über- bzw. Unterschätzung kommt. Generell kann gesagt werden, dass bei Tätigkeiten, bei denen Bewegungen wie heben, tragen oder schieben involviert sind, es in beiden Gleichungen zu einer Unterschätzung kommt. Die zwei Gleichungen zeigen jedoch einen signifikanten Unterschied bei Tätigkeiten, bei denen der Oberkörper eingesetzt wird (z.B. rechnen, manuelles Rasen mähen usw.). Die Kombination von Hüft und Arm Accelerometer führt zu besseren Ergebnissen der Energieverbrauchsbestimmung, als ein Accelerometer alleine.

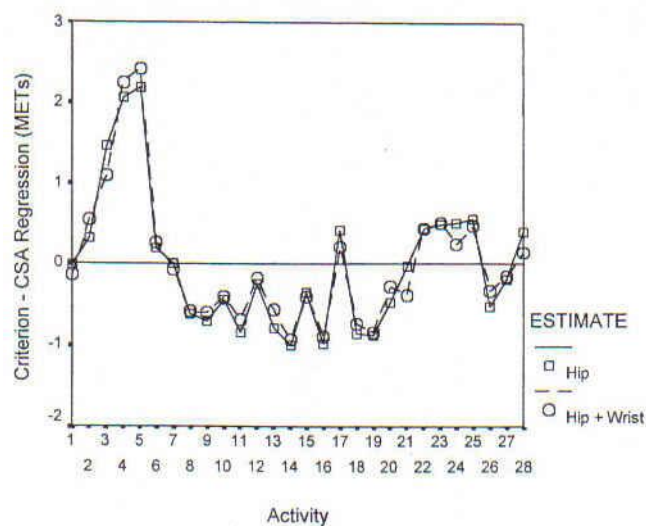


Abbildung 9: Über- bzw. Unterschätzung bei verschiedenen Tätigkeiten

Außerdem gibt es einige Limitationen um einen Accelerometer zur Messung des Energieverbrauchs heranzuziehen. Bewegungssensoren sind nicht in der Lage zwischen unterschiedlichen Belegen zu differenzieren und einen Unterschied bezüglich der Steigung (Grad) festzustellen (vgl. HENDELMAN et al. (2000: 32), MONTOYE (1995)). Accelerometer zeigen keinen Unterschied auf, wenn Personen etwas tragen, Objekte heben oder Stiegen steigen usw.

3.2.3. Translating accelerometer counts into energy expenditure: advancing the quest

Richard P. Troiano

J Appl Physiol 100:1107-1108, 2006.

Forschungen, die Accelerometer verwenden, um körperliche Tätigkeit zu messen, haben sich exponential im Laufe des letzten Jahrzehnts ausgebreitet. Im Vergleich zu den Jahren 1993 und 1994, wo lediglich 20 Studien pro Jahr publiziert worden sind, gab es in dem Jahr 2003 und 2004, 90 Studien pro Jahr die veröffentlicht wurden (vgl. TROIANO (2005: 37)). Seit dem Anfang der Entwicklung und der Anwendung von Accelerometer, für die Bewertung der körperlichen Tätigkeit, ist es das große Ziel, die Daten aus den Geräten, in Information bezüglich des Energieverbrauchs umzuwandeln (vgl. MONTROYE et al. (1983: 15)).

Accelerometer Daten, stellen im Allgemeinen eine dimensionslose Einheit, "Zählungen", dar. Diese Einheit ist weder bedeutungsvoll noch interpretierbar. Das Umwandeln von Zählungen in eine quantitative Schätzung des Wärmeverbrauchs oder in zeitliche Angaben, wie lange man in welcher Intensität trainiert hat, würde die Daten für vielfache Anwendungen nützlicher machen. Die Umwandlung von Zählungen in den Wärmeverbrauch wäre für epidemiologische Studien, bezüglich Krankheiten und körperlichen Tätigkeiten, von Vorteil, weil der Energieverbrauch theoretisiert werden könnte. Denn dieser ist oft mit Diabetes und anderen chronischen Krankheiten verbunden. Gegenwärtige Gesundheitsrichtlinien drücken die Empfehlung für die körperliche Tätigkeit meist in Zeitangaben bzw. Intensitätskriterien aus (vgl. US Department of Health and Human Services (1996)). So ist ein Accelerometer für die Kontrolle der Empfehlungen nur nützlich, wenn rohe Zählungen in Zeit und Intensität, in der man eine Tätigkeit durchgeführt hat, umgewandelt werden kann. Eine Anzeige von Kalorien oder die Ausgabe von Minuten pro Tag, die im gemäßigten oder hohen Intensitätsbereich verbracht wurden, haben das Potenzial, um die Leute zu Verhaltensänderungen zu motivieren.

Im Allgemeinen hat die Annäherung, Accelerometerzählungen in den Energieverbrauch umzuwandeln die Aufgabe, Tätigkeitszählungen und den

Sauerstoffverbrauch zu vergleichen, die während der Durchführung einer Reihe von Tätigkeiten des täglichen Lebens, gemessen wurden. Einige Studien konzentrierten sich auf Tätigkeiten wie das Gehen und Laufen, deren Bewegung am besten gemessen werden können, indem der Accelerometer an der Taille getragen wird (vgl. MATTHEWS (2005: 37)). Andere Studien schlossen mehrere Tätigkeiten, mit unterschiedlichen Graden des statischen oder variablen Bewegungsenergieverbrauchs, ein (z.B. das Heben, staubsaugen, Schlägersportarten), die den Tätigkeiten im täglichen Leben mehr entsprechen (vgl. MATTHEWS (2005: 37)). Nachdem eine gleichzeitige Zählung und die Messung des Sauerstoffverbrauchs getätigt wurden, wurden Regressionsmethoden angewandt, um die Beziehung zwischen den zwei Maßnahmen zu bestimmen und eine Gleichung zu entwickeln, um den Energieverbrauch anhand von Accelerometerzählungen und/oder einer Zählungsschwelle für eine besondere Intensität der Tätigkeit, vorauszusagen.

Obwohl Studien mit vielfachen Accelerometer durchgeführt worden sind, die am Körperstamm und am äußersten Ende getragen wurden, ist der Gebrauch eines auf der Taille getragenen Geräts am üblichsten. Dies ist auch die Anwendung die hier betrachtet wurde. Es ist bekannt, dass Accelerometer, die an der Taille befestigt sind, obere Körperbewegungen oder Anstrengung verbunden mit dem Heben oder Tragen von Lasten, nicht genau erfasst werden können. Im Allgemeinen unterschätzen Gleichungen die Energiekosten, wenn diese in erster Linie beruhend auf das Gehen und Laufen berechnen wurden, jedoch obere Körpertätigkeiten wie das Rechnen oder Fegen einschließen. Andersrum überschätzen Gleichungen die alltägliche Tätigkeiten einschätzen, die Energiekosten. Die Mischung dieser zwei Typen, mit der Anwendung einer gegebenen Bewertungsgleichung, würde die gesamte Korrelation zwischen Zählungen und Energieverbrauch sowie der Veränderlichkeit des individuellen Niveaus der Schätzungen betreffen (vgl. WELK (2005: 37)).

CROUTER et. al. (2006: 100) präsentieren einen Fortschritt bei der Schätzung des Energieverbrauchs anhand von Accelerometerdaten. Der durch CROUTER et. al. neuartige präsentierte Aspekt ist der Gebrauch einer Mehrfachregressionsannäherung, um den Energieverbrauch mit der Wahl der

Regressionanalyse beruhend auf den beobachteten Varianzkoeffizienten (CV) bei Accelerometerzählungen, in einem Intervall von 10 Sekunden, zu schätzen. Diese Annäherung hilft, die Verschiedenheiten in der Beziehung zwischen Zählungen und mit dem Tätigkeitstyp verbundenem Energieverbrauch, zu erreichen. Regelmäßige rhythmische Beschleunigungen, wie sie beim Gehen oder Laufen beobachtet werden, laufen auf einen niedrigen CV hinaus, wohingegen variable Tätigkeiten auf einen größeren CV hinaus laufen. Die Kombination der Schätzungen anhand dieser zwei Regressionen läuft auf eine genauere Energieverbrauchsschätzung, für die untersuchten Tätigkeiten, hinaus.

Die Anwendung des CV, um die Auswahl der Regression zu bestimmen, ist eine passende und einzigartige Antwort auf das Problem, um Mischbewegungstätigkeiten des Bewegungsapparates, zu unterscheiden. Es wird laufend daran gearbeitet, um die Daten von Accelerometerzählungen spezifisch zu identifizieren und eine genauere Umwandlung von Zählungen in den Energieverbrauch zu erreichen (POBER & FREEDSON, personal communication). CROUTER et al. (2006: 100) zeigen, eine verbesserte Genauigkeit der Energieverbrauchsvorhersage anhand von einzelnen Regressionen, wenn die Mehrfachregressionsannäherung bei der Vergleichsprüfung verwendet wird. Die bereits verfügbaren Information der einzelnen Accelerometerzählungen und der Vergleichsproben, generalisieren die Regressionsgleichung und macht die Crouter Annäherung, für die Kontrolle der körperlichen Tätigkeit, bei Studien mit einer großen Anzahl von Teilnehmern, wo eine individuelle Kalibrierung nicht ausführbar ist, praktisch.

Die durch CROUTER et. al. (2006: 100) beschriebene Annäherung bedeutet einen Fortschritt auf der Suche, den Energieverbrauch der körperlichen Tätigkeit von Accelerometerzählungen, zu schätzen. Sie stellt auch ein Mittel zur Verfügung um festzustellen, ob es sich um Tätigkeiten des Gehens oder um andere Arten der Tätigkeiten handelt. Wie es bei jeder neuartigen Annäherung notwendig ist, muss die Arbeit von CROUTER et al. (2006: 100) noch in größeren Proben und bei „frei lebenden“ Personen bestätigt werden. Außerdem ist es wichtig, zu bewerten, wie gut die Mehrfachregressionsannäherung bei der Schätzung des Energieverbrauchs

für spezifische Tätigkeiten und zur Schätzung des Gesamtenergieverbrauchs bei „frei lebenden“ Misch Tätigkeiten ist.

3.2.4. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure

Scott E. Crouter, Kurt G. Clowers, and David R. Bassett, Jr.

Die positiven Gesundheitsvorteile von körperlicher Tätigkeit ist zahlreich festgestellt worden (vgl. BLAIR et al. (1984: 252), BLAIR et al. (1995: 273), LEE et al. (2000: 102), PFAFFENBARGER et al. (1986: 314)). Folgende Empfehlungen entstanden: jeder US-Erwachsene sollte sich 30 Minuten einer körperlichen Tätigkeit, bei mäßiger Intensität, vorzugsweise an allen Tagen der Woche widmen (vgl. PATE et al. (1995: 273)). Obwohl sich Vorteile regelmäßiger körperlicher Tätigkeit bei gemäßigter Intensität gezeigt haben, hat sich die Quantitätsbestimmung der körperlichen Tätigkeit als schwierige Aufgabe erwiesen.

Accelerometer sind für Forscher ein objektives Werkzeug, um den Energieverbrauch zu schätzen, sowie den Betrag der Zeit, die in den verschiedenen Intensitäten der körperlichen Tätigkeit, gemäßig (3-5.99 METs), und kräftig (6 METs), zu messen. Der Actigraph (formerly the Manufacturing Technology Incorporated Actigraph, and the Computer Science Applications accelerometer) ist ein allgemein verwendetes Gerät, um körperliche Tätigkeit zu bewerten. Mehrere Regressionsgleichungen sind entwickelt worden, um die Actigraph Tätigkeitszählungen mit dem Energieverbrauch (EE) zu verbinden (vgl. BRAGE et al. (2003: 35), FREEDSON et al. (1998: 30), HENDELMAN et al. (2000: 32), LEENDERS et al. (2003: 24), NICHOLS et al. (2000: 71), SWARTZ et al. (2000: 32), YNGVE et al. (2003: 35)). Theoretisch können Forscher, den gesamten EE im Laufe einer gegebenen Zeitspanne schätzen. Außerdem ist für Forscher möglich, durch diese Regressionsgleichungen eine Intensitätsklassifikation (leicht, middle und hohe Intensität) von körperlicher Tätigkeit, durchzuführen.

In den letzten fünf Jahren hat es eine Vielzahl von Vorhersagegleichungen gegeben, die die Actigraph Tätigkeitszählungen mit dem EE verbinden. Die gegenwärtigen Regressionsgleichungen, um den EE beruhend auf den Zählungen pro Minute vom Actigraph Accelerometer zu schätzen, wurden für das Gehen und

Laufen (vgl. BRAGE et al. (2003: 35), FREEDSON et al. (1998: 30), HENDELMAN et al. (2000: 32), LEENDERS et al. (2003: 24), NICHOLS et al. (2000: 71), YNGVE et al. (2003: 35)) oder für Alltagstätigkeiten der gemäßigten Intensität (HENDELMAN et al. (2000: 32), SWARTZ et al. (2000: 32)) entwickelt. Jedoch werfen diese verschiedenen Gleichungen für Forscher das Problem auf, dass keine einzelne Regressionslinie im Stande ist, EE oder die Zeit, die in verschiedenen Intensitätskategorien verbracht wurde, über einen breiten Bereich von Tätigkeiten, genau vorauszusagen. Außerdem nehmen alle diese Gleichungen eine geradlinige Beziehung zwischen Zählungen pro Minute und EE an. Regressionsgleichungen die für die EE Schätzung des Gehens und Laufens entwickelt wurden, überschätzten die Energiekosten des Gehens bei leichter Intensität, wohingegen die Energiekosten bei mäßiger Intensität (vgl. BASSETT et al. (2000: 32)) unterschätzt werden. Die Regressionsgleichungen für alltägliche Tätigkeiten stellt eine nähere Schätzung des EE für Tätigkeiten der gemäßigten Intensität zur Verfügung, aber sie überschätzen die Energiekosten von sitzenden und leichten Tätigkeiten außerordentlich und unterschätzen die Energiekosten von Tätigkeiten hoher Intensität (vgl. BASSETT et al. (2000: 32)).

Wenn Daten verwendet werden, die vorher in einem Laboratorium gesammelt wurden, muss angemerkt werden, dass sich diese grundlegend in den Tätigkeitszählungen vom Actigraph unterscheiden können. Allgemein kann gesagt werden das Tätigkeiten des Bewegungsapparates (d. h. gehen und laufend), bessere Zählungen ergaben, als andere Tätigkeiten (z.B. Staubsaugen, rechnen, Racquetball, das Fegen, usw.), die mehr einem unberechenbaren Bewegungsmuster folgen. Die Variabilität der Zählungen für die Tätigkeit Gehen, ist geringer als für andere Tätigkeiten. Außerdem ist der Anstieg der Regressionslinie, Zählungen pro Minute (X-Achse) zu METs (Y-Achse), für das Gehen und Laufen steiler, als für moderate alltägliche Tätigkeiten. Das bedeutet, dass zwei getrennte Regressionslinien für die Vorhersage dieser Tätigkeiten verwendet werden sollten.

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass wenn der Varianzkoeffizienten (CV) für sechs, 10 Sekunden Epochen innerhalb einer 1-minutigen Periode berechnet wird, dass das Gehen und Laufen von allen anderen Tätigkeiten unterschieden werden

kann. Weiters wurde eine Hypothese aufgestellt, dass wenn die passende Regressionslinie verwendet wird, eine nähere Schätzung des EE über einen breiten Bereich von Tätigkeiten erhalten werden kann. Deshalb war der Zweck dieser Studie, eine neue Vorhersagegleichung für den Gebrauch mit dem Actigraph Accelerometer zu entwickeln, der aus zwei Regressionslinien zusammengesetzt wird. Eine für die Tätigkeiten gehen und laufen, und eine für alle anderen Tätigkeiten.

Der Entschluss welche Linie zu verwenden ist, beruht auf dem CV der Zählungen pro 10 Sekunden im Laufe einer 1-minutigen Periode. Ein sekundärer Zweck war, die Fähigkeit der Gleichungen, leichte (3 METs), mittlere (3-6 METs), und hohe (6 METs) körperliche Tätigkeit vorauszusagen.

Teilnehmer

Achtundvierzig Teilnehmer [35 Jahre (± 11.4), BMI 24.2 kg/m² (± 4.8)] von der Universität Tennessee, Knoxville nahmen freiwillig an der Studie teil. Vor der Teilnahme an der Studie unterzeichnete jeder Teilnehmer eine schriftliche Zustimmung und vollendete einen Physical Activity Readiness Questionnaire. Teilnehmer wurden von der Studie ausgeschlossen, wenn sie irgendwelche Kontraindikationen hatten oder wenn es ihnen physisch nicht möglich war, die Tätigkeiten zu vollenden. (siehe Tabelle 14)

Tabelle 14: Körperlichen Eigenschaften der Teilnehmer

Variable	Men (<i>n</i> = 24)	Women (<i>n</i> = 24)	All Participants (<i>n</i> = 48)
Age, yr	36 ± 12.8 (21–69)	35 ± 10.3 (22–55)	35 ± 11.4 (21–69)
Height, in.	70.9 ± 2.8 (62.8–74.2)*	65.1 ± 2.3 (60.2–68.5)	68.0 ± 3.8 (60.2–74.2)
Body mass, kg	83.9 ± 20.2 (59.4–141.0)*	62.3 ± 12.3 (45.4–109.0)	73.1 ± 19.6 (45.4–141.0)
BMI, kg/m ²	25.8 ± 5.2 (19.1–40.6)*	22.7 ± 4.0 (17.9–36.4)	24.2 ± 4.8 (17.9–40.6)
Resting $\dot{V}O_2$, ml·kg ^{−1} ·min ^{−1}	3.6 ± 0.8 (2.1–5.0)	3.4 ± 0.8 (2.0–4.9)	3.5 ± 0.9 (2.0–5.0)

Values are means (SD) with range in parentheses; *n*, no. of subjects. BMI, body mass index; $\dot{V}O_2$, oxygen consumption. *Significantly different from women, $P < 0.05$.

Testverfahren

Die Teilnehmer führten verschiedene alltägliche und sportliche Tätigkeiten durch, die in drei Routinen aufgeteilt wurden.

- 1) Routine 1: Liegen, Stehen, Sitzen Computerarbeit, feilen von Artikeln, Stufen steigen (auf und ab) mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit, Radfahren bei einer selbst gewählten Arbeitsrate.
- 2) Routine 2: Gehen bei 3 miles/ h (Meilen pro Stunde) auf einer Bahn, Gehen bei 4 Meilen pro Stunde auf einer Bahn, Basketball (Mann gegen Mann) spielend, Single-Racquetball spielend, bei 5 Meilen pro Stunde auf einer Bahn laufend, bei 7 Meilen pro Stunde auf einer Bahn laufend.
- 3) Routine 3: Staubsaugen, kehren und/oder aufwischen, Fenster putzen, Teller waschen, Rasen mähen, Gras und/oder Blätter zusammen rechnen.

Zwanzig Teilnehmer führten jede Tätigkeit in einer der 3 Routinen durch. Spezifisch führten zwei Teilnehmer alle drei Routinen durch, und acht Teilnehmer führten zwei Routinen durch. Die Teilnehmer führten jede Tätigkeit in einer Routine für 10 Minuten mit einer kurzen Pause von 1 bis 2 Minuten, zwischen jeder Tätigkeit durch. Der Sauerstoffverbrauch (V_{O_2}) wurde permanent durch eine indirekte Kalorimetrie (Cosmed K4b², Cosmed, Rom, Italien) gemessen. Die Teilnehmer trugen einen Actigraph Accelerometer auf der rechten Hüfte für die Dauer der Routine. Routine 1 wurde im Laboratorium durchgeführt, Routine 2 wurde in Universitätseinrichtungen durchgeführt, und Routine 3 wurde entweder im Haus des Teilnehmers oder im Haus des Forschers durchgeführt. Die Teilnehmer wurden gebeten, für 5 Minute ruhig zu sitzen, um vor Beginn der Routine, den Ruhe V_{O_2} zu messen.

Indirekter Kalorimetrie

Die Teilnehmer trugen einen Cosmed K4b² für die Dauer jeder Routine. Der Cosmed K4b² wiegt 1,5 kg, einschließlich der Batterie und einem besonders

entworfenen Tragegeschirr. Vor jedem Test wurden der Sauerstoff und der Kohlendioxyd Analysator gemäß den Instruktionen des Herstellers kalibriert.

Actigraph- Accelerometer

Der Actigraph Accelerometer (Model 7164), ist ein kleiner (2,0 x 1,6 x 0,6 cm) leichtgewichtiger (42,5 g) einachsiger Beschleunigungsmesser und kann Beschleunigungen im Rahmen von 0,05 bis 2 G und einem beschränkten Frequenzbereich von 0,25 bis 2,5 Hz messen. Diese Werte entsprechen dem Bereich, in der die meisten menschlichen Tätigkeiten durchgeführt werden. Wenn ein, ein minütiges Zeitintervall verwendet wird, kann der Actigraph Daten von 22 Tagen erfassen. Diese können dann auf einen PC, über eine Lese-Schnittstellen-Einheit herunter geladen werden. Der Actigraph wurde an der Taille auf der rechten vorderen axillaren Linie getragen. Der Actigraph wurde initialisiert. Es wurden ein Sekunden Zeitintervalle verwendet. Am Ende des Tests wurden die Actigraph Daten für nachfolgende Analyse herunter geladen. Der Actigraph Accelerometer wurde am Anfang und am Ende der Studie kalibriert.

Datenanalyse

Die Daten der Atmung wurden durch den Cosmed K4b² gesammelt, deren durchschnittliche Periode 30 Sekunden betrug. Für jede Tätigkeit wurde die V_{O_2} (ml/min) in die V_{O_2} (ml/kg⁻¹/Minute⁻¹) und dann zu MET's umgewandelt, indem der Wert durch 3,5 dividiert wurde. Für jede Tätigkeit wurde der MET Wert im Durchschnitt für die Minuten vier bis neun ermittelt und für die nachfolgende Analyse verwendet.

Wegen eines technischen Problems mit dem Cosmed K4b², mussten 11 Proben des Gehens und Laufens wiederholt werden. Für die 11 Proben, die wiederholt wurden, waren acht Teilnehmer dieselben und drei neue Teilnehmer kamen hinzu. Der Cosmed K4b² reagiert relativ sensibel auf Veränderungen der Temperatur. So kam es bei der Routine, die daheim durchgeführt wurden, zu Kalibrierungsproblemen. Lediglich der Sauerstoff Analysator im K4b² ist durch große Änderungen in der Umgebungstemperatur betroffen. Der Kohlendioxid

Analysator bleibt bei Änderungen der Umgebungstemperatur stabil. Die 11 Tests, die vor der Wiederholung absolviert wurden, wurden am Anfang des Frühlings durchgeführt, als die Außentemperatur weit unter der Innentemperatur lag. Die Tests, die wiederholt wurden, wurden durchgeführt, als die Außen- und Innentemperaturen einander nahe waren. Die neueste Version des Cosmed K4b² verwendet eine innere pneumatische Modifizierung, die eine miniaturisierte Klappe hinzufügt, um automatische Raumlufthalbrierungen nach programmierbarem Zeitabstand korrigieren zu können.

Die Actigraph Accelerometer Daten wurden in ein Sekunden Epochen gesammelt und wurden mit Hilfe eines Visual Basic Programms das speziell für diese Studie geschrieben wurde, zu Zählungen pro 10 Sekunden und Zählungen pro Minute umgewandelt. Es wurden die Sekunden Epoche verwendet, um eine bessere Flexibilität bei der Datenanalyse zu haben. Der CV wurde für jede Minute berechnet, indem sechs 10 Sekunden Epochen verwendet wurden. Der durchschnittliche CV und die durchschnittlichen Zählungen pro Minute wurden für die Minuten vier bis neun, jeder Tätigkeit berechnet.

Statistische Analyse

Die statistischen Analysen wurden mit dem Softwareprogramm, SPSS Version 13.0 für Windows (SPSS, Chicago, IL) durchgeführt. Für alle Analysen wurde ein Alpha Niveau von 0,05 verwendet, um die statistische Bedeutung anzuzeigen. Alle Werte werden als Mittel (SD) berichtet. Der unabhängige t-Test wurde verwendet, um den Unterschied zwischen den Geschlechtern und die anthropometrische Variablen zu untersuchen.

Fünfundvierzig Tests wurden für die Entwicklung des neuen Mehrfachregressionsmodells zufällig ausgewählt, so blieben 15 Tests für die Quer-Validierung der neuen Gleichung. Da der Beschleunigungsmesser, fixiert an der Taille, nicht fähig ist Tätigkeiten wie Radfahren zu messen, wurden diese Daten von der Analyse ausgeschlossen. Das stationäre Radfahren wurde eingeschlossen, um zu bestätigen, dass der Cosmed K4b² angemessene VO₂ Werte zur Verfügung stellt. Um die neue Regressionsgleichung zu entwickeln,

wurde jede Tätigkeit die von einer Person durchgeführt wurde, auf der Grundlage vom CV Wert der 10 Sekunden Zählungen klassifiziert: CV von 0,1 bis 10 ($CV \leq 10$), und CV 0 und > 10 ($CV > 10$). Während des Gehens und Laufens war der CV fast immer < 10 , wohingegen für die anderen Tätigkeiten der CV fast immer > 10 war (Abbildung 10).

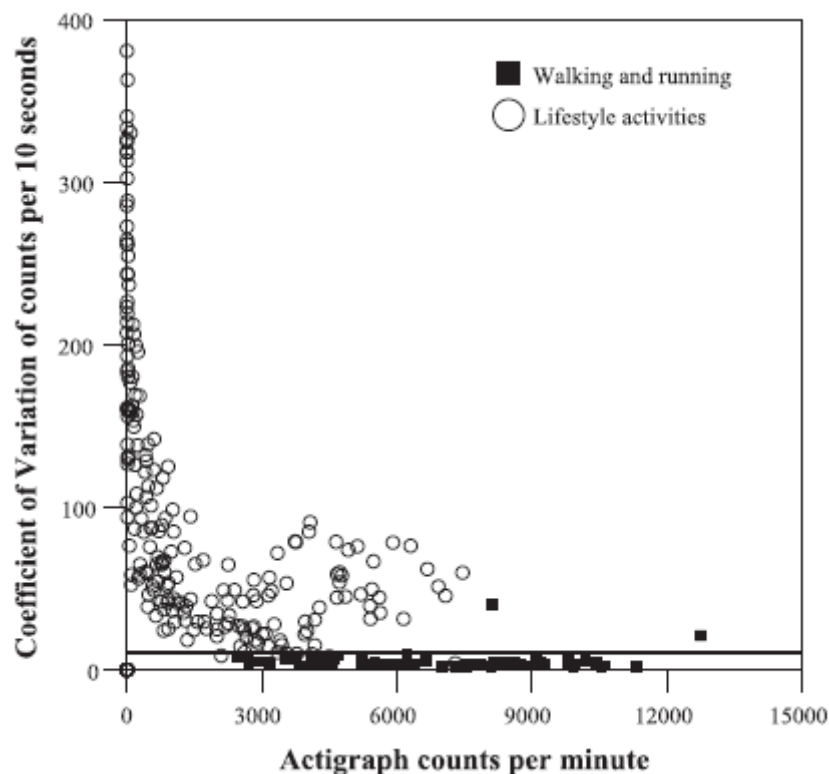


Abbildung 10: Die Beziehung zwischen Zählungen pro Minute von einem Actigraph Beschleunigungsmesser und dem Schwankungskoeffizienten (CV)

Eine Ausnahme bildeten die Tätigkeiten wie das Liegen, Sitzen, und Stehen, wo die Zählungen pro Minute Null waren und sich so ein CV von 0 ergab. In diesen Fällen wurden diese Tätigkeiten in die $CV > 10$ Gruppe gelegt, um die Regressionsgleichung zu entwickeln. Das wurde getan, weil diese Tätigkeiten den Tätigkeiten des täglichen Lebens ähnlich sind und es auch einen Ankerpunkt für die Lebensstil-Regressionslinie zur Verfügung stellte. Auch, Rasen mähen und Stufen steigen wurden in die Lebensstil Regression eingeschlossen, nicht nur weil ihr CV > 10 war, sondern auch weil sie Faktoren haben, die die Energiekosten der Tätigkeit vergrößern, im Gegensatz zu dem was vom Gehen und Laufen erwartet wird. Regressionsanalysen wurden dann verwendet, um MET's von den

Zählungen pro Minute für die CV ≤ 10 Gruppe und die CV >10 Gruppe vorausszusagen.

Um die kürzlich entwickelte Gleichung mit gegenwärtigen Regressionsmodellen zu vergleichen, wurden auch die MET's von den Regressionsgleichungen von FREEDSON et al. (1998: 30), HENDELMAN et al. (2000: 32), und SWARTZ et al. (2000: 32) bestimmt. ANOVA wurde verwendet, um die wirklichen und vorausgesagten MET's für jede Tätigkeit mit Hilfe der Quer-Validierungsgruppe, zu vergleichen. Außerdem wurde ANOVA verwendet, um die wirklichen und vorausgesagten MET's für alle 18 Tätigkeiten zu vergleichen. Wenn es notwendig war, wurden paarweise Vergleiche durchgeführt, um bedeutende Unterschiede ausfindig zu machen.

Modifizierte Bland-Altman Entwürfe wurden verwendet, um die Veränderlichkeit in individuellen Fehlern (wirkliche MET's minus geschätzte MET's) grafisch zu zeigen (vgl. BLAND & ALTMAN (1986: 1)).

Um die verbrachte Zeit in den Bereichen leicht (3 MET's) mittel (3-6 MET's), und hoch (6 METs) bei der körperlichen Tätigkeit zu untersuchen, wurden die Werte der Minute-by-minute Werte für den Cosmed K4b² (Kriterium) und jeder Accelerometer Regressionsformel (Schätzung) verglichen. Es wurde die komplette Routine (einschließlich strukturierter Tätigkeiten und der Übergang zwischen den Tätigkeiten) für jeden Teilnehmer in der Quer-Validierungsgruppe verwendend. ANOVA wurde verwendet, um Unterschiede zwischen dem Cosmed K4b² und jeder Accelerometer Regressionsformel zu entdecken. Wenn es notwendig war, wurden paarweise Vergleiche durchgeführt, um bedeutende Unterschiede ausfindig zu machen.

ERGEBNISSE

Die Daten für einen Teilnehmer (Routine 3) werden wegen eines Fehlers, der während des Herunterladens passierte, vermisst. Die durchschnittlichen Zählungen (SD) pro Minute und der CV der Zählungen pro 10 Sekunden, werden

für jede Tätigkeit, durch den Actigraph Beschleunigungsmesser gemessen und in Tabelle 15 (nur Entwicklungsgruppe) gezeigt.

Activity	<i>n</i>	Actigraph, counts/ min	CV for 10-s Counts
Lying	15	0.2 (0.5)	109.5 (226.8)
Standing	15	13.4 (22.0)	235.3 (145.6)
Computer work	15	3.3 (7.7)	228.1 (234.8)
Filing	15	59.8 (120.1)	186.4 (114.1)
Ascending/descending stairs	15	3,211.7 (621.3)	17.4 (9.3)
Slow walk (avg 81 m/min)	15	3,600.8 (669.7)	5.4 (1.9)
Brisk walk (avg 104 m/min)	15	5,271.7 (828.6)	4.5 (2.0)
Basketball	15	5,570.8 (999.8)	52.3 (13.0)
Racquetball	15	3,574.6 (1116.3)	57.7 (17.8)
Slow run (avg 159 m/min)	15	8,932.5 (1692.8)	7.0 (10.3)
Fast run (avg 192 m/min)	15	9,908.0 (2773.8)	5.3 (5.5)
Vacuum	14	788.7 (304.2)	74.3 (33.5)
Sweep/mop	14	719.0 (340.8)	75.0 (33.7)
Washing windows	14	420.0 (274.1)	145.3 (45.3)
Washing dishes	14	107.2 (154.1)	193.2 (117.6)
Lawn mowing	14	2,560.7 (804.5)	25.6 (9.7)
Raking grass/leaves	14	1,114.0 (481.6)	49.9 (21.5)

Values are means (SD). CV, coefficient of variation; avg, average.

Tabelle 15: Schritte pro Minute und den CV für die 10s Schritte

Am Anfang wurden geradlinige Regressionslinien verwendet, um die METs von den Zählungen pro Minute für Tätigkeiten vorauszusagen, bei denen der CV ≤ 10 war und Tätigkeiten bei denen der CV > 10 war. Die weitere Überprüfung der Daten offenbarte, dass eine geradlinige Regression nicht passend war. Zum Beispiel, die geradlinige Regression für Tätigkeiten, bei denen der CV ≤ 10 war, unterschätzte das Gehen bei einer Geschwindigkeit von 2 Meilen pro Stunde sowie das Laufen bei einer Geschwindigkeit von 7 Meilen pro Stunde. Deshalb wurde eine Exponentialkurve für Tätigkeiten, bei denen der CV ≤ 10 war, verwendet (Abbildung 11).

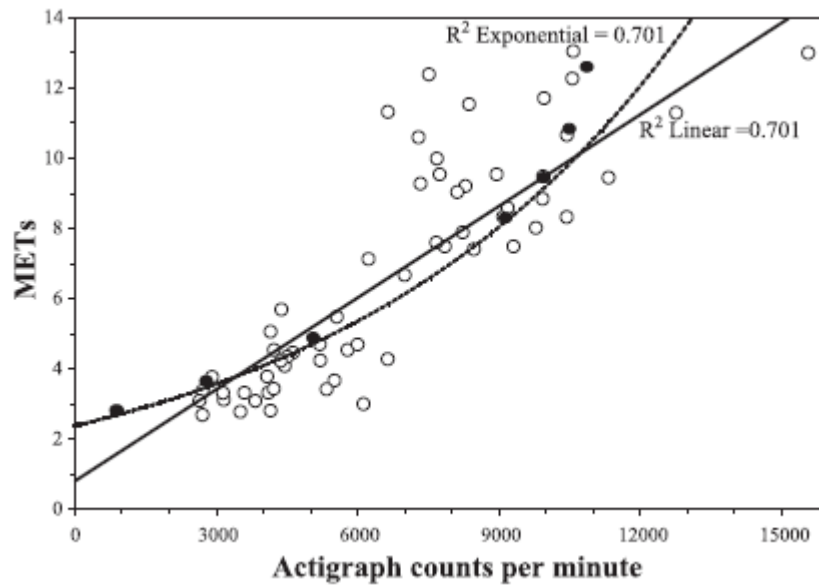


Abbildung 11: Regressionslinie für die Actigraph Schritte pro Minute vs. Gemessenen Energieverbrauch für Aktivitäten deren CV ≤ 10

Für Tätigkeiten, bei denen der CV > 10 war, wurde eine angepasste Kurve als beste Methode gefunden (Abbildung 12).

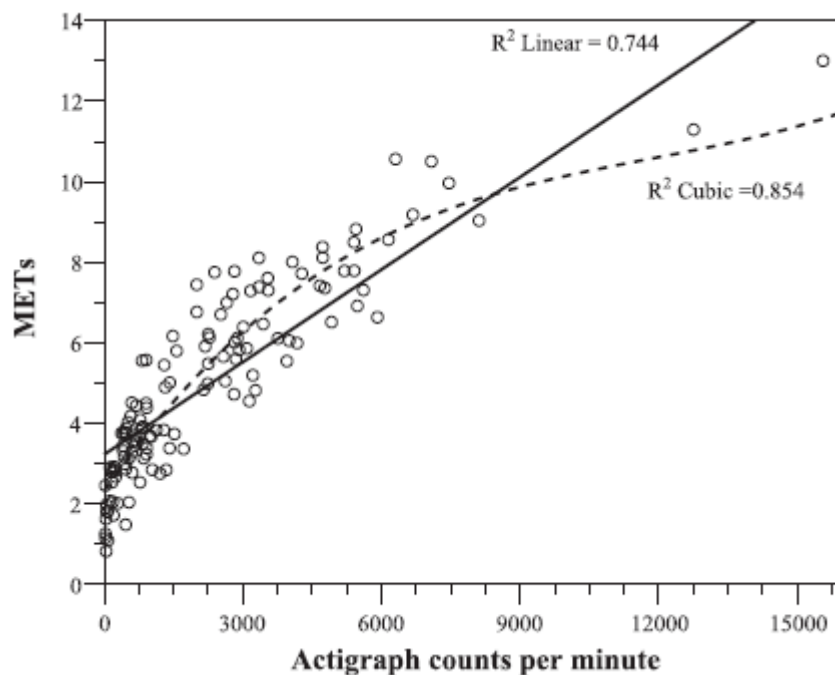


Abbildung 12: Regressionslinie für die Actigraph Schritte pro Minute vs. Gemessenen Energieverbrauch für Aktivitäten deren CV > 10

Bestimmte Tätigkeiten wie das Liegen und Sitzen haben 50 Zählungen pro Minute, was mit 0.5-2.5 MET's, abhängig von der verwendeten Regressionsgleichung allgemein überschätzt wird. Deshalb wurde eine Schwelle von 50 Zählungen/Minute verwendet, um Untätigkeit (z.B. Liegen, Sitzen), von leichten Tätigkeiten unterscheiden zu können. Wenn der Wert <50 Zählungen/Minute war, wurde die Person mit 1.0 METs kreditiert, weil dies als sitzende Tätigkeiten voraussagt wurde.

Die kürzlich entwickelte Gleichung, um EE (MET's) von den Actigraph-Zählungen vorauszusagen, wurde aus einem dreiteiligem Algorithmus (Mehrfachregressionsmodell mit einer Untätigkeitsschwelle) entwickelt und lautet wie folgt:

wenn die Zählungen/min ≤ 50 , dann ist der

$$EE = 1.0 \text{ MET}, (1)$$

wenn die Zählungen/min > 50 (2)

1) und der CV der Zählungen pro 10 Sekunden ≤ 10 , dann ist der EE (MET's) = $2,379833 \times (\exp(0,00013529 \times \text{Actigraph Zählungen/min}))$ ($R^2 = 0,701$; SEE = 0., (2a)

2) oder der CV der Zählungen pro 10 Sekunden 0 oder > 10 ist, dann EE (MET's) = $2,330519 + (0,001646 \times \text{Actigraph Zählungen/min}) (1,2017 \times 10^{-7} \times \text{Actigraph Zählungen/min}^2) + (3,3779 \times 10^{-12} \times \text{Actigraph Zählungen/min}^3)$ ($R^2 = 0,854$; SEE = 0.940) (2b)

Das neue Mehrfachregressionsmodell bewegt sich innerhalb von 0,75 MET's im Vergleich zu den gemessenen MET's, für jede der 17 Tätigkeiten und unterschied sich von den wirklichen MET's nicht signifikant. Die Korrelation zwischen dem vorausgesagten MET's anhand des neuen Mehrfachregressionsmodells und den gemessenen MET's betrug, $r = 0.96$, SEE = 0.73 ($P < 0.001$). Die anderen Gleichungen überschätzten allgemein die meisten Tätigkeiten unter 2 MET's und sie unterschätzten die meisten anderen Tätigkeiten. Die Gleichung von FREEDSON war die einzige, die sich signifikant vom wirklichen EE für alle 17

Tätigkeiten ($P < 0.001$) unterschied. Das neue Mehrfachregressionsmodell, die SWARTZ Gleichung, und die HENDELMAN Gleichung gaben alle genaue Schätzungen des EE (siehe Abbildung 13).

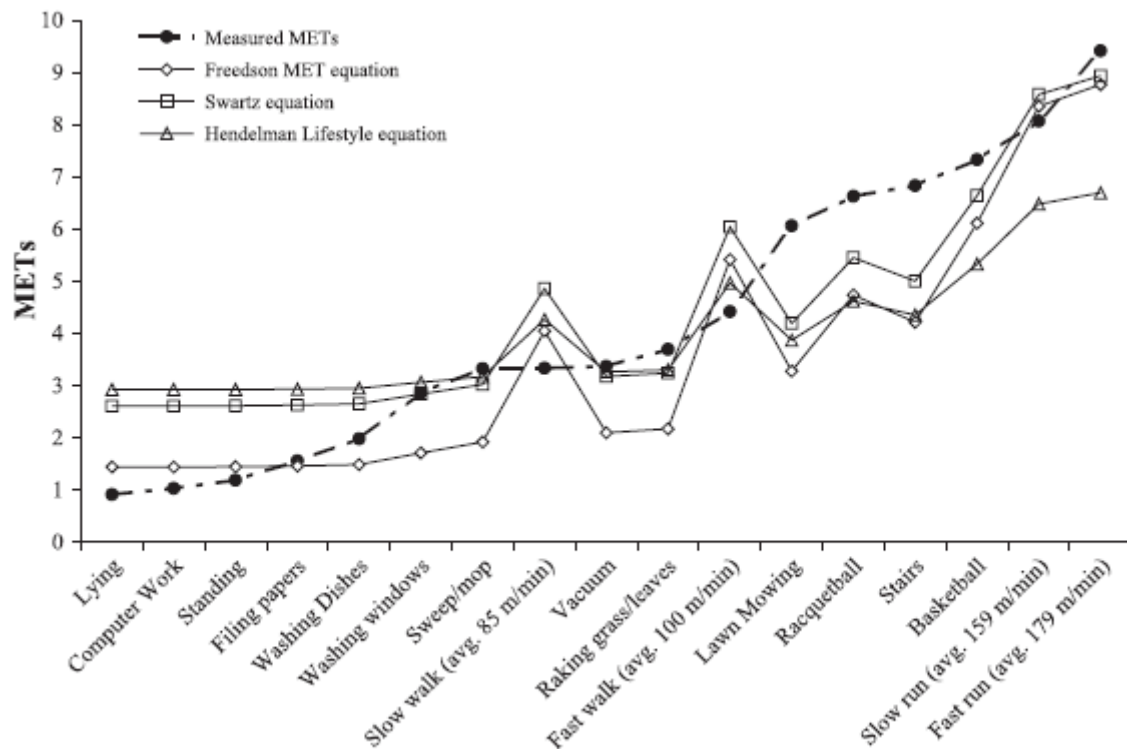


Abbildung 13: Gemessene und geschätzte METs für die kreuzvalidierte Gruppe, die 3 verschiedene Regressionsgleichungen für verschiedene Tätigkeiten verwendet

Es zeigt sich, dass es mit der neuen Gleichung, eine verbesserte Genauigkeit von individuellen Tätigkeiten gab.

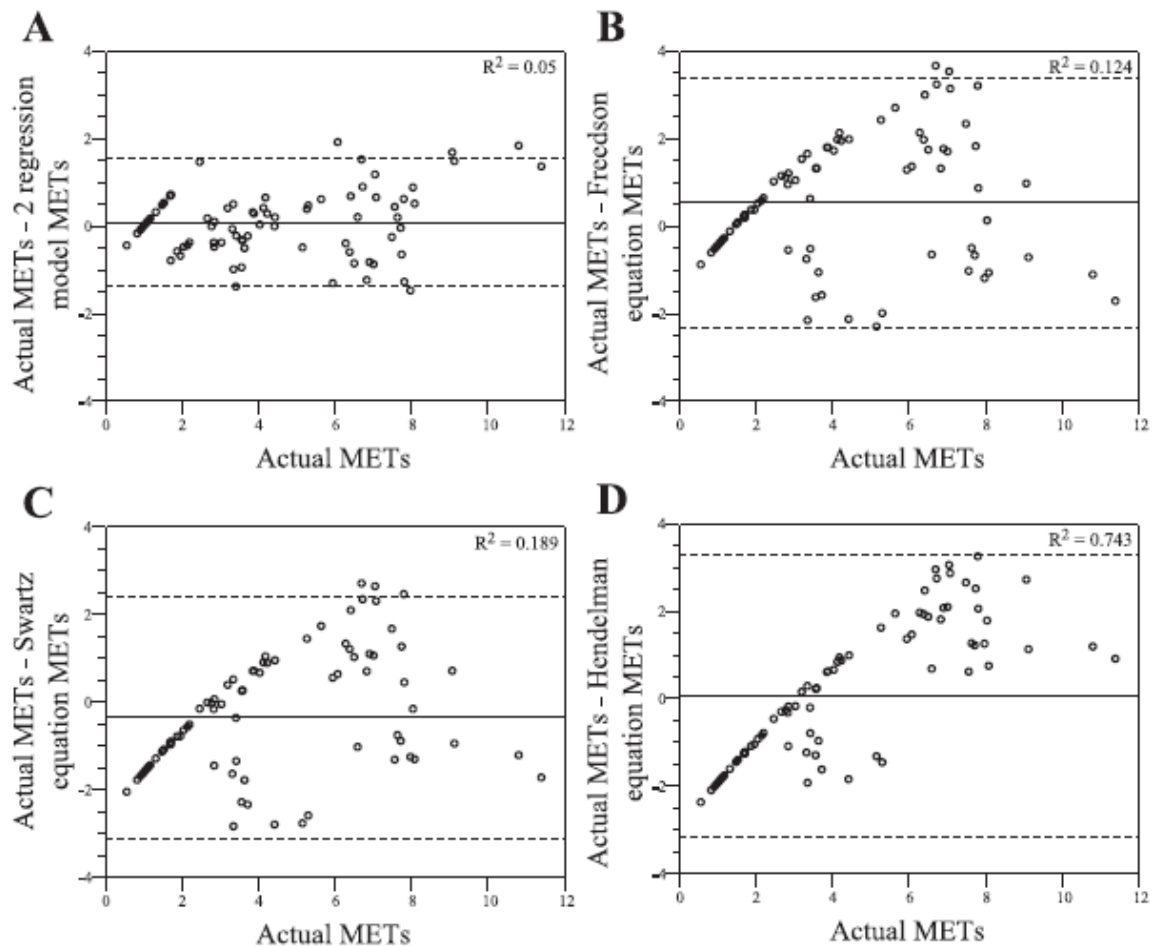


Abbildung 14: Bland-Altman Diagramme, (A) die Fehlerwerte für die neue 2 Regressionsgleichung; (B) Freedson MET Gleichung; (C) Swartz MET Gleichung; (D) Hendelman MET Gleichung

Die Gleichung von FREEDSON ($r = 0.124$, $P < 0.05$), SWARTZ ($r = 0.189$, $P < 0.001$), und die HENDELMAN Gleichung ($r = 0.696$, $P < 0.001$) hatten Probleme, den EE zu schätzen. Sie neigten dazu, sitzende Handlungsweisen, Tätigkeiten bei leichter Intensität, und das Gehen zu überschätzen, wohingegen viele Tätigkeiten des täglichen Lebens, bei mittlerer Intensität und das Steigen unterschätzt wurden (siehe Abbildung 14).

Durchschnittlich (SD) wurden 31,0 Minuten ($\pm 14,1$) bei leichter, 22,5 Minuten ($\pm 14,4$) bei mittlerer und 17,5 Minuten ($\pm 15,4$) bei hoher Intensität verbracht. Das neue Mehrfachregressionsmodell unter- oder überschätzte die Zeit, verbracht bei leichter, mittlerer und hoher Intensität, nicht signifikant. Sowohl die FREEDSON als auch die SWARTZ Gleichungen unterschätzten die Zeit die in der hohen Intensität verbracht wurde, signifikant ($P < 0.05$) aber es kam zu keinen Unter- oder Überschätzung bei Tätigkeiten von leichter oder mittlerer Intensität. Die

HENDELMAN Gleichung unterschätzte die Zeit, verbracht bei leichter und hoher Intensität und überschätzte bei mittleren Intensitäten ($P < 0.05$).

DISKUSSION

Diese Studie beschreibt eine neue Annäherung bezüglich dem Schätzen von EE unter Verwendung eines Actigraph Accelerometer. Den Variationskoeffizienten verwendend, um zwischen Gehen/Laufen und Tätigkeiten des alltäglichen Lebens zu unterscheiden und dann eine von zwei Regressionsgleichungen anzuwenden, wird die Schätzung von EE während spezifischer Tätigkeiten verbessert, sowohl bei Gruppen als auch auf individueller Basis. Außerdem erlaubt die neue Gleichung einem Forscher, den Energieverbrauch beim Gehen, Laufen, und anderen Tätigkeiten zu trennen.

Das neue Mehrfachregressionsmodell hatte eine durchschnittliche Tendenz für die Vorhersage des EE von 0,1 MET's (Vorhersageintervall von 95 %; 1,4, 1,5 MET's), wohingegen die SWARTZ Gleichung, eine durchschnittliche Tendenz für die Vorhersage des EE von -0,4 MET's hatte (Vorhersageintervall von 95 %; -3,1, 2,4 METs). So läuft die Verwendung des neuen Mehrfachregressionsmodells auf eine bedeutende Verbesserung gegenüber den einzelnen Regressionsmodellen, hinaus. Es kann gesagt werden, dass das neue Mehrfachregressionsmodell eine bessere Vorhersage über alle Tätigkeiten zur Verfügung stellt.

Das Gehen und Laufen sind rhythmische Bewegungen. Der Bewegungsapparat übt eine konsequente Beschleunigungszählung über einen bestimmten Zeitraum aus. Andere körperliche Tätigkeiten (z.B. Staubsaugen, das Fegen, Rechen, Mähen) und körperliche Freizeittätigkeiten (z.B. Basketball und Racquetball) haben ein variierendes Bewegungsmuster, das auf eine schlechtere Zählung des Accelerometer hinausläuft. Das muss berücksichtigt werden, wenn der EE mit Hilfe von Accelerometerzählungen geschätzt wird, weil Tätigkeiten des täglichen Lebens einen höheren Sauerstoffverbrauch, im Vergleich zum Gehen und Laufen haben. Tätigkeiten des täglichen Lebens können Bestandteile einschließen, die eine Zunahme des EE hervorrufen, aber durch den Actigraph nicht gemessen werden können. Mit eingeschlossen sind, Armtätigkeiten, heben von

Gegenständen, Stufen steigen, das Ändern der Lage in der Horizontalebene (vgl. HENDELMAN et al. (2000: 32)). Der Vorteil der neuen Methode besteht darin, dass der vergrößerte EE, bei Tätigkeiten des täglichen Lebens geschätzt werden kann.

In Anbetracht dessen, dass variierende körperliche Tätigkeiten ein wichtiger Bestandteil von gesamtem EE sind, hat die neue Regressionsgleichung den zusätzlichen Vorteil, dass zwischen dem Gehen, dem Laufen, und den anderen Tätigkeiten unterschieden werden kann. Um zwischen Gehen und Laufen unterscheiden zu können, wird eine Schwelle von 6.500 Zählungen/Minute verwendet.

Weiters zeigt diese Studie, wie das neue Mehrfachregressionsmodell arbeitet, um die Zeit verbracht bei leichter, mittlerer und hoher körperlicher Tätigkeit zu entdecken. Die vorausgesagten Mittelwerte für die verbrachte Zeit bei leichter, mittlerer und hoher körperlicher Tätigkeit waren innerhalb von 2,1 Minuten gegenüber den Ist-Werte. Das ist im Gegensatz zu den einzelnen Regressionsgleichungen ein gutes Ergebnis. Diese Ergebnisse sind ähnlich wie die von STRATH et. al. (2003: 24), der ebenfalls Über - und Unterschätzungen für die einzelnen Regressionsgleichungen fand.

Die gegenwärtige Studie weist Stärken und Schwächen auf. Die Stärken der Studie liegen darin, dass das neue Mehrfachregressionsmodell auf einer breiten Reihe von Tätigkeiten (sitzenden Handlungsweisen bis hin zu kräftigen Übung) entwickelt wurde. Im Gegensatz dazu, wurden die einzelne Regressionsgleichungen auf der Basis beschränkter Tätigkeiten (d.h., Gehe/Laufen oder Tätigkeiten mittlerer Intensität) entwickelt. Außerdem untersuchte diese Studie Tätigkeiten außerhalb des Laboratoriums. Die Schwäche der Studie liegt darin, dass nur eine kleine Gruppe für die Quer-Validierung herangezogen wurde, aber die statistische Kraft ($>0,9$ für 16 der 17 Tätigkeiten) war ausreichend, um bedeutende Unterschiede zwischen den gemessenen und vorausgesagten EE Werten zu finden.

Das neue Mehrfachregressionsmodell, das auf den Zählungen pro Minute und der Veränderlichkeit in Zählungen zwischen 10 Sekunden Epochen beruht, übertrifft zurzeit verfügbare Methoden für die Vorhersage von EE (MET's).

3.2.5. Zusammenfassung der Bewegungssensoren (Pedometer, Accelerometer) Studien hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs

Bevor ich die Vor- und Nachteile von Bewegungssensoren bespreche, ist es notwendig, die Unterschiede zwischen den Bewegungssensoren, Pedometer und Accelerometer zu definieren.

Pedometer

Pedometer sind kleine Geräte, die durch einen Clip am Hosenbund oder Gürtel angebracht werden und die getätigten Schritte zählen. Neuere Pedometer Modellen ist es sogar möglich, die Schritte zu zählen, wenn das Gerät in der Tasche getragen wird und sich diese nah genug am Körper befindet.

Grundsätzlich können Pedometer körperliche Tätigkeiten, wie das Gehen, Joggen erfassen. Körperliche Tätigkeiten wie das Radfahren, Ruder oder Bewegungen des Oberkörpers, können nur schwer erfasst werden.

Weiters muss gesagt werden, dass sich die verschiedenen Pedometer Modelle hinsichtlich der Kosten, ihrer Bauart und ihren Eigenschaften unterscheiden können. Die durchschnittlichen anfallenden Kosten für einen Pedometer betragen zwischen 10€ und 50€. Auch der innere Mechanismus unterscheidet sich von Modell zu Modell. So wird einerseits ein auf einer Feder aufgehängter Hebelarm verwendet, der sich auf und ab bewegt. Dieser Mechanismus öffnet und schließt einen Stromkreis und dadurch wird die Schrittzahl registriert.

Andererseits kann auch ein Beschleunigungsmesser in einem Pedometer verbaut sein.

Während die Schrittzählung eine fundamentale Eigenschaft der Pedometer ist, können manche Modelle auch die zurückgelegte Entfernung berechnen. Die Berechnung der zurückgelegten Entfernung beruht meistens auf der Eingabe der Schrittlänge. Eine weitere Funktion kann die Eingabe des Körpergewichts sein, die dann eine Kalorienberechnung ermöglicht. Einige der neueren Pedometer können auch die Zeit messen, in der man aktiv war.

Accelerometer

Im Gegensatz zum Pedometer, zeichnet der Accelerometer, Beschleunigungen auf, indem die auf eine Masse wirkende Trägheitskraft bestimmt wird. Mit dieser Technik ist es möglich, zu bestimmen, ob eine Geschwindigkeitszunahme oder eine Geschwindigkeitsabnahme stattfindet.

Auch der Accelerometer wird am Hosenbund oder Gürtel befestigt und kann körperliche Tätigkeiten wie das Gehen und Joggen erfassen. Auch der Accelerometer kann Bewegungen wie Radfahren usw. nicht gut erfassen.

Sowie beim Pedometer gibt es beim Accelerometer ebenfalls Unterschiede bei den Anschaffungskosten, Bauarten und Eigenschaften. Der innere Mechanismus beim Accelerometer unterscheidet sich darin, dass es uniaxilare und triaxilare Accelerometer gibt.

Vorteile und Nachteile von Bewegungssensoren hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs

Grundsätzlich beschreiben alle Studien den Pedometer sowie den Accelerometer als genaues Instrument. Mit der Auswahl von möglichst vielen unterschiedlichen Studien, soll aufgezeigt werden auf was geachtet werden muss, wenn die Bewegungssensoren zur Abschätzung des Energieverbrauchs, verwendet werden.

Validierung anhand von Fragebögen

Sportliche Tätigkeiten haben einen großen Einfluss auf den Körper und die Gesundheit. Da aus der Gesellschaft eine Wohlstandsgesellschaft geworden ist, nimmt die Zahl an Übergewichtigen zu. Bewegungsmangel zählt zu einem der Gründe warum dies der Fall ist. Forscher haben sich zur Aufgabe gemacht, die tägliche physische Aktivität (PA) zu messen, um entsprechende Empfehlungen aussprechen zu können. Traditionell wird der PA durch Fragebögen gemessen (vgl. MONTROYE et al. (1996)). Die Vorteile des Fragebogens liegt darin, dass eine große Zahl von Daten gesammelt werden können. Dies eignet sich besonders für Gesundheitsstudien. Die niedrigen Kosten und der geringe Zeitaufwand sind

weitere Vorteil. Ein Nachteil des Fragebogens ist, dass es auf das Erinnerungsvermögen der Testperson ankommt. So kann es schon mal vorkommen, dass falsche Angaben gemacht werden. Deshalb sucht man nach objektiveren Methoden, die die PA abschätzen können.

Genauigkeit der Distanz

Pedometer werden oft herangezogen um die zurückgelegte Distanz zu messen. In der Studie „Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked“ wird die Genauigkeit der Pedometer ermittelt. Grundsätzlich kann man sagen, dass Pedometer ein akkurates Ergebnis liefern. Aber auch der Pedometer hat seine Vor- und Nachteile. Die Vorteile des Pedometers liegen darin, dass der Pedometer ein kleines, kostengünstig Gerät ist, bei der die körperliche Aktivität nicht einschränkt und eine große Anzahl von Daten in relativ kurzer Zeit gesammelt werden können. Doch leider überwiegen die Nachteile beim Pedometer. Auf Grund des inneren Mechanismus, ist der Pedometer nicht sehr empfindlich. Kommt noch hinzu, dass die Empfindlichkeit des Pedometers nochmals herabgesetzt wird, wenn auf einem anderen Untergrund z.B. Waldboden statt auf Asphalt gegangen wird.

Qualitätsmängel

In einigen Studien wird berichtet, dass auf Grund von Qualitätsmängeln in der Herstellung, die Federspannung des Pedometers unterschiedlich ist und es deshalb sogar zwischen Geräten des gleichen Typs und Marke zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen kann. Wenn die Federspannung schon nach der Herstellung unterschiedlich ist, ist die Wahrscheinlichkeit groß, dass die Spannung der Feder im Laufe der Jahre nach lässt und die Ergebnisse in einem noch größeren Ausmaß verfälscht werden.

Seitendifferenz

Üblicherweise wird Pedometer auf der linken oder rechten Seite des Hosenbundes oder am Gürtel befestigt. Die oben angeführte Studie hat gezeigt, dass es zu Unterschieden, bezüglich der Schrittzählung, kommen kann. Wenn der Pedometer am Hosenbund oder am Gürtel befestigt ist, kann dieser nur Bewegungen der Beine feststellen. Die Registrierung von Bewegungen des Oberkörpers ist nicht

möglich. Nun stellt sich die Frage, ob eine Kombination von Pedometer, befestigt an der Hüfte und am Handgelenk, zu einem besseren Ergebnis führt. Dieser Punkt wird später ausführlich besprochen.

Geschwindigkeit

Ein weiterer Nachteil vom Pedometer ist, dass die Geschwindigkeit, mit der eine Tätigkeit ausgeführt wird, das Ergebnis beeinflussen kann. In Japan darf die Schrittzählung einen Fehler von 0,3% nicht überschreiten. In der oben angeführten Studie wird gezeigt, dass der Yamax Pedometer ein gutes Ergebnis bei Geschwindigkeiten $>80\text{m/min}$ liefert. Bei Geschwindigkeiten $<45\text{m/min}$ kommt es grundsätzlich zu einer Unterschätzung der Schritte. Die Autoren der Studie sind der Meinung, dass dies auf Grund der geringen, vertikalen Beschleunigung der Hüfte her resultiert. Aber auch bei höheren Geschwindigkeiten wurden ähnliche Fehler beobachtet. Dies kann auf Grund der Verlängerung der Schritte sein.

Schutz der Daten

Wenn der Pedometer für Studien herangezogen wird, könnte ein weiterer Nachteil sein, dass dieser vor äußeren Einwirkungen nicht geschützt ist. Der Pedometer besitzt meistens Tasten um die verschiedensten Sachen einzustellen. Diese Tasten liegen oft so, dass sie für den Nutzer gut erreichbar sind, aber leider auch so, dass es zu einer unabsichtlichen Löschung von Daten kommen kann. Sollte so etwas in einer Studie vorkommen, muss der Versuch wiederholt werden. Besonders muss dieser Aspekt beachtet werden, wenn man eine Studie mit Kindern durchführt, da diese oft verleitet werden an den Tasten herum zu drücken.

PA Ermittlung anhand des Pedometers

Die Studie, "What do pedometer counts represent? A comparison between pedometer data and data from four different questionnaires" hat gezeigt, dass objektiv gemessene Schrittzählungen eine niedrige Korrelation mit dem PA, ermittelt durch vier verschiedene Fragebögen, vorliegt. Eine Erklärung dafür könnte sein, dass Fragebögen einen Mangel an Empfindlichkeit für die Ermittlung der PA, aufweisen. BASSETT et al. (2000: 32) haben herausgefunden, dass bei der Beantwortung von Fragebögen die Testpersonen dazu neigen ihre körperliche Aktivität zu unterschätzen. Außerdem bewerteten die vier verschiedenen

Fragebögen, der oben angeführten Studie, unterschiedliche Bereiche des Gehens. So ermittelte ein Fragebogen z.B. die Schritte in der Freizeit und ein anderer Fragebogen z.B. die Schritte in der Arbeit.

Meiner Meinung nach sollten Pedometer nicht anhand von Fragebögen validiert werden, da ein Vergleich der unterschiedlichen Fragebögen schwierig ist und zu ungenauen oder falschen Ergebnissen führen kann. Es gibt andere Methoden, die dafür besser geeignet sind.

Richtlinien

Oft wird davon gesprochen, dass 30 Minuten Bewegung am Tag, bei mittlerer Intensität, ausreichen um seinen Körper fit zu halten. Grundsätzlich geht aus der oben angeführten Studie hervor, dass >7500 Schritte pro Tag notwendig sind, um die Richtlinie von 30 Minuten Bewegung am Tag zu erreichen.

Meiner Meinung nach, ist es von Vorteil, wenn Richtlinien bezüglich der täglichen Bewegung in Zeit oder z.B. auch in Schritten pro Tag angegeben werden. Das Erreichen der notwendigen Schritte stellt eine neue Herausforderung dar und hat meiner Meinung nach einen Effekt auf die Motivation von Personen.

Intra-individuelle Schwankungen

Die Studie "Variability of some objective measures of physical activity" setzt sich mit den intra-individuellen Tagesschwankungen auseinander. Da nicht jeder Tag gleich ist, werden auch unterschiedliche Tätigkeiten ausgeübt. Wenn mit dem Beschleunigungssensor der Energieverbrauch gemessen werden soll, wäre es sinnvoll möglichst viele Tage der Woche in die Berechnungen mit einzubeziehen. Die oben angeführte Studie beschäftigt sich nicht nur mit den intra-individuellen Tagesschwankungen, z.B. Wochentage und Wochenende, sondern auch über wie viele Tage die Aufzeichnung von Daten erfolgen muss, um bestmögliche Berechnungen anstellen zu können. Es reicht nicht die Daten an einem Tag zu erfassen und die Ergebnisse auf die restlichen Tage der Woche umzulegen. Ein Minimum von 5 Tagen ist notwendig um relativ genaue Aussagen bezüglich dem Energieverbrauch zu machen. Weiters ist es wichtig, dass in den fünf Tagen auch ein Wochenendtag inkludiert ist, damit auch diese Ergebnisse in die Berechnung mit einfließen können. Der Vorteil dieser Studie ist, dass das alltägliche Leben für

die Messung herangezogen wurde und die Ermittlung nicht im Labor stattgefunden hat. Der Nachteil jedoch ist, dass es deshalb zu schlechteren aber trotzdem akzeptablen Ergebnissen kommt.

Labor vs. Outdoor

Die meisten Studien, um die Genauigkeit von Bewegungssensoren zu bestimmen, wurden im Labor unter Standardbedingungen durchgeführt. Die untersuchten Tätigkeiten waren hauptsächlich Gehen oder Laufen auf einen Laufband. Jedoch können diese Ergebnisse nicht eins zu eins auf Tätigkeiten des alltäglichen Lebens umgesetzt werden. Es ist notwendig Studien auch außerhalb des Labors durchzuführen.

Gehen und Laufen werden zu den rhythmischen Bewegungen gezählt, während Bewegungen des täglichen Lebens variieren. Somit ist es notwendig, so viele verschiedene Bewegungen wie möglich zu erfassen und in die Berechnung einfließen zu lassen. Doch dies ist nur bedingt möglich. Erstens ist es ein enormer zeitlicher Aufwand und zweitens stellt sich die Frage ob diese Angaben dann für individuelle Messungen herangezogen werden können oder für jede Person neu ermittelt werden sollten.

Kombination Oberkörper und Unterkörper

Die Studie „Estimation of energy expenditure using CSA Accelerometers at Hip and Wrist sites“ setzt sich damit auseinander, ob es sinnvoll ist Bewegungen des Oberkörpers und des Unterkörpers zu kombinieren, indem ein Bewegungssensor an der Hüfte und einer am Handgelenk befestigt werden. Somit könnten Tätigkeiten die mit Teilen des Oberkörpers ausgeführt werden auch in die Berechnung des Energieverbrauchs mit einfließen. Tätigkeiten wie tragen, heben oder Stiegen steigen können trotz der zwei Bewegungssensoren nicht erfasst werden. Die Kombination von Hüft und Arm Accelerometer liefert etwas bessere Ergebnisse.

CROUTER et al. (2006: 100) präsentieren einen Fortschritt, bezüglich der Schätzung des Energieverbrauchs, anhand von Accelerometer Daten. Dieser Fortschritt ist ein Mehrfachregressionsmodell. Bei diesem Modell soll anhand des Varianzkoeffizienten (CV) entschieden werden, welche Gleichung für die Schätzung des Energieverbrauchs herangezogen wird. Diese Annäherung hilft zu

unterscheiden, ob es sich um rhythmische oder variable Bewegungen handelt. Ein niedriger CV zeigt rhythmische Bewegungen an und ein hoher CV, variable Bewegungen. Die Anwendung des CV scheint die passende Antwort auf die Probleme zu sein, um mit einem Bewegungssensor sowohl Tätigkeiten des Oberkörpers als auch vom Unterkörper zu erfassen und in den Energieverbrauch umrechnen zu können. Die weiteren Vorteile dieser Methode sind, dass eine Breite Reihe von Tätigkeiten erfasst werden können und dass diese den Tätigkeiten im täglichen Leben sehr ähnlich sind und somit eine Umlegung auf den Energieverbrauch im täglichen Leben möglich ist. Weiters kann durch das Modell die Zeit berechnet werden, die in leichten, mittleren und hohen Intensitäten verbracht wurde. Die Genauigkeit der Werte, der verbrachten Zeit, in den verschiedenen Intensitäten, lag innerhalb von 2,1 Minuten der Ist-Werte. Das neue Mehrfachregressionsmodell hatte eine durchschnittliche Tendenz, für die Vorhersage des EE, von 0,1 METs (Vorhersageintervall von 95 %; 1,4, 1,5 MET's). Jedoch sind weitere Studien notwendig um diese Methode zu validieren.

Eine relativ neue Methode ist die Messung der Fußkontaktzeit mit dem Boden anhand von einem Pedometer. Der Fußkontaktzeitpedometer ermöglicht die körperlichen Aktivitäten der Testpersonen in unterschiedliche Intensitäten einzuteilen. So kann z.B. zwischen dem Gehen, Laufen, der NEAT und dem RMR) unterschieden werden. Diese Fähigkeit könnte ein wichtiger Faktor sein, um die Leistung der Pedometer Methode, im Vergleich zu früheren Studien, zu verbessern. Die Nachteile dieser Methode sind folgende: es kann nicht zwischen Bewegungen des Oberkörpers und des Unterkörpers unterschieden werden, was eine „schlechte“ Erfassung der Daten zu Folge hat, da Tätigkeiten wie das Heben oder das Tragen von Lasten nicht in die Berechnung einfließen. Weiters kommt es bei einem Energieverbrauch > 14 MJ/ Tag zu ungenauen Ergebnissen. Ein Energieverbrauch von >14 MJ/Tag ist ein allgemeines Niveau bei Athleten und somit ist diese Methode nicht für den Sport geeignet.

3.3 Indirekte Kalorimetriesysteme (tragbar)

3.3.1. Validation of the COSMED K4 b² Portable Metabolic System

J. E. McLaughlin, G. A. King, E. T. Howley, D. B. Bassett, B. E. Ainsworth

Einleitung

Messungen des Sauerstoffverbrauchs (VO_2) werden verwendet, um die kardiovaskulären Funktion, die Ausdauerleistungen und den Energieverbrauchs in Ruhe und während der körperlichen Aktivität, zu schätzen. Eine Zeit lang wurden solche Messungen mit dem Douglas bag (DB), für Gassammlungen und chemischen Gasanalysen durchgeführt, um alle Variablen zu berechnen und die Ergebnisse zu drucken. Trotz dieser Entwicklung werden die meisten metabolischen Messungen in einem Laboratorium durchgeführt, bei denen standardisierte Bewegungen, wie das Gehen und Laufen auf einem Laufband und das radeln auf einem Radergometer, durchgeführt. Die Weiterentwicklung der Technik erlaubt es nun auch metabolische Messungen bei Feldstudien, im Büro oder sogar zu Hause zu machen. Dies wird durch tragbare metabolische Systeme möglich.

Eines dieser tragbaren Systeme ist der COSMED K2, der lediglich die ausgeatmete Sauerstoff (O_2) Konzentration und nicht das ausgeatmete Kohlendioxid (CO_2) misst. In einigen Studien wurde gezeigt das dieses System valide (vgl. CRANDALL et al. (1994: 26), LUCIA et al. (1993: 14)), zuverlässig (LUCIA et al. (1993: 14)) und genau ist (vgl. CRANDALL et al. (1994: 26)), sowohl bei submaximalen als auch bei maximalen Intensitäten. Eine CO_2 Elektrode wurde eingearbeitet. Das neue System wird jetzt als COSMED K4 bezeichnet und kann die Sauerstoffaufnahme als auch die Kohlendioxidproduktion relativ genau messen (vgl. HAUSSWIRTH et al. (1997: 18)).

Die aktuelle Generation des COSMED ist der K4 b² (COSMED s.r.l., Rome, Italy). Dieses Gerät ist ein Leichtgewicht, Batterie betrieben und selbst erhaltend. Es misst den Sauerstoffverbrauch und die Kohlendioxidproduktion (VCO_2) auf der „breath-by-breath“ Basis, in Ergänzung zur Ventilation (V_E), Fraktion des ausgeatmeten Sauerstoffs (F_{EO_2}), die Fraktion des ausgeatmeten Kohlendioxid (F_{ECO_2}) und der Herzfrequenz (HR). Die Daten können an einen Windows

basierenden PC übertragen werden, oder in einem Speicher gespeichert werden, um später auf einen PC übertragen zu werden. Zusätzlich würde eine indirekte Kalorimetrie die Fähigkeit erhöhen den Energieverbrauch über ein weites Spektrum von Aktivitäten, in klinischen Studien oder im Labor, zu messen. Diese Technik würde die Genauigkeit des COSMED K4 b₂ gegenüber der Douglas Bag Methode, welche als genau und valide betrachtet wird, um den Energieverbrauch bei einer Radergometrie über einen weiten Intensitätsbereich, erhöhen.

Materialien und Methoden

Testpersonen

Zehn gesunde Männer der Knoxville Community nahmen, nachdem sie in das Protokoll und die potentiellen Risiken eingewiesen wurden, als freiwillige Teilnehmer an dieser Studie teil. Jeder Teilnehmer bekam eine Einwilligung zum Durchlesen und zum Unterschreiben, genehmigt durch das Institutional Review Board of the University of Tennessee, Knoxville. Die physiologischen Eigenschaften der Teilnehmer (durchschnittliche $\pm$ SE) waren, Alter 27,6 $\pm$ 6,4 Jahre, Größe 180,9 $\pm$ 6,2 cm, Gewicht 75,3 $\pm$ 5,6 kg und prozentuelles Körperfett 9,0 $\pm$ 2,9%.

Equipment

Der K4 b² misst 170x55x100 mm und wiegt 550 g. Die Batterie misst 170x48x90 mm und wiegt 550 g. Der K4 b² wird durch ein Geschirr auf der Brust getragen und der Temperatur / Herzfrequenz Receiver wird an einem der beiden Gurt befestigt. Der K4 b² verwendet einen COSMED patentierten Sauerstoffanalysator (Bandbreite 7-24%) und einen Infrarot Kohlendioxidanalysator (Bandbreite 0-8%). Der Durchflussmesser verwendet ein bidirektionale Turbine und einen optoelektronischen Leser. Gemäß dem Hersteller, hat der Durchflussmesser eine lineare Reaktion in der Ventilationsrate von 0-300 l/min. Der Durchflussmesser ist in einer flexiblen Gummimaske integriert (Hans-Rudolph, Kansas City, MO), die über den Mund und die Nase der Testperson geht. Ein „Dichtungsgel“ (Hans-Rudolph, Kansas City, MO) wird auf die Maske geschmiert, um Luftlöcher zu vermeiden. Die momentanen prozentuellen O₂ und CO₂ Werte, werden bestimmt

und diese mathematischen Durchschnitte verwenden verwendet, um einen gewichteten Algorithmus zu ermitteln, um $F_{E}O_2$ und $F_{E}CO_2$ zu bestimmen (vgl. BEAVER et al. (1973: 34)).

DB Sammlungen des ausgeatmeten Gases werden, unter Verwendung eines Vacumed Mundstückes, was mit einem Hans-Rudolph 2700 Series 2-way Ventil, verbunden ist (Hans-Rudolph, Kansas City, MO), gemacht. Die ausgeatmeten Gasvolumen vom DB wurden mit einem Collins 120L Gasometer gemessen (Warren E. Collins Inc., Braintree, MA) und die Gasfraktion wurde mit Hilfe einem Applied Electrochemistry S-3A Sauerstoffanalysator und einem Applied Electrochemistry CD-3A Kohlendioxidanalysator, analysiert (Applied Electrochemistry, Inc., Sunyvale, CA). Eine Drei Punkt Kalibrierung wurde verwendet um den Analysator vor jedem Test zu standardisieren. Gefolgt von einem einstündigem „aufwärmen“, einer 100% Stickstoff und 6% Kohlendioxid, 15% Sauerstoff Gasmischung. Eine 3% Kohlendioxid und 18% Sauerstoff Mischung wurde verwendet um die Linearität zu verifizieren. Die Gasmischung wurde von der micro-Scholander Technik analysiert (vgl. SCHOLANDER (1947: 167)). Gefolgt von eine 30 minütigen „Aufwärmphase“ wurde der K4 b² direkt vor jedem Test und jeder Testperson, nach Angaben des Herstellers, kalibriert. Dasselbe 6% CO₂, 15% O₂ Gas wurde für die Kalibrierung des Gasanalysators und der Durchflussmesser des K4 b², unter Verwendung einer 3000 Liter Spritze, kalibriert (Hans-Rudolph Inc., Kansas City, MO).

Alle Testpersonen haben denselben Radergometer (Monark Ergomedic 818E, Varberg, Sweden) verwendet. Dieser wurde, unter Verwendung des bekannten Gewichts vor jedem Test, kalibriert. Die Douglas Bag (MacRainy, Copenhagen, Denmark) Sammlungen des ausgeatmeten Gases wurden während der letzten zwei Minuten bei jeder fünf Minuten Stufe genommen. Alle sechs Douglas Bags wurden vor jedem Test der Studie überprüft, ob diese keine Löcher haben und es wurde immer der gleiche Beutel, für alle Versuche einer Testperson, verwendet.

Testprotokoll

Pilotversuche wurden durchgeführt, um den Effekt der gleichzeitigen Verwendung des Douglas Bag und dem K4 b^2 festzustellen. Vergleiche, mit und ohne dem Hans-Rudolph 2700 series large 2-way Ventil und DB verbunden mit einer speziellen Verbindung zum K4 b^2 Durchflussmesser an der Gesichtsmaske. Die Befestigung des Hans-Rudolph Ventil bewirkte eine unmittelbare Verminderung in VO_2 , hinweisend das die Präsenz diese Ventils, sich in die Ergebnisse des K4 b^2 einmischt.

Jede Testperson führte zwei Durchgänge durch, bei einem wurde der K4 b^2 und beim Anderen der DB verwendet. Die Versuche wurden an aufeinander folgenden Tagen zur selben Tageszeit absolviert. Die Gruppe wurde geteilt, sodass die Hälfte zuerst den K4 b^2 verwendeten und die andere Hälfte den DB. Jeder Versuch begann mit einer 10 Minuten Ruhephase, wo in den letzten fünf Minuten eine Gasanalyse gemacht wurde. Die Testpersonen radelten für fünf Minuten in jeder der fünf Stufen: 50, 100, 150, 200 und 250 Watt. Während des DB Versuchs wurde das ausgeatmete Gas, der letzten zwei Minuten der fünf Stufen, gesammelt.

Datenanalyse

Die letzten zwei Minuten von jeder 5 Minuten Stufe, vom K4 b^2 wurden arithmetisch gemittelt und mit den letzten zwei Minuten der DB Messung verglichen. Die statistischen Vergleiche verwendeten Super ANOVA (Abacus Concepts, Berkeley, CA) (vgl. Abacus Concepts (1989)) wurden zwischen K4 b^2 und DB für jede der sechs Variablen (VO_2 , VCO_2 , V_E respiratorischen Austauschverhältnis (R), F_{EO_2} und F_{ECO_2}). Der Signifikantslevel betrug $P < 0,05$, für alle Vergleiche. Bland-Altman Diagramme wurden verwendet um die Unterschiede zwischen den Methoden (DB – K4 b^2) über den kompletten Umfang der Sauerstoff Messung, zu zeigen.

Ergebnisse

Die Durchschnittswerte ($\pm$ SE) für VO_2 , VCO_2 und V_E werden in Abbildung 15, a, b und c gezeigt. Die absoluten Unterschiede, gezeichnet als DB minus K4 b^2 werden in Abbildung 30 d, e und f gezeigt.

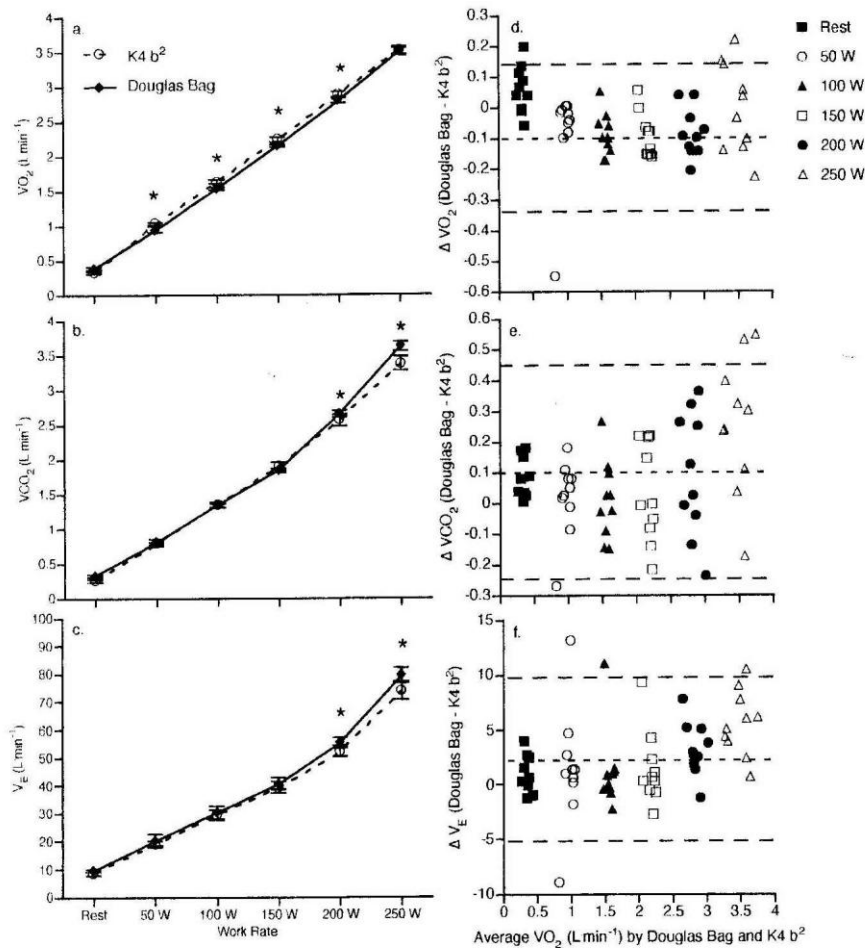


Abbildung 15: Zeigt die durchschnittlichen Werte gemessen mit dem K4 b^2 und dem Douglas Bag (a) VO_2 , (b) VCO_2 , (c) V_E ; zeigt die absoluten Unterschiede in den Werten zwischen Douglas Bag und dem K4 b^2 (d) VO_2 , (e) VCO_2 , (f) V_E

Keine signifikanten Unterschiede bei der VO_2 in Ruhe ($0,33 \pm 0,02$ vs. $0,38 \pm 0,02$) (l/min) bei 250 Watt ($3,51 \pm 0,07$ vs. $3,50 \pm 0,05$), konnten zwischen dem DB und dem K4 b^2 , gefunden werden. Die K4 b^2 Werte waren signifikant höher als die DB Werte bei 50 ($1,03 \pm 0,02$ vs. $0,94 \pm 0,04$), 100 ($1,63 \pm 0,03$ vs. $1,53 \pm 0,02$), 150 ($2,24 \pm 0,03$ vs. $2,14 \pm 0,01$) und 200 Watt ($2,87 \pm 0,04$ vs. $2,79 \pm 0,03$)

$\dot{V}O_2$ (Abbildung 15b) und $\dot{V}_E$ (Abbildung 15c) Werte vom K4 b² waren signifikant niedriger als die DB Werte, bei 200 und 250 Watt ($P < 0,05$), während keine Signifikanz beim Ruhewert und bei 150 Watt gefunden wurde.

Abbildung 16 a, b und c zeigen die durchschnittlichen Werte ($\pm$ SE) für R, $\dot{V}_E O_2$ und $\dot{V}_E CO_2$. $\dot{V}_E O_2$ Werte vom K4 b² waren signifikant niedriger als die DB Werte bei jedem Widerstand und in Ruhe (Abbildung 16b). $\dot{V}_E CO_2$ Werte vom K4 b² waren signifikant höher als die DB Werte bei 50 Watt ($p = 0,001$), aber kein signifikanter Unterschied bestand bei den andern Intensitäten (Abbildung 16c). R Werte waren bei jeder Intensität, signifikant niedriger, gemessen mit dem K4 b² (Abbildung 16a). Absolute Unterschiede werden als DB minus K4 b² vs. $\dot{V}O_2$ in Abbildung 16 d, e und f gezeigt.

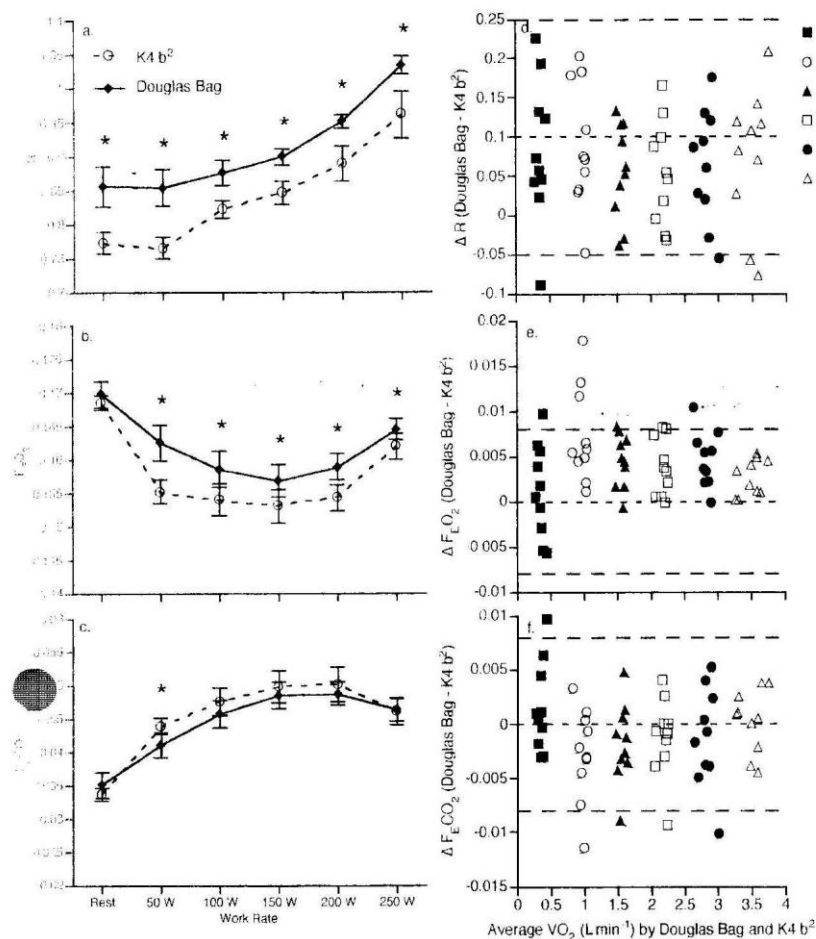


Abbildung 16: Zeigt die durchschnittlichen Werte gemessen mit dem K4 b² und dem Douglas Bag (a) R, (b) $\dot{V}_E O_2$, (c) $\dot{V}_E CO_2$; zeigt die absoluten Unterschiede in den Werten zwischen Douglas Bag und dem K4 b² (d) R, (e) $\dot{V}_E O_2$, (f) $\dot{V}_E CO_2$

Am Ende eines jeden Tests, wurden die zwei Tanks des Referenzgases in den K4 b² geleitet, um die analytische Abweichung zu testen. Durchschnittlich unterschätzte der K4 b² beim hohen CO₂ Kalibrierungstank die O₂ und CO₂ Werte um 0,115% O₂ und 0,24% CO₂. Beim niedrigen CO₂ Kalibrierungstank unterschätzte der K4 b² den O₂ Wert um 0,145% und den CO₂ Wert um 0,33%.

Diskussion

Der Zweck dieser Studie war es die Genauigkeit des tragbaren COSMED K4 b² Messsystem gegenüber der Douglas Bag Methode zu testen. Um den Unterschied im VO₂ zu testen, ist es sinnvoll wenn beide Messsysteme gleichzeitig die Daten erheben (vgl. BIGARD & GUEZENNEC (1995: 27), LUCIA et al. (1993: 14), PEEL & UTSEY (1993: 25)). Die Ergebnisse der Pilotversuche zeigten, dass dies problematisch war. Wenn die Testpersonen an aufeinander folgenden Tage, zur selben Tageszeit getestet wurden, entstand nur eine kleine Variation von 3-4%.

Eines der grundlegenden Ergebnisse dieser Studie war die Genauigkeit der VO₂ Messung. Hier waren die K4 b² Werte signifikant höher als die DB Werte bei 50 – 200 Watt. Das Ausmaß der Unterschiede war jedoch gering (0,088, 0,092, 0,096 und 0,088 l/min) und erreichte eine statistische Signifikanz lediglich bei einem kleinen Standardfehler (Abbildung 15a). Diese Unterschiede variierten von 9,6% bei 50 Watt und weniger als 3% bei 200 Watt.

VCO₂ Werte vom K4 b² waren signifikant niedriger als die DB Werte bei 200 und 250 Watt (Abbildung 15b). Diese Unterschiede können auf Grund des F_ECO₂ oder V_E her resultieren. Jedoch wenn F_ECO₂ nicht unterschiedlich ist und V_E bei 200 und 250 Watt niedrig ist, beruht der Unterschied auf V_E alleine.

Nicht signifikante Unterschiede werden in V_E, zwischen dem K4 b² und den DB Werten in Ruhe bis 150 Watt gefunden (Abbildung 15c). Der niedrige V_E vom K4 b² bei 200 und 250 Watt, kann auf Grund eines Lecks in der Gesichtsmaske her resultieren. Die Möglichkeit, dass die Gesichtsmaske undicht war, scheint sehr gering da die Gesichtsmaske mit einem „Dichtungsgel“ bestrichen wurde und vor jedem Test kontrolliert wurde. ARMSTRONG & COSTILL (1985: 56) berichten

eine „day-by-day“ Varianz in der Ventilation von $\pm 3,6\%$ während einer Fahrradergometrie. Trotz der Möglichkeit, dass die Gesichtsmaske undicht war und eine „day-by-day“ Varianz herrschen kann, betrug der Unterschied bei 200 und 250 Watt lediglich 5,7 und 6,9%.

$F_{E O_2}$ Werte vom K4 b^2 waren nicht unterschiedlich gegenüber den DB in Ruhe, aber sie waren signifikant niedriger bei 50 Watt bis 250 Watt. Auch diese Unterschiede waren statistisch signifikant. Alle K4 b^2 Werte waren innerhalb von 5% der DB Werte (Bandbreite 95,7 – 98,8%) (Abbildung 16b). $F_{E CO_2}$ Werte waren signifikant höher beim K4 b^2 bei 50 Watt, aber unterschieden sich nicht bei den anderen Intensitäten (Abbildung 16c).

Diese Überschätzung von VO_2 bei 50 bis 200 Watt, kombiniert mit der Unterschätzung von VCO_2 bei 200 und 250 Watt vom K4 b^2 , resultieren in einem signifikant niedrigerem R Wert bei jeder Intensität (Abbildung 16a). 54% Kohlenhydrate und 46% Fett wurden bei der K4 b^2 Messung und 74% Kohlenhydrate, 26% Fett wurden bei der DB Methode, umgesetzt. Der offensichtliche Unterschied im Substratverbrauch, liegt in der Analyseabweichung, wie sie im Vorhergehenden Absatz beschrieben wird. Der durchschnittliche Energieverbrauch war nicht unterschiedlich (11,0 kcal/min beim K4 b^2 und 10,8 kcal beim DB). Daraus kann man schließen, dass der K4 b^2 angemessene Ergebnisse bezüglich des Energieverbrauchs liefert.

Diese Ergebnisse zeigen das der COSMED K4 b^2 akzeptable VO_2 Messungen über einen weiten Bereich von Intensitäten liefert. Es gibt zwar statistische Unterschiede zwischen dem K4 b^2 und dem DB, aber diese Unterschied sind eher gering. Die Unterschiede in der Sauerstoffaufnahme waren weniger als 100ml/min, was physiologisch insignifikant ist. Diese Ergebnisse veranschaulichen, dass der COSMED K4 b^2 für die Messung der Sauerstoffaufnahme über einen weiten Bereich der Intensitäten genutzt werden kann. Weitere Studien sind notwendig, um die Genauigkeit bei anderen Aktivitäten unter verschiedenen Bedingungen zu messen.

3.3.2. Validation of Aerosport KB1-C Portable Metabolic System

G. A. King, J. E. McLaughlin, E. T. Howley, D. R. Bassett Jr. B. E. Ainsworth

Einleitung

Die Sauerstoffaufnahme ist eine wichtige Messung im Bereich der Bewegungsphysiologie, weil es eine Methode darstellt, um den Energieverbrauch bei körperlichen Aktivitäten festzustellen. Traditionell wird die Sauerstoffaufnahme mit der Douglas Bag Methode gemessen, aber in den letzten Jahren sind computerisierte metabolische Messungsverfahren in Erscheinung getreten. Einige dieser Verfahren sind ziemlich genau, wenn die Messungen unter Laborbedingungen durchgeführt werden. Es können zwar viele Aktivitäten im Labor simuliert werden, aber der Energieverbrauch von Aktivitäten des täglichen Lebens sollten in einem natürlichen Umfeld gemessen werden.

Die Auswirkungen das es eine akkurate tragbare, indirekte Kalorimetrie gibt, sind groß. Die Entwicklung von kleineren, kompakteren indirekten Kalorimetriesystemen, erlaubt es die Geräte variabler einzusetzen. Der Aerosport TEEM 100 (Aerosport, Inc., Ann Arbor, MI), wiegt 4,8 kg und wird als valid, für ruhende Tätigkeiten und Tätigkeiten von moderater Intensität (vgl. MELANSON et al. (1996: 21), NOVITSKY et al. (1995: 70), WIDEMAN et al. (1996: 28), angesehen. Die neue Generation des Aerosports KB1-C (Aerosport, Inc., Ann Arbor, MI), welcher ein Gewicht von 0,8 kg hat und batteriebetrieben ist. Durch die Validierung dieses Gerätes wird es möglich sein, den Energieverbrauch über einen weiten Bereich von Aktivitäten zu bestimmen, egal ob diese im Labor oder außerhalb durchgeführt werden.

Das Ziel dieser Studie ist es die Genauigkeit des Aerosport KB1-C gegenüber der Douglas Bag Methode, zu testen. Auf einem Radergometer wurden gleichzeitige Messungen, in Ruhe, bei 50, 100, 150, 200 und 250 Watt durchgeführt, um einen weiten Bereich von Intensitäten, abzudecken.

Materialien und Methoden

Das Aerosport Modell KB1-C misst 22 x 10,5 x 3,5 cm und wiegt 800g. Die Batterie misst 10,8 x 9,5 x 2,5 cm und wiegt 450g. Der Aerosport wird mit Hilfe eines Geschirrs (450g), an der Testperson befestigt und lässt freie Bewegungen zu. Der KB1-C verwendet einen galvanischen „fuel cell“ Sauerstoffanalysator (Bandbreite 0 – 25%) und einen Infrarot Kohlendioxidanalysator (Bandbreite 0 – 10%). Spezifisch für den Pneumotachometer ist die Verwendung einer microproportionale Auswahl von Messungen der physiologischen Variablen. Sobald die ausgeatmete Luft die Öffnung des Pneumotach passiert, wird der Atem in direkter Proportion zum Unterschied des Drucks auf die Öffnungsplatte gesetzt. Die Probe wird dann gemischt, analysiert und die Sauerstoffaufnahme (VO_2), die Kohlendioxidproduktion (VCO_2) und die respiratorische Austauschrate (R), anhand von Standardgleichungen, berechnet. Das Ventilationsvolumen (V_E) wird anhand der Differenz des Drucks gegenüber der Öffnungsplatte, ermittelt. Ein Anstieg des Druckunterschieds ist hinweisend auf ein erhöhtes Ventilationsvolumen. Der Pneumotach sollte auf eine der drei Einstellungen gestellt sein (leicht, mittel, hoch), was mit den Flussraten von 4-50, 10-120 und 25-225 L/min korrespondiert.

Testpersonen

Neun, gesunde Testpersonen (acht Männer, eine Frau), mit den folgenden Eigenschaften (durchschnittliche $\pm$ SE): Alter 33,1 $\pm$ 3,5 Jahre, Größe 178,4 $\pm$ 2,7 cm Gewicht 72,4 $\pm$ 2,8 kg und einem prozentuellen Fettanteil von 11,5 $\pm$ 1,4% (gemessen durch die Hautfaltendicke), nahmen an der Studie teil. Die Testpersonen wurden mündlich von der Universitätscommunity rekrutiert. Die Teilnehmer erhielten ein Schreiben bezüglich der potentiellen Risiken. Die Studie wurde vom Institutional Review Board of the University of Tennessee, Knoxville genehmigt.

Kalibrierung

Ein Monark Ergonomic 818 E Radergometer (Monark, Varberg, Sweden) wurde für die Testeinheiten der körperlichen Aktivität, verwendet. Der Radergometer wurde direkt vor dem Beginn jeder Testsession, mit einem 4 kg Gewicht, kalibriert.

Der gleiche Radergometer wurde bei allen Tests verwendet. Die gleichzeitige Douglas Bag Sammlung der ausgeatmeten Gase, wurde während der letzten zwei Minuten jeder Stufe, durchgeführt. Die gleichen sechs Douglas Bags wurden für alle Versuche verwendet und vor jedem Test kontrolliert, ob diese nicht undicht sind.

Das ausgeatmete Gas, was im Douglas Bag gesammelt wurde, wurde mit einem Applied Electrochemistry S-3A Sauerstoffanalysator und eine Applied Electrochemistry CD-3A Kohlendioxidanalysator (Applied Electrochemistry, Inc., Sunnyvale, CA) analysiert. Die Analysatoren wurden vor jedem Test mit der Drei Punkt Kalibrierung, kalibriert. Die Analysatoren wurden mit einem 100% Stickstoff auf null gesetzt und dann mit einem Gemisch von 6% CO₂, 15% O₂ gefüllt und die Linearität wurde mit 3% CO₂, 18% O₂ Gemisch getestet. Das Kalibrierungsgas wurde mit der Scholander Technik analysiert (vgl. SCHOLANDER (1947: 167)). Der Aerosport wurde direkt vor dem Test und vor jeder Testperson, nach den Angaben des Herstellers, kalibriert. Dasselbe Gas CO₂ (6%) und O₂ (15%), was für die Kalibrierung der Analysatoren verwendet wurde, wurde auch für die Kalibrierung des Aerosport verwendet. Der Pneumotach des Aerosprt wurde in der mittleren Position mit Hilfe einer 3 Liter Hans-Rudolph kalibrierten Spritze, kalibriert (Hans-Rudolph Inc. Kansas City, MO). Das ausgeatmete Gasvolumen, welches im Douglas Bag gesammelt wurde, wurde mit einem Collins 120 L Gasometer (Warren E. Collins Inc., Braintree, Mass) gemessen.

Testprotokoll

Alle Testpersonen absolvierten einen Durchgang, bei dem sie den Aeorsport KB1-C trugen. Das System wurde mit dem Geschirr des Herstellers, auf der Brust des Teilnehmers, fixiert. Die Testpersonen trugen einen Nasenclip und atmeten in den Aerosport Pneumotach, der mit einem Mundstück verbunden war. Die ausgeatmeten Gase wurden in einem Douglas Bag, der mit einem Hans-Rudolph 2700 series large 2 way Ventil ausgestattet war, gesammelt (Hans-Rudolph Inc., Kansas City, MO). Jeder Versuch startete mit einer 10 Minuten Ruhephase, in der in den letzten fünf Minuten das ausgeatmete Gas gesammelt wurde. Die Testpersonen radelten anschließend für jeweils fünf Minuten auf dem

Radergometer, bei 50, 100, 150, 200 und 250 Watt. Das ausgeatmete Gas wurde in den letzten zwei Minuten jeder Intensitätsstufe gesammelt. Es gibt keinen signifikanten Unterschied ($P = 0,19$) in den fraktionellen Konzentrationswerten des Sauerstoffs (F_{EO_2}), gemessen mit dem KB1-C System, aber es wurden signifikant höhere Kohlendioxidwerte (F_{ECO_2}) gefunden

Pilotversuche wurden durchgeführt, um den Effekt der Hans-Rudolph Ventil, auf die gemessenen Ergebnisse, zu testen. Vier Testpersonen wurden für 8 Minuten in einer Ruhephase, bei 50 und 100 Watt getestet. In den ersten drei Minuten jeder Stufe sollten die Teilnehmer die „Steady state“ Phase erreichen. Die Werte, die in Minute vier bis fünf, bei jeder Stufe mit dem Hans-Rudolph Ventil gesammelt wurden, wurden mit den Werten, die in Minute sieben bis acht, ohne Hans-Rudolph Ventil gesammelt wurden, verglichen. Die Minute sechs diente dazu um das Ventil zu entfernen und das sich der KB1-C wieder stabilisieren konnte. Es kam heraus, das die gleichzeitige Sammlung des ausgeatmeten Gases mit dem Douglas Bag, die Werte gemessen durch den KB1-C nicht signifikant beeinflussen ($P = 0.11$).

Datenanalyse

Geplante Kontraste zwischen dem KB1-C und dem Douglas Bag wurden, in Ruhe, bei 50, 100, 150 und 200 Watt, für alle sechs Variablen (V_E , VO_2 , VCO_2 , R , F_{EO_2} und F_{ECO_2}) durchgeführt (vgl. Abacus Concepts (1989)). Alle neun Testpersonen vollendeten das komplette Testprotokoll bis hin zur 200 Watt Stufe. Der paarweise t-Test wurde für die Analyse der 250 Watt Daten verwendet, da nur sechs Teilnehmer diese Stufe vollendeten. Der Signifikanzlevel war $P < 0,05$.

Ergebnisse

V_E , VO_2 VCO_2 erhöhten sich signifikant ($P < 0,001$) wenn sich die Intensität erhöhte. Kein signifikanter Unterschied ($P < 0,05$) wurde bei V_E zwischen KB1-C und dem Douglas Bag bei 100, 150 und 250 Watt beobachtet (Abbildung 17a).

Die KB1-C Werte waren in Ruhe, bei 50 Watt signifikant höher ($P < 0,01$) als die Douglas Werte. Signifikant niedrigere Werte wurden bei 200 Watt ($P < 0,05$) beobachtet. Ein ähnlicher Trend war bei der VO_2 zu sehen (Abbildung 17b).

Es bestanden keine signifikanten Unterschiede bei 100, 150 und 250 Watt, zwischen den Methoden, während die KB1-C Werte in Ruhe ($P < 0,001$) und 50 Watt ($P = 0,01$) signifikant höher und bei 200 Watt ($P < 0,001$) signifikant niedriger waren als die Douglas Bag Werte. Die KB1-C VCO_2 Werte (Abbildung 17c) waren signifikant höher, in Ruhe ($P < 0,001$) und bei 50 Watt ($P < 0,05$) und signifikant niedriger bei 200 Watt ($P < 0,05$), verglichen mit den Douglas Bag Werten. Keine signifikanten Unterschiede wurden bei den VCO_2 Werten bei 100, 150 und 250 Watt, beobachtet.

Abbildung 17 d-f zeigen die absoluten Unterschiede und Limits der Übereinstimmung von V_E , VO_2 und VCO_2 gegenüber den durchschnittlichen VO_2 Werte, für die zwei Methoden.

Verglichen mit der Douglas Bag Methode war der Unterschied des KB1-C, in Ruhe am größten (63% höher als der Douglas Bag für V_E und 82% höher als der Douglas Bag für VO_2 und VCO_2). Bei 100 und 150 Watt war der KB1-C innerhalb von 1,5% des Douglas Bag. Bei der am signifikantesten Übungsintensität (200 Watt), waren die KB1-C Werte, 2,4 und 6,2% niedriger als die Douglas Bag Werte. Bei 250 Watt waren die KB1-C Werte für V_E , VO_2 und VCO_2 um 3,4; 5,9 und 4,2% niedriger als die Douglas Bag Werte. Diese Werte sind jedoch statistisch nicht signifikant ($P > 0,05$).

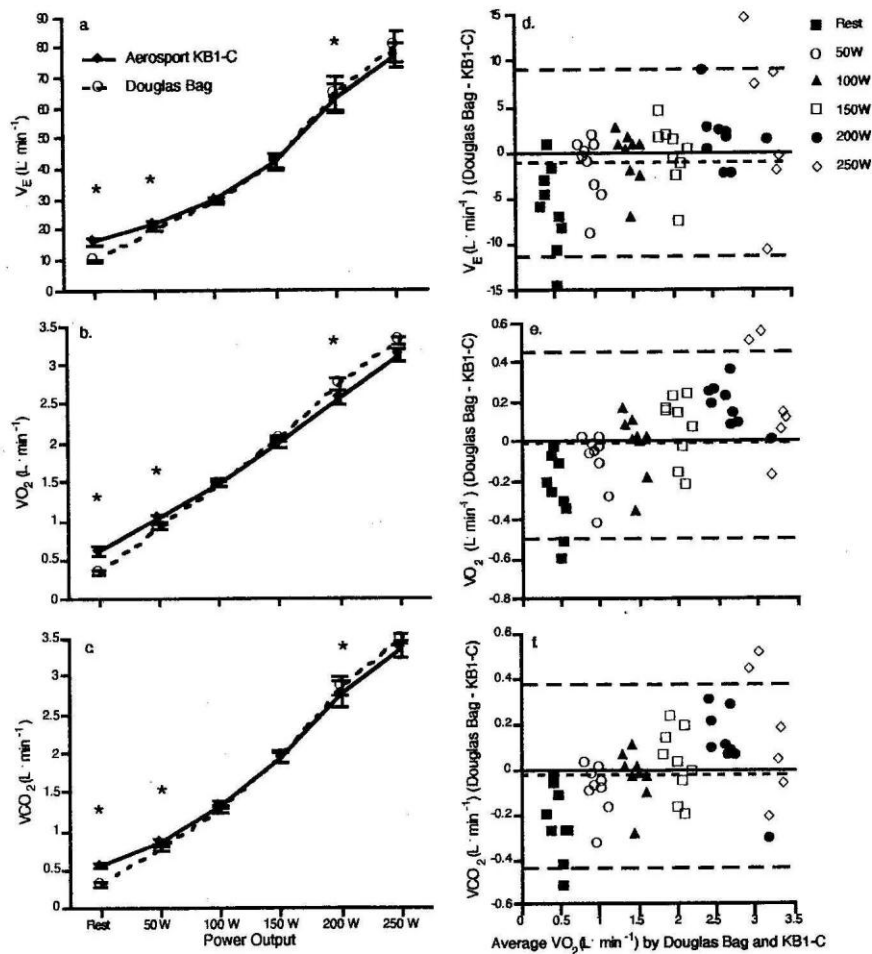


Abbildung 17: Durchschnittlichen Werte gemessen by KB1-C und Douglas Bag Methode für (a) V_E , (b) V_{O_2} , (c) V_{CO_2} , kalkulierten und individuellen Unterschiede für (d) V_E , (e) V_{O_2} , (f) V_{CO_2}

R Werte (Abbildung 18 a und b) für den KB1-C waren signifikant höher als die Douglas Bag Werte bei 100 ($P < 0,01$), 150 ($P < 0,001$) und 200 Watt ($P < 0,001$), während kein signifikanter Unterschied in Ruhe, bei 50 und 250 Watt ($P > 0,05$) festgestellt wurde.

Die $F_{E O_2}$ Werte des KB1-C (Abbildung 18 b und e) sind signifikant niedriger in Ruhe ($P < 0,001$) und signifikant höher bei 150 Watt ($P = 0,01$) als die Douglas Bag Werte. Die $F_{E O_2}$ Werte zwischen den Methoden sind nicht signifikant unterschiedlich, bei 50, 100, 200 und 250 Watt ($P > 0,05$).

Der gegenteilige Trend war bei den $F_{E CO_2}$ Werten zu beobachten (Abbildung 18 c und f). Der KB1-C zeigte signifikant höhere $F_{E CO_2}$ Werte in Ruhe ($P < 0,001$) und signifikant niedrigere Werte bei 150 Watt ($P < 0,05$) als bei der Douglas Bag

Methode. Es gab keine signifikanten Unterschiede der $F_{E}CO_2$ Werte, zwischen den Methoden, bei 50, 100, 200 und 250 Watt ($P > 0,05$)

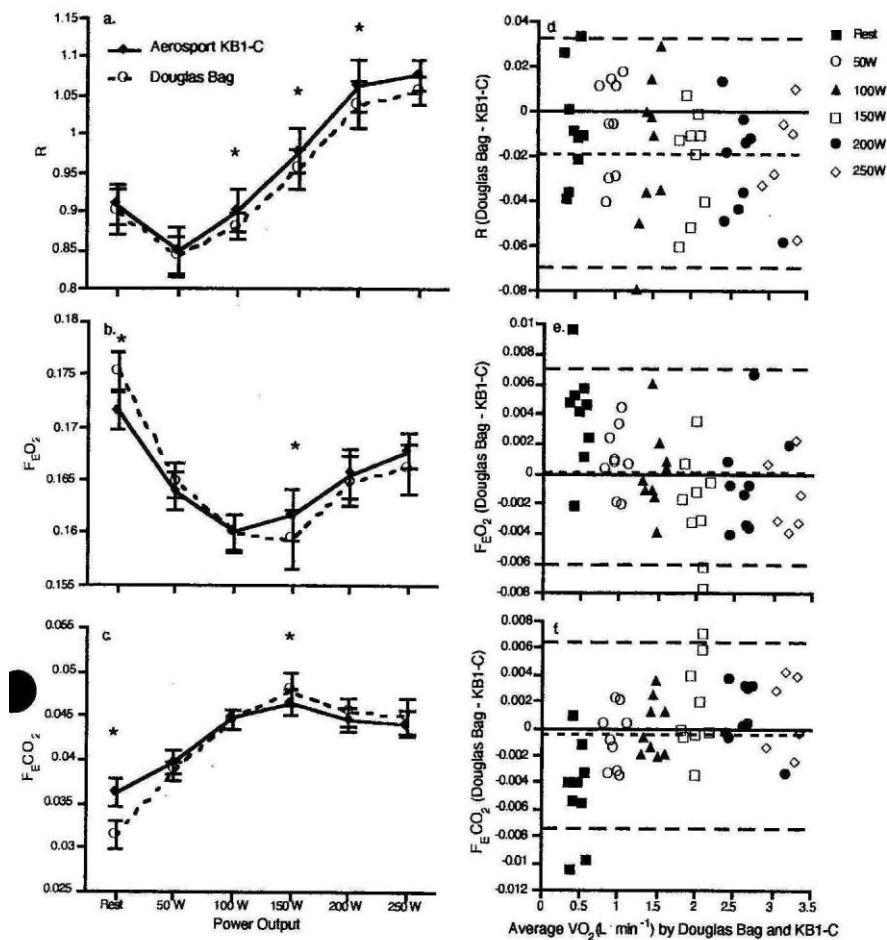


Abbildung 18: Durchschnittlichen Werte gemessen by KB1-C und Douglas Bag Methode für (a) R, (b) $F_{E}O_2$, (c) $F_{E}CO_2$, kalkulierten und individuellen Unterschiede für (d) R, (e) $F_{E}O_2$, (f) $F_{E}CO_2$

Diskussion

Der Aerosport KB1-C ist ein valides Instrument, um metabolische Variablen, bei Intensitäten zwischen 100 und 200 Watt, mit der mittleren Pneumotach Einstellung, zu ermitteln. Der KB1-C ermittelt höhere V_E , VO_2 und VCO_2 Werte in Ruhe und bei 50 Watt und misst niedrigere Werte bei 200 Watt, verglichen mit der Douglas Bag Methode. Eine mögliche Erklärung für die Unterschiede zwischen KB1-C und der Douglas Bag Methode, in Ruhe und bei 50 Watt, könnte durch die mittlere Durchflusseinstellung des Pneumotach hervorgerufen werden. Die durchschnittliche Flussrate betrug in Ruhe 9,9 l/min gemessen mit Hilfe des Douglas Bag und liegt somit unter den 10 – 120 l/min, die bei der mittleren

Durchflusseinstellung notwendig sind. Um zu testen ob die mittlere Durchflusseinstellung für fehlende Genauigkeit, bei niedrigen Intensitäten, verantwortlich ist, wurden fünf Personen mit der Durchflusseinstellung „niedrig“ (4 – 50 l/min), in Ruhe und bei 50 Watt getestet. Die Ventilation (durchschnittlicher $\pm$ SE) sind in Ruhe $9,1 \pm 0,39$ l/min, für den KB1-C und $9,28 \pm 0,21$ l/min für den Douglas Bag. Bei 50 Watt wurden folgende Werte für die zwei Methoden ermittelt, $16,86 \pm 1,03$ l/min KB1-C und $19,98 \pm 1,25$ l/min Douglas Bag Methode. Keine signifikanten Unterschiede wurden in Ruhe für V_E ($P = 0,54$) beobachtet, während signifikante Unterschiede bei 50 Watt ($P < 0,05$) ermittelt wurden. Die durchschnittlichen Werte für VO_2 waren $0,38 \pm 0,02$ l/min und $0,35 \pm 0,02$ l/min, In Ruhe und $0,86 \pm 0,04$ l/min und $0,95 \pm 0,01$ l/min bei 50 Watt, zwischen KB1-C und der Douglas Bag Methode. Die Unterschiede in VO_2 sind in Ruhe ($P = 0,056$) und bei 50 Watt ($P = 0,051$) grenzwertig signifikant. Signifikante Unterschiede in den durchschnittlichen VCO_2 Werten wurden in Ruhe ($0,34 \pm 0,01$ l/min und $0,29 \pm 0,01$ l/min) aber nicht bei 50 Watt ($0,74 \pm 0,02$ l/min und $0,77 \pm 0,02$ l/min) beobachtet. Die Verwendung der Einstellung „mittel“ erklärt einige der Unterschiede, aber andere Faktoren (F_{EO_2} und F_{ECO_2}) dürfen auch eine Rolle spielen.

R Werte, gemessen mit dem KB1-C sind signifikant höher, als die Werte, gemessen durch den Douglas Bag, bei 100, 150 und 200 Watt. Bei allen Intensitäten ist die durchschnittliche Differenz, zwischen den Methoden, kleiner als 0,03 (Bandbreite 0,007 bis 0,026) (Abbildung 18 d).

Abbildung 17 und 18 zeigen, dass in Ruhe und bei 50 Watt der Fehler in der Gasaustauschmessung am größte ist und die R Werte nicht signifikant unterschiedlich sind. Die Überschätzung von F_{ECO_2} in Verbindung mit der Unterschätzung der F_{EO_2} , ergeben sich durch die parallele Erhöhung der berechneten VO_2 und VCO_2 Werte. Deshalb wird ein akkurater R Wert in Ruhe und bei 50 Watt erhalten. Im Gegensatz dazu werden bei 100 und 150 Watt keine signifikanten Unterschiede in VO_2 und VCO_2 , aber höhere R Werte werden beim KB1-C gegenüber dem Douglas Bag, beobachtet. Die kleinen aber nicht signifikanten Unterschiede in VO_2 und VCO_2 , bei diesen Intensitäten, wurden bei der Berechnung von R vergrößert.

$F_{E}O_2$ und $F_{E}CO_2$ sind zwischen den beiden Methoden, in Ruhe und bei 150 Watt, signifikant unterschiedlich ($P < 0,05$). Abbildung 18 d-f zeigen die absoluten Unterschiede und Limitationen zwischen KB1-C und der Douglas Bag Methode, für individuelle Datenpunkte. Die durchschnittlichen Unterschiede zwischen KB1-C und der Douglas Bag Methode sind weniger als 0,05, für $F_{E}O_2$ und $F_{E}CO_2$. Die größten Unterschiede wurden in Ruhe (0,004 weniger als und 0,005 höher als bei der Douglas Bag Methode, für $F_{E}O_2$ und $F_{E}CO_2$), beobachtet. Die durchschnittlichen $F_{E}O_2$ Werte, gemessen mit dem KB1-C sind niedriger als die durch den Douglas Bag gemessenen Punkte, bei weniger als 100 Watt und höher als bei der Douglas Bag Methode bei allen Punkten über 100 Watt. Der gegenteilige Trend ist bei $F_{E}CO_2$ zu sehen. WIDEMAN et al. (1996: 28) berichten in deren Validierung des TEEM 100 kleine aber nicht signifikante Unterschiede von VO_2 und VCO_2 bei niedrigen Intensitäten und Unterschätzungen bei höheren Intensitäten. Die Daten sind einheitlich mit denen der gegenwärtigen Studie. Beim KB1-C entstehen die Fehler bei der Messung von $F_{E}O_2$ und $F_{E}CO_2$, mit einer Überschätzung der V_E bei 200 und 250 Watt, auf Grund der signifikanten Überschätzung der VO_2 und VCO_2 in Ruhe und bei 50 Watt und der Unterschätzung bei Intensitäten größer als 200 Watt. Der Mangel an Signifikanz wird mit dem gepaarten t-Test, zwischen KB1-C und dem Douglas Bag bei 250 Watt, für alle sechs Variablen demonstriert.

Die Möglichkeit den Energieverbrauch, über eine Vielzahl von Aktivitäten zu messen, ist eine der Aufgaben von tragbaren Systemen. Beobachtete Variationen in VO_2 , VCO_2 und R beeinflussen die Messung des Energieverbrauchs und der Substratnutzung. Wenn ein Kalorienwert von 4,82 kcal/l Sauerstoff angenommen wird, würde der durchschnittliche Energieverbrauch beim KB1-C und dem Douglas Bag, 2,9 kcal/min und 1,6 kcal/min in Ruhe, 4,9 und 4,4 kcal/min bei 50 Watt und 12,4 und 13,3 kcal/min bei 200 Watt, betragen. Der Unterschied war in Ruhe am größten (KB1-C war um 81% höher als beim Douglas Bag), während der KB1-C den Energieverbrauch bei 50 Watt, überschätzte (11%) und bei 200 Watt, unterschätzte (7%), verglichen mit dem Douglas Bag. Es kann gesagt werden dass der KB1-C, mit der mittlern Durchflusseinstellung, akkurate Messungen des Energieverbrauchs, über einen weiten Bereich von Intensitäten, aber nicht in Ruhe liefert.

Die gegenwärtige Studie befindet den KB1-C als valides Instrument, um den Energieverbrauch bei einer Vielzahl von Intensitäten, zwischen 110 und 250 Watt, zu messen. Die Unterschiede, die zwischen den zwei Methoden gefunden wurden, waren lediglich 6%. Fehler bei den VO_2 und VCO_2 Werten, bei gleichen Intensitäten waren zirka 100ml/min, was für manche Studien physiologisch unbedeutend ist. Der KB1-C ist in Ruhe und bei 50 Watt, mit der mittleren Durchflussrate des Pneumotachs, nicht genau. Dies kann jedoch durch die Umstellung auf eine niedrige Durchflussrate geändert werden. Der Aerosport KB1-C liefert akzeptable Messungen der Sauerstoffkost, wenn das Gerät auf die Einstellung „niedrig“ (1,5 bis 3,5 l/min) gestellt wird.

3.3.3. Validity of the VmaxST portable metabolic measurement system

C. M. Laurent, M. C. Meyers, C. A. Robinson, L. R. Strong, C. Chase und B. Goodwin

Einleitung

Kürzliche Fortschritte in der Technologie haben zum Ergebnis, dass eine neue Generation von tragbaren metabolischen Messsystemen entwickelt wurden (PINNINGTON et al. (2001: 4), PRIEUR et al. (2003: 35)). Es ist notwendig sicherzustellen ob die metabolisch und physiologisch gesammelten Daten, genau sind. Vergleiche zwischen bereits bewährten Methoden und dieser neuen Generation sind notwendig. Getestet wird in einer kontrollierten und stabilen Umgebung, bei einer Vielzahl von physiologischen Bewegungen des Menschen, in Ruhe und bei maximalen Betätigungen.

Der VmaxST (SensorMedics Inc. Yorba Linda, CA) ist ein leichtgewichtiges (<1 kg) kardiopulmonales Stress Test System, entwickelt für die Gasaustauschmessung unter realen Konditionen, im Labor oder auch außerhalb. Zwei Studien haben die Validität des VmaxST getestet. Die Autoren dieser Studien beobachteten, dass die physiologischen und metabolischen Variablen innerhalb der Limits, verglichen mit der Douglas Bag Methode, waren (vgl. BREHM et al. (2004: 20), PRIEUR et al. (2003: 35)). PRIEUR et al. (2003: 35) verglichen die Sauerstoffaufnahme (VO_2), die Kohlendioxidproduktion (VCO_2) und die Ventilation (V_E), gemessen durch den VmaxST mit den Werten der Douglas Bag Methode, während eines 19 Minuten Laufbandtest, der 1 Minute aufwärmen und 3 Stufen zu je sechs Minuten, inkludierte. Das Testprotokoll wurde geringfügig an die Testpersonen angepasst. Die Geschwindigkeit wurde je nach Fitnesszustand gewählt. Die physiologischen Antworten wurden in den letzten 30 Sekunden der „warm-up“ Phase und bei jeder nachfolgenden Stufe, gemessen (PRIEUR et al (2003: 35)). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen keine signifikanten Unterschiede und einen hohen Koeffizienten ($r^2 = 0,91$), zwischen den VO_2 Werten. VCO_2 und V_E , gemessen mit dem VmaxST, sind signifikant niedriger als die Werte, die durch die Douglas Bag Methode ermittelt wurden.

Trotz der signifikanten Unterschiede hatten die Ergebnisse eine hohe Korrelation von 0,93 und 0,96 (PRIEUR et al. (2003: 35).

Im zweiten Teil der Studie, versuchten BREHM et al. (2004: 20), die Validität des VmaxST, während Ruhephasen und submaximalen Übungen, mit Hilfe der Douglas Bag Methode, zu überprüfen. Die Teilnehmer führten zwei Versuche, beginnend mit einer fünf Minuten Ruhephase, gefolgt von 5 Minuten, auf einem Radergometer, bei einer konstanten Geschwindigkeit (z.B. 80 Watt) durch (BREHM et al. (2004: 20)). Die Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Unterschied bei der V_E , während der Übung und keine Unterschiede der VCO_2 , in Ruhe und während der Übung. Es gibt jedoch signifikante Unterschiede bei der VO_2 , in Ruhe und während der Übung, sowie bei der V_E in Ruhe. Trotz der signifikanten Unterschiede, berichten beide Studien, dass die Daten des VmaxST akzeptabel sind, verglichen mit der Douglas Bag Methode (BREHM et al. (2004: 20); PRIEUR et al. (2003: 35).

Wenn ein Training, basierend auf physiologischen und metabolischen Daten, ermittelt durch ein Equipment mit fragwürdiger Validität, gesteuert wird, kann dies einen negativen Einfluss auf die Leistung der Sportler haben. Obwohl andere Studien die Validität des VmaxST geprüft haben (BREHM et al. (2004: 20), PRIEUR et al. (2003: 35)) beschäftigt sich auch die gegenwärtige Studie mit der Validität des VmaxST.

Das Ziel der gegenwärtigen Studie war es die Validität des tragbaren metabolischen Messungssystems, VmaxST zu überprüfen, wenn diese gegen ein referenziertes Laboratorium basiertes metabolische Messsystem (Vmax29) unter kontrollierten, standardisierten Bedingungen, geprüft wird. Vmax Serien (Sensomedics Inc., Yorba Linda, CA) die das Vmax29 inkludieren, haben verglichen mit der Douglas Bag Methode eine akzeptable Genauigkeit demonstriert (MACFARLANE (2001: 31)).

Methoden

Teilnehmer

Gefolgt von einer Erklärung des Testprotokolls, unterschrieben 30 moderat aktive (ACSM, (2006), symptomlose Männer ein Informationsschreiben in Übereinstimmung mit dem University Institutional Review Board und dem American College of Sports Medicine (ACSM), bevor die Daten gesammelt wurden (ACSM (2006)). Die Kriterien, um von der Studie ausgeschlossen zu werden, inkludierten die Einverständniserklärung, Beschwerden oder beobachtete Hinweise auf ein medizinisches oder orthopädisches Problem, das ernsthaft die Person daran hindert die Übungen auszuführen oder die Gesundheit gefährdet und die Fitnessklassifikation unter moderat aktiv eingestuft wurde (VANDERFORD et al. (2004: 18)). Jeder Teilnehmer wurde gebeten, bekannt zu geben ob er/sie die Studie weiterführen wird und jeder Teilnehmer wurde einem Gesundheits- und Beeinträchtigungs- „pre-test, unterzogen, der durch einen „self-report“ Fragebogen (ACSM (2006)) erfolgte.

Die Teilnehmer wurden instruiert, auf „schweres“ Essen zu verzichten, den Konsum von alkoholischen Getränken und von Kaffee, 6 Stunden vor dem Test zu unterlassen und die körperliche Aktivität zu reduzieren (ACSM (2006), VANDERFORD et al. (2004: 18)). Jede individuelle Testbatterie wurde innerhalb von vier Tagen beendet und alle Tests waren nach sechs Monaten absolviert. Alle Tests einer Person, fanden möglichst zur gleichen Tageszeit statt. Die Tests waren so arrangiert, dass die Teilnehmer entsprechend der Übungsintensität und dem beanspruchten Energiesystem, ausreichend Ruhe hatten. Alle Teilnehmer hatten eine Pause von mindestens 48 Stunden, nach der ersten Testperiode um den Glycogenspeicher wieder aufzufüllen, bevor die zweite Testperiode gestartet wurde.

Gewöhnungsphase und Bestimmung des Fitnesslevels

Beim Ersten Besuch im Labor wurde die Größe und das Gewicht der Teilnehmer, mit Hilfe einer kalibrierten Detecto beam scale (Detecto, Webb City, MO) ermittelt. Um Kontraindikationen aufzudecken, führte jeder Teilnehmer, eine auf dem Rücken liegende Hyperventilation und ein Elektrokardiogramm (EKG) mit Hilfe der

„Mason-Likar 12-lead“ Methode (Marquette Max-1, Marquette Electronics Inc., Milwaukee, WI) durch (KOPPES et al. (1977: 2)). Dies wurde gemacht, um die Phase der körperlichen Aktivität zu simulieren. Die Herzfrequenz und der Blutdruck wurden ebenfalls aufgezeichnet, um Kontraindikationen auszuschließen (ACSM (2006)).

Die Teilnehmer mussten eine vier Minuten Gehbelastung auf einem Laufband absolvieren (Marquette treadmill 1800 series, Marquette Electronics Inc., Milwaukee, WI) um deren Fitnessklassifizierung zu identifizieren. Während der ersten vier Minuten Session, gingen die Teilnehmer bei einer Geschwindigkeit von 2,0 bis 4,5 Meilen/h, bei 0% Steigung und einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70% von deren ermittelten maximalen Herzfrequenz ($220 - \text{Lebensalter}$) (vgl. EBBELING et al. (1991: 23)).

Die zweite, vier Minuten Session wurde bei einer Geschwindigkeit fortgesetzt, die der Geschwindigkeit entsprach, mit der die letzte Session beendet wurde und einer Steigung von 5% (vgl. EBBELING et al. (1991: 23)). Am Ende wurde die kardiorespiratorische Fitness anhand der Ebbling's Gleichung ermittelt:

$$\text{VO}_{2\text{max}} = 15,1 + 21,8 * \text{speed (miles/h)} - 0,327 * \text{heart rate (beats/min)} - 0,263 * \text{speed} * \text{age (years)} + 0,00504 * \text{heart rate} * \text{age} + 5,98 * \text{gender (female = 0; male = 1)}$$

Die Gleichung zeigte eine adäquate Validität und Reliabilität, mit einem r^2 Wert von 0,92 (Standartfehler der Schätzung = 4,37 ml/kg/min) (EBBELING et al. (1991: 23)). Während dieser Phase der Studie wurden die Teilnehmer gebeten die zwei Systeme, einen nach dem anderen, während der zwei separaten Tests, zu tragen. Die Reihenfolge in der die Systeme getragen wurden, war dieselbe wie sie anschließend in der eigentlichen Studie stattfinden sollte. Die vorhergesagten $\text{VO}_{2\text{peak}}$ Werte, abgeleitet durch die Ebbling's Gleichung, wurden nur herangezogen um zu überprüfen, dass die Teilnehmer moderat aktiv waren. Die Werte wurden für keine weiteren Analysen verwendet.

Validierungsphase

Der VmaxST ist ein voll funktionsfähiges, tragbares, kardiopulmonales Stress Test System, bestehend aus zwei Modulen. Ein Modul beinhaltet die Batterie, während das andere das Messungsmodul beinhaltet. Die Gaskontrolluntersuchung wird durchgeführt, indem eine Gasleitung in das Messungsmodul gelegt wird und an den bidirektionalen Durchflussmesser angeschlossen wird, der sich in der Gesichtsmaske befindet und wird anschließend von den Teilnehmern, innerhalb des Test getragen. Um eine optimale Passform zu gewährleisten, wurde ein Tragegeschirr um die Schultern des Teilnehmers angebracht und die Riemen wurden am Rücken eingestellt. Das Messsystem und das Batteriemodul wurden anschließend am Tragegeschirr festgemacht. Die Gesichtsmaske wurde angepasst, indem die Kopfkappe und die Gesichtsmaske über den Kopf und das Gesicht des Teilnehmers gezogen wurde, und anschließend die Riemen der Kopfkappe so festgezogen wurden, dass es für den Teilnehmer angenehm war. Die Gesichtsmaske wurde eng genug angebracht, um undichte Stellen zu minimieren.

Die Validität des VmaxST Systems wurde ermittelt, indem jeder Teilnehmer zwei physiologische Herausforderungen durchführen musste und die Ergebnisse des VmaxST wurden mit denen des Vmax29 (Sensormedics, Yorba Linda, CA) verglichen. Relativ wenige Studien erforschen Validität und Reliabilität dieser Systeme. Schon vorher wurden einige Studien publiziert (MACFARLANE et al. (2001: 31)). Die Autoren dieser Studien befinden den Vmax29 als akzeptables System um den menschlichen Metabolismus zu messen. Das System wurde mit anderen bewährten laborbasierenden Systemen und mit der Douglas Bag Methode verglichen (HIILLOSKORPI et al. (1999: 31), NORRIS & SMITH (1999: 31), STORER et al. (1995: 16)).

Die „Peak aerobic power“ wurde ermittelt, indem jeder Teilnehmer einen maximalen Laufbandtest unter Verwendung des Bruce Protokolls durchführte. Die Elektroden für die EKG Messung wurden nach Manson-Likar 12-lead Protokoll angebracht (vgl. BRUCE et al. (1963: 85), KOPPES et al. (1977: 2)). Das Bruce Protokoll wurde verwendet, da es als das Beste maximale Laufbandtestprotokoll angesehen wird und den Richtlinien der ACSM (2006) entspricht. Während dem

Test wurde auch die Herzfrequenz mit Hilfe eines Marquette Max-1 EKG aufgezeichnet (MARQUETTE Electronics Inc., Milwaukee, WI) und die ventilatorischen und metabolischen Werte (VO_2 , VCO_2 , V_E und RER) wurden durch den VmaxST und Vmax29 ermittelt. Die Kalibrierung von jedem System wurde erfolgreich beendet, bevor die Testsession startete. Es wurde eine bekannte Gaskonzentration, nach Angaben des Herstellers, verwendet. Physiologische und metabolische Variablen wurden in den letzten 30 Sekunden von jeder der ein Minuten Stufe gesammelt. Die Ermüdung wurde festgestellt, wenn der Teilnehmer die Geschwindigkeit nicht mehr halten konnte, oder die vordere Griffstände berührte. Auf Grund dieser zwei Zeichen wurde der Test gegebenenfalls beendet. Die Testergebnisse wurden als befriedigend empfunden, wenn die Teilnehmer zwei der folgenden Kriterien erreichten: Herzfrequenz $>85\%$ der vorhergesagten maximal Herzfrequenz (HR_{peak} ; $220 - \text{Lebensalter}$), $\text{RER}_{\text{peak}} \geq 1,1$ oder ein Plateau der VO_2 erreicht wurde (ACSM (2006)). Die Labortemperatur, der barometrische Druck und die relative Luftfeuchtigkeit waren 22.25°C , 638 – 650 mmHg und 37 – 56%.

Statistische Analyse

Die Daten wurden anhand der verwendeten Systeme gruppiert (VmaxST, Vmax29) und alle Daten wurden mit dem statistischen Programm für Social Sciences und Sigma Plot statistical platforms, analysiert. Die multivariable Varianzanalyse (MANOVA) wurde durchgeführt um eine mögliche Signifikanz zwischen den physiologischen und metabolischen Variablen (HR_{peak} , $\text{VO}_{2\text{peak}}$, $\text{VCO}_{2\text{peak}}$, $\text{V}_{E\text{peak}}$, RER_{peak}) zu ermitteln. Die lineare Regressionsanalyse wurde verwendet um die Beziehung zwischen unabhängigen und abhängigen Variablen herzustellen. Die Bland-Altman Methode (Durchschnitt ± 2 Standardabweichung) wurde verwendet um die Limits der Übereinstimmung, zwischen den beiden Methoden aufzuzeigen (Altman & Bland (1983: 32), Bland & Altman (1986: 1)). Die statistische Signifikanz betrug $P < 0,05$.

Ergebnisse

Die physischen Eigenschaften der Teilnehmer werden in Tabelle 16 gezeigt.

Variable	Mean $\pm$ s_x	Range
Age (years)	23.9 $\pm$ 0.9	19.0–39.0
Height (m)	1.81 $\pm$ 0.01	1.69–1.93
Body mass (kg)	84.3 $\pm$ 2.0	64.8–106.1
Body mass index ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)	25.7 $\pm$ 0.6	20.4–35.8

Tabelle 16: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Die maximale aerobe Kapazität aller 30 Teilnehmer war 43,1 ml/kg/min.

Vergleiche der physiologischen und metabolischen peak Variablen, aufgezeichnet von beiden Systemen, während der Übung, werden in Tabelle 17 aufgelistet.

Variable	VmaxST		Vmax29	
	Mean $\pm$ s_x	Range	Mean $\pm$ s_x	Range
HR _{peak} (beats $\cdot$ min ⁻¹)	195 $\pm$ 2	174–221	195 $\pm$ 2	175–223
Time _{peak} (min:s)	13:26 $\pm$ 0:34	10:00–17:0	13:25 $\pm$ 0:34	10:00–17:12
$\dot{V}\text{O}_{2\text{peak}}$ (ml $\cdot$ kg ⁻¹ $\cdot$ min ⁻¹)	42.8 $\pm$ 1.5	27.0–58.2	43.4 $\pm$ 1.4	30.5–58.8
$\dot{V}\text{CO}_{2\text{peak}}$ (ml $\cdot$ kg ⁻¹ $\cdot$ min ⁻¹)	55.7 $\pm$ 1.6	40.5–75.8	54.5 $\pm$ 1.5	39.3–70.1
$\dot{V}_{\text{Epeak}}$ (litres $\cdot$ min ⁻¹)	149.9 $\pm$ 4.3	105.0–208.7	149.5 $\pm$ 4.4	104.6–210.7
RER _{peak}	1.3 $\pm$ 0.03	1.1–1.8	1.3 $\pm$ 0.02	1.1–1.4
SBP _{peak} (mmHg)	153.0 $\pm$ 1.5	138.0–166.0	152.5 $\pm$ 1.3	140.0–166.0
DBP _{peak} (mmHg)	80.1 $\pm$ 1.3	64.0–88.0	78.6 $\pm$ 1.2	64.0–88.0

HR_{peak} peak heart rate; Time_{peak} peak time to volitional fatigue; $\dot{V}\text{O}_{2\text{peak}}$ peak oxygen uptake; $\dot{V}\text{CO}_{2\text{peak}}$ peak carbon dioxide production; $\dot{V}_{\text{Epeak}}$ peak minute ventilation; RER_{peak} peak respiratory exchange ratio; SBP_{peak} peak systolic blood pressure; DBP_{peak} peak diastolic blood pressure.

Tabelle 17: Vergleiche der physiologischen und metabolischen peak Variablen, aufgezeichnet von beiden Systemen, während der Übung

Die maximale Leistung wird durch einen RER_{peak} von $\geq 1,1$ und einem HR_{peak} von 87% bis 113% des vorhergesagten HR_{peak} (ACSM (2006), bestätigt. Die MANOVA weist keinen signifikanten Effekt für die Wilks' lambda rank Variable ($F_{9,50} = 0,484$; $P = 0,88$; $n - \beta = 0,21$) zwischen den Systemen mit Beziehung des HR_{peak} ($P = 0,64$), der peak Zeit bis zu willentlichen Ermüdung ($P = 0,99$), $\text{VO}_{2\text{peak}}$ ($P = 0,68$) $\text{VCO}_{2\text{peak}}$ ($P = 0,59$), V_{Epeak} ($P = 0,97$) RER_{peak} ($P = 0,11$), SBP_{peak} ($P = 0,79$) oder DBP_{peak} ($P = 0,79$) auf. Die Abkürzungen SBP und DBP bezeichnen den systolischen und diastolischen Blutdruck.

Die Ergebnisse der linearen Regressionsanalyse mit anschließender Bland-Altman Analyse von VO_2 , VCO_2 , V_E und RER werden in Abbildung 36a-39b dargestellt. Abbildung 19a zeigt die Streuung von VO_2 (ml/kg/min), beobachtet innerhalb des Bruce Laufband Protokolls.

Die lineare Regressionsanalyse deckt ein hohes Bestimmtheitsmaß ($r^2 = 0,99$; Standardfehler der Messung = 1,46 ml/kg/min), zwischen den beiden Systemen, auf. Die Steigung ist signifikant unterschiedlich ($P = 0,01$) und der Achsenabschnitt ist nicht signifikant unterschiedliche ($P = 0,96$). Wie in Abbildung 19b abgebildet, deckt die Bland-Altman Analyse nur 6 von 145 individuelle Werte, außerhalb des Limits auf, die die VO_2 Werte um 4,2 – 8,5 ml/kg/min unterschätzen.

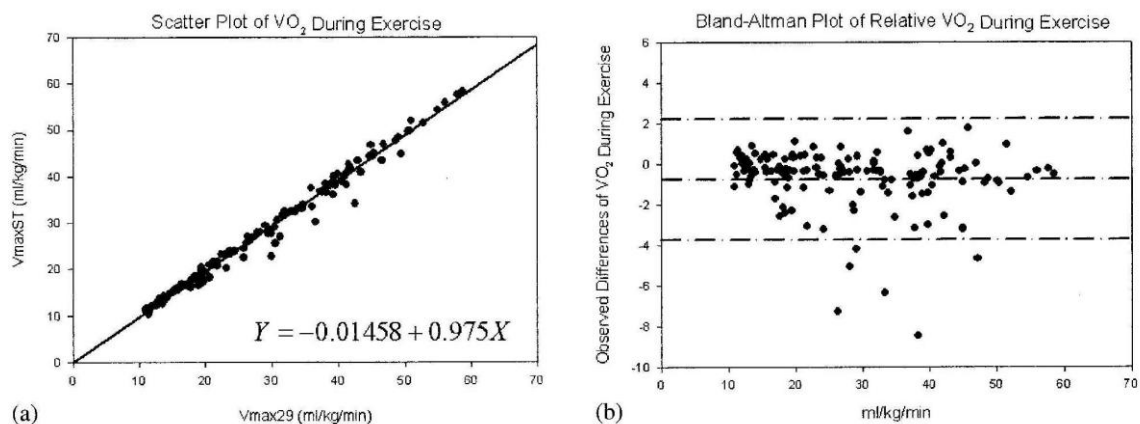


Abbildung 19: Streuung für die relative VO_2

Die Streuung, in Bezug auf die Beziehung der beiden Systeme für die Messung des VCO_2 (ml/kg/min) während gesteigerter maximaler Übung, wird in Abbildung 20a und 20b gezeigt.

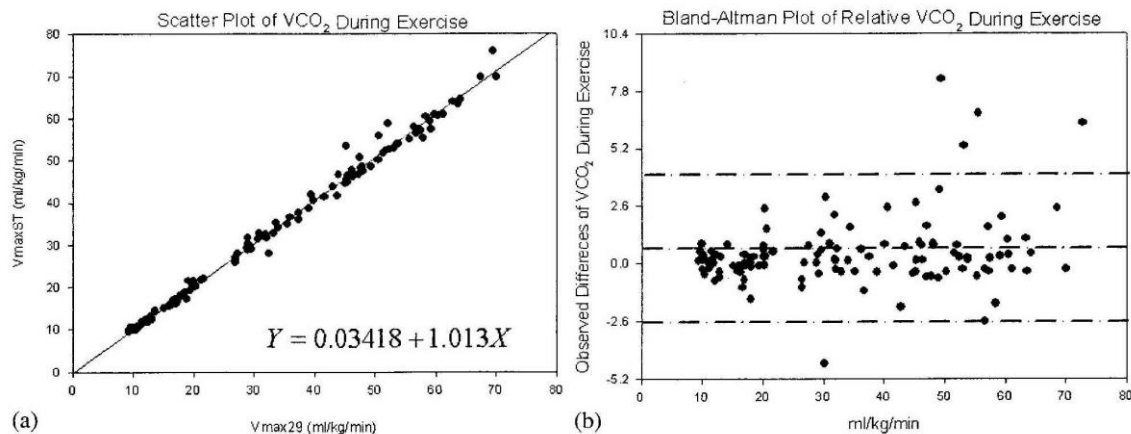


Abbildung 20: Streuung für die relative VCO₂

Die Regressionsanalyse deckt ein hohes Bestimmtheitsmaß ($r^2 = 0,99$; Standardfehler der Messung 1,5 ml/kg/min), eine nicht signifikante Steigung von 1 ($P = 0,07$) und einen nichtsignifikanten Achsenabschnitt von 0 ($P = 0,90$). Fünf der 146 individuellen Werte sind außerhalb des Limits, einer unterschätzt den VCO₂ mit 4,52 ml/kg/min und die anderen vier überschätzen VCO₂ mit 5,29 – 8,31 ml/kg/min, wenn sie der Bland-Altman Analyse unterworfen sind.

Abbildung 21 zeigt die Streuung zwischen VmaxST und Vmax29, wenn diese die V_E während der Übung messen.

Die Regressionsanalyse deckt ein hohes Bestimmtheitsmaß ($r^2 = 0,99$; Standardfehler der Messung 4,25 l/min) auf und demonstriert eine starke Beziehung zwischen den zwei Systemen. Der Anstieg ist signifikant unterschiedlich ($P = 0,78$) und auch der Achsenabschnitt ist signifikant unterschiedlich ($P = 0,47$). Die Bland-Altman Analyse (Abbildung 21b) deckt zwei Datenpunkte auf, die außerhalb des unteren Levels der Übereinstimmung sind und einen der außerhalb des hohen Levels der Übereinstimmung ist.

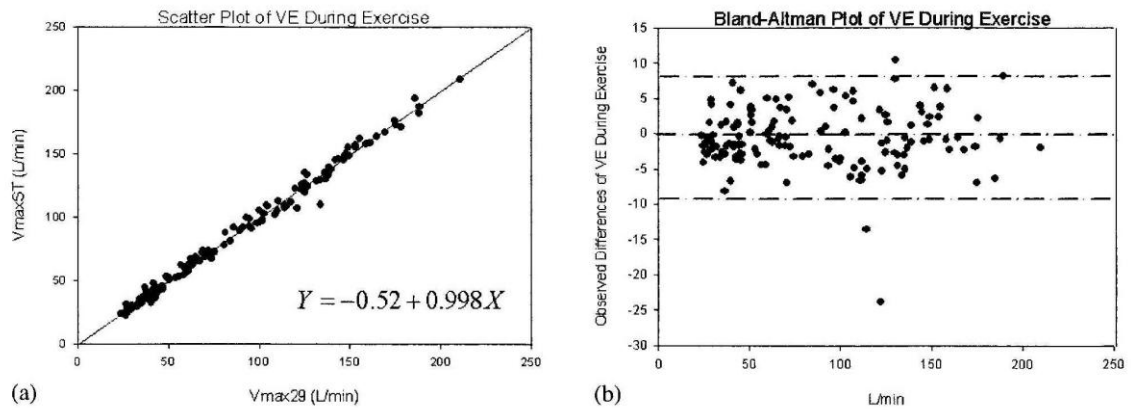


Abbildung 21: Streuung für V_E

Die Streuung für REM wird in Abbildung 22a und 22b dargestellt.

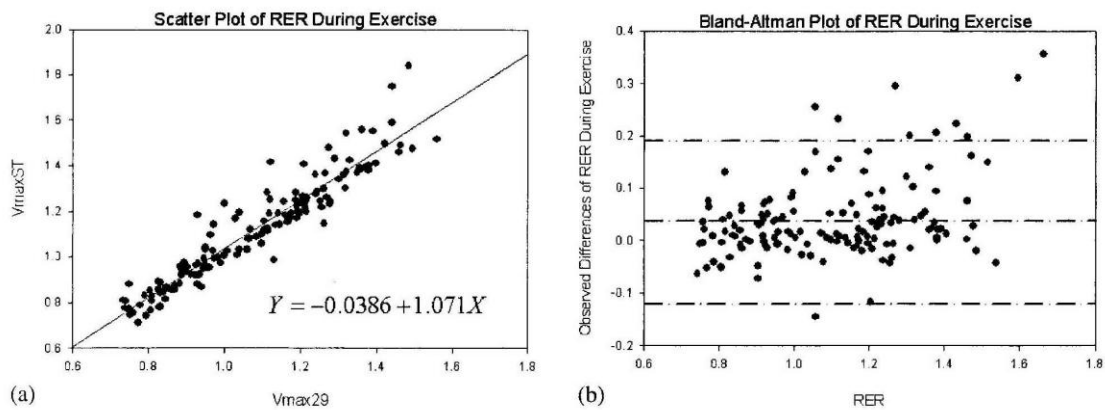


Abbildung 22: Die Streuung für REM

Die Regressionsanalyse deutet auf ein niedriges aber starkes Bestimmtheitsmaß hin ($r^2 = 0,99$; Standardfehler der Messung 0,08) wenn diese mit anderen Variablen verglichen wird. Der Anstieg ist signifikant unterschiedlich ($P = 0,02$) und der Achsenabschnitt ist nicht signifikant unterschiedlichen ($P = 0,27$). Während hier mehrere individuelle Datenpunkte außerhalb des Limits liegen, befinden sich jedoch enorm viele innerhalb des unteren und oberen Limits.

Diskussion

Das Ziel der gegenwärtigen Studie war es, die Validität des tragbaren VmaxST zu beurteilen und mit anderen Messsystemen zu vergleichen. Die Regressionsanalyse aller metabolischen Variablen zeigt einen hohen Bestimmtheitskoeffizient (0,89 – 0,99), was auf eine gute Übereinstimmung zwischen VmaxST und Vmax29 hindeutet, wenn die ausgewählten metabolischen und physiologischen Variablen gemessen werden. Auch die Bland-Altman Analyse zeigt eine gute Übereinstimmung zwischen den beiden Systemen.

Sauerstoffaufnahme

Die VO_2 Werte die während der Studie gesammelt wurde, zeigen eine gute Übereinstimmung zwischen den beiden Systemen. Der VmaxST unterschätzt die durchschnittlichen VO_2 geringfügig (-0,7 ml/kg/min) als auch die peak Werte (-0,4 ml/kg/min). Früheren Studien und anderen Messsysteme liefern die gleichen Ergebnisse (BREHM et al. (2004: 20), EISENMANN et al. (2003: 43), PRIEUR et al. (2003: 35)).

Kohlendioxidproduktion

Der VmaxST tendiert dazu die durchschnittlichen VCO_2 Werte als auch die peak VCO_2 geringfügig zu überschätzen (+0,5 ml/kg/min und +1,2 ml/kg/min). Der Bestimmtheitskoeffizient in dieser Studie ist ähnlich dem in vorhergehenden Studien (DUFFIELD et al. (2004: 7), EISENMANN et al. (2003: 43), MEDBO et al. (2002: 62)). Die Ergebnisse dieser Studie werden mit anderen Systemen verglichen. Der Bestimmtheitskoeffizient beträgt 0,97 und 0,99 (MEDBO et al. (2002: 62))

Ventilation

Der VmaxST überschätzt den durchschnittlichen V_E (+0,4 l/min) und unterschätzt den peak V_E (-2,0 l/min) geringfügig, wenn diese mit den ermittelten Werten des Vmax29, verglichen werden. Die Beziehung zwischen den beiden Systemen wenn diese der Regressionsanalyse und Bland-Altman Analyse unterliegt, sind ähnlich

denen aus früheren Studien (MEDBO et al (2002: 62), MELANSON et al. (1996: 21), SCHULZ, HELLE & HECK (1997: 18).

Respiratorische Austausch Rate

Die durchschnittlichen RER Werte, die in dieser Studie für den VmaxST und den Vmax29 ermittelt wurden, sind nicht signifikant unterschiedlich. Die Beziehung der RER Werte, zwischen den beiden Systemen ist gut, wenn diese der Regressionsanalyse und Bland-Altman Analyse unterliegen. Die gegenwärtige Studie deckt keinen signifikanten Unterschied zwischen dem VmaxST und dem Vmax29, bei den durchschnittlichen RER Werten auf, aber eine Überschätzung der peak Messungen (+0,4). Die einzige Studie bei der die RER Werte validiert worden sind (Aerosport TEEM100), berichtet Korrelationskoeffizienten von 0,22 bis 0,88 (MELANSON et al. (1996: 21)). Der Mangel an verfügbaren Daten der respiratorischen Austausch Rate hat folgende Gründe:

1. Die früheren tragbaren Systeme maßen lediglich den Sauerstoffverbrauch und somit war es schwierig den RER zu berechnen, da für die Berechnung der VCO_2 verlangt wird ($RER = VCO_2/VO_2$).
2. die kombinierte Nichtübereinstimmung von VO_2 und VCO_2 , obwohl nicht signifikant, löst eine übertriebene Varianz, bei weiteren Untersuchungen des RER, aus.

Die ideale Methode um zwei verschiedene Systeme zu validieren, setzt eine simultane Gasaustausch Messung unter der Verwendung der Douglas Bag Methode voraus, weil diese die Biovarianzen der Versuche minimiert. (BECQUE et al. (1993: 14), BREHM et al. (2004: 20), EISENMANN et al. (2003: 43)

Schlussfolgerungen

Der VmaxST demonstriert eine akzeptable Genauigkeit beim Aufzeichnen von VO_2 , VCO_2 , V_E und RER, während maximaler Tests, unter Laborbedingungen. Werte die während gesteigerter Tests gemessen und mit der Bland-Altman Analyse ermittelt wurden, decken einen starken Bestimmungskoeffizienten und kleine Übereinstimmungen über und unter den Limits auf. Der VmaxST ist ein genaues Instrument mit minimalen Messfehlern verglichen mit Laborsystemen

(ALTMAN & BLAND (1983: 32), BLAND & ALTMAN (1986: 1)). Wie auch immer, tragbare Systeme sind für Echtzeit Messungen im Freien, während sportlicher Aktivität entwickelt worden. Eine Limitation dieser Studie ist, dass sie unter kontrollierten Laborbedingungen ausgeführt wurde und die Ergebnisse können lediglich für Labortestsituationen, abgeleitet werden.

3.3.4. Zusammenfassung der Studien über die tragbaren indirekten Kalorimetriesysteme hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs

Grundsätzlich unterscheidet man zwei Systeme der Kalorimetrie.

1. direkte Kalorimetrie
2. indirekte Kalorimetrie

Da die indirekte Kalorimetrie die geläufigere Methode ist, möchte ich mich eher der indirekten Kalorimetrie zuwenden und die direkte Kalorimetrie nur kurz beschreiben.

Ein Kalorimeter ist ein Messgerät zur Bestimmung der Wärmemenge, die bei physikalischen, chemischen oder biologischen Prozessen freigesetzt wird. Die direkte Kalorimetrie findet meist in einer geschlossenen Kammer statt. Der Proband verbringt eine bestimmte Zeit in dieser Kammer und somit kann die Wärmeabgabe gemessen und der Energieverbrauch ermittelt werden.

Bei der indirekten Kalorimetrie unterscheidet man zwischen "closed circuit" und "open circuit" System. Beim „closed circuit“ System wird die Testperson von der Außenluft isoliert. Dieses System hat sich gut für die Ermittlung der Ruhe- oder basalen metabolischen Rate bewährt. Im Gegensatz zum „closed circuit“ System, trägt die Testperson beim "open circuit" System einen Nasenclip und eine Gesichtsmaske und atmet, die „normale“ Luft ein. Bei beiden Systemen wird die VO_2 und VCO_2 ermittelt. Neuere Systeme können auch noch andere Parameter wie V_E , F_{EO_2} und F_{ECO_2} bestimmen. Der Nachteil dieser Geräte ist, dass sie an ein Labor gebunden sind und somit nur unter Laborbedingungen gearbeitet werden kann und nur von relativ wenigen Bewegungen die Werte bestimmt werden können.

Die Technik hat sich weiterentwickelt und hat tragbare Systeme hervorgebracht. Diese tragbaren indirekten Kalorimetriesysteme können, so wie die Laborgeräte den VO_2 , VCO_2 , V_E , F_{EO_2} und F_{ECO_2} feststellen. Zu den bekannteren Geräten zählen der Cosmed K4 b² und der Aerosport. Diese Systeme sind geeignet um die vorher beschriebenen Werte unter „frei lebenden“ Bedingungen zu ermitteln und somit können die Ergebnisse auf den normalen Bürger, umgelegt werden.

Vorteile und Nachteile von tragbaren indirekten Kalorimetriesystemen hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs

Cosmed K4 b²

Der Cosmed K4 b² wurde mit Hilfe der Douglas Bag Methode validiert. Um möglichst genau Daten zu erhalten, wäre es sinnvoll, beide Systeme gleichzeitig zu verwenden. Dies war jedoch nicht möglich und somit wurden die Geräte nacheinander verwendet. So kann es sein das die Messfehler auf Grund der „day-by-day“ Ventilationsvarianz entstehen (vgl. ARMSTRONG & COSTILL (1985: 56)).

Der Cosmed K4 b² zeigt akzeptable Ergebnisse und kann somit für die VO₂ Messung herangezogen werden. Beim Cosmed K4 b² sind die gemessenen VO₂ Werte, bei 50 bis 200 Watt, signifikant höher als bei der Douglas Bag Methode. Die Unterschiede waren jedoch gering. Die VCO₂ Werte waren beim Cosmed K4 b², bei 200 und 250 Watt signifikant niedriger. Nicht signifikante Unterschiede wurden für V_E, in Ruhe und bei 150 Watt gefunden. Niedrigere Werte für V_E kamen bei 200 und 250 Watt vor. In Ruhe waren die F_EO₂ Werte nicht unterschiedlich, jedoch waren sie bei 50 bis 250 Watt signifikant niedriger.

F_ECO₂ war bei 50 Watt signifikant höher, aber unterschied sich nicht bei den anderen Intensitäten.

Diese Ergebnisse zeigen das der COSMED K4 b² akzeptable VO₂ Messungen über einen weiten Bereich von Intensitäten liefert. Es gibt zwar statistische Unterschiede zwischen dem K4 b² und dem DB, aber diese Unterschiede sind eher gering. Die Unterschiede in der Sauerstoffaufnahme waren weniger als 100ml/min, was physiologisch insignifikant ist. Diese Ergebnisse veranschaulichen, dass der COSMED K4 b² für die Messung der Sauerstoffaufnahme über einen weiten Bereich der Intensitäten genutzt werden kann. Weitere Studien sind notwendig um die Genauigkeit bei anderen Aktivitäten unter verschiedenen Bedingungen zu messen.

Aerosport KB1-C

Auch der Aerosport KB1-C wurde mit Hilfe der Douglas Bag Methode validiert. So wie beim Cosmed K4 b² kam es auch beim Aerosport KB1-C zu unterschiedlichen Werten. Die genauen Werte können der Studie entnommen werden. Ich möchte lediglich auf die Vorteile des Aerosports eingehen.

Beim Aerosport KB1-C kann die Sensibilität der Durchflussrate von niedrig, mittel bis hoch gestellt werden. Dies hat den Vorteil, dass das System an unterschiedliche Tätigkeiten angepasst werden kann. In der Studie zeigt sich, dass die Messungen mit dem Aerosport KB1-C in Ruhe und bei 50 Watt relativ ungenau waren. Dies resultierte aber daraus, dass das Gerät auf mittel eingestellt war. Wurde die Sensibilität auf niedrig gestellt, da der Durchfluss in Ruhe und bei 50 Watt relativ gering ist, konnten akkurate Ergebnisse erzielt werden. Leider wurde in der Studie nicht auf eine erhöhte Durchflussrate eingegangen. Ich kann mir aber vorstellen, dass die Ergebnisse ähnlich wie bei der niedrigen Sensibilität ausfallen würden. Weitere Studien müssten durchgeführt werden, um die verschiedenen Sensibilitäten auszutesten.

VmaxST

So wie den beiden anderen Systemen wurde auch der VmaxST mit Hilfe der Douglas Bag Methode validiert. Der VmaxST wurde jedoch nur unter Laborbedingungen getestet und nicht unter „frei lebenden“ Bedingungen.

Auch der VmaxST über- oder unterschätze die verschiedenen respiratorischen Parameter. Genauere Werte sind in der Studie zu finden.

Der Vorteil des VmaxST ist, dass dieses System die respiratorische Austauschrate (RER) ermitteln kann. Es gab lediglich eine Studie, bei der die RER Werte ebenfalls ermittelt wurden und das war beim Aerosport TEEM100. Gründe für den Mangel der RER Ermittlung, könnten sein, dass frühere tragbare Geräte lediglich den Sauerstoffverbrauch gemessen haben.

3.4 Doppelt Markiertes Wasser (Isotopen – Methode)

3.4.1. The history and theory of the doubly labeled water technique

John R Speakman,
Am. J. Clin. Nutr. 1998 Oct;68(4):932S-938S.

EINLEITUNG

Die Kenntnis, dass Atmung und Ventilation wesentliche Funktionen des Lebens sind, ist bereits seit den biblischen Zeiten bekannt. Im Alten Testament, Buch von Psalmen wird in Bezug auf Tiere darauf eingegangen (Psalm 104). Die Menschen wussten zwar, dass die Tiere atmen müssen um zu leben, dennoch war die genaue physiologische Funktion der Atmung nicht bekannt. Die ersten wissenschaftlichen Studien hinsichtlich der Tieratmung sind rund um 1600 bekannt geworden.

1660 bemerkte Robert BOYLE dass Mäuse, die unter eine Glasglocke gesetzt wurden, zur gleichen Zeit gestorben sind in der auch eine brennende Flamme, die ebenfalls unter einer Glasglocke war, erloschen ist. BOYLE formulierte zwei wichtige Grundsätze:

- 1) die Gleichwertigkeit von Feuer und Leben als Verbrennungsprozess und
- 2) die Voraussetzung von Luft um diese Prozesse aufrecht zu erhalten.

1668 fand MAYROW durch einen weiteren Versuch mit Mäusen, die unter einer Glasglocke waren, heraus, dass diese sterben wenn vier Zehntel der Luft, der Glasglocke verbraucht sind. MAYROW arbeitete die Idee aus, dass Luft aus verschiedenen Teilen besteht, von denen nur einige für den Prozess der Atmung verwendbar sind. MAYROW hat bei dieser Versuchsreihe eine bedeutende Entdeckung gemacht, für die er jedoch nicht gewürdigt wurde. Er hat einen Raum hervorgebracht, der die Quantifizierung des verbrauchten Teils der Luft erlaubt. Dies war der erste Respirometer.

Ein Jahrhundert nach der innovativen Arbeit von BOYLE und MAYROW führten die französischen Chemiker LAVOISIER und SEGUIN systematische Untersuchungen bezüglich der Atmung durch. Im vorhergehenden Jahrhundert

wurden wichtige Fortschritte zum Verständnis der Chemie, bezüglich Gase, gemacht. 1757 hatte Joseph BLACK das Kohlendioxid und 1774 Joseph PRIETLY den Sauerstoff entdeckt.

LAVOISIER und SEGUIN ahmen das Verfahren von MAYROW nach. Die Methoden entspricht der, dass Tiere oder Menschen in einem Raum eingeschlossen werden, um ihren Verbrauch von Sauerstoff und die Produktion von Kohlendioxid zu messen. Die verwendeten Kammern waren ähnlich der von MAYROW. Tiere wurden noch unter Glasglocken gesetzt, und beim Menschen wurde eine lackierte Seidentasche um Nase und Mund befestigt.

LAVOISIER und SEGUIN machten mehrere wichtige Entdeckungen bezüglich des Sauerstoffverbrauchs. Zuerst fanden sie heraus, dass größere Personen mehr Sauerstoff verbrauchen als kleinere und zweitens entdeckten sie, dass Menschen, die ruhig sitzen, weniger Sauerstoff verbrauchen als diejenigen, die stehen oder sich bewegen. Außerdem haben sie erforscht, dass nach einer Mahlzeit, der Sauerstoffverbrauch einer Person erhöht sein kann. Der vielleicht wichtigste Punkt der Arbeit von LAVOISIER und SEGUIN ist die Methodik der indirekten Kalorimetrie, welche auch heute noch eine Rolle für die Quantifizierung des Energieverbrauchs bei Tier und Mensch spielt.

Seit dem Ende des 18. Jahrhunderts haben sich die Kammern, in denen die Messungen durchgeführt werden sehr verändert. Die Systeme haben sich insofern verändert, dass nunmehr „Open Flow“ Systeme gekoppelt mit einer fortschrittlichen Gasanalyseausrüstung verwendet werden. Dennoch ist es klar, dass egal wie wissenschaftlich komplex diese Kammer gebaut werden, sie mitunter nie im Stande sind, die Komplexität von Bewegungen die Menschen in ihrem alltäglichen Leben tätigen, zu messen. Dennoch spielt das Wissen bezüglich des Energieverbrauchs in vielen Bereichen eine große Rolle. Zahlreiche andere Methoden wurden entwickelt um den Energieverbrauch im alltäglichen Leben zu messen (vgl. LIVINGSTONE et al. (1990: 52, 1992: 56), SCHULZ et al. (1989: 49)).

Die „doubly labelled water“ Methode, ist eine Methode die eine Messung des Energieverbrauchs bei „frei lebenden“ Personen erlaubt. (vgl. PRENTICE (1990))

GESCHICHTE

Die Entdeckung von schweren Sauerstoff und Wasserstoff Isotopen, gegen Ende der 1920er und 1930er Jahre haben viele Gebiete der Biologie umgewandelt. Diese Substanzen sind chemisch und physisch fast identisch zu den allgemein leichten Formen dieser Elemente. Die seltenen Isotope sind ideal als Indikator für Sauerstoff und Wasserstoff und für das Wasser im Körper. Bis zu ihrer Entdeckung verließen sich die Wissenschaftler auf wasserlösliche Färbemittel, um die Wasserdynamik im Körper zu untersuchen. (vgl. GIBSON et al. (1938: 17))

In den Jahren nach der Entdeckung der Isotope gab es einige Probleme. Zu diesen Problemen zählten, der hohe Aufwand für den Gebrauch, der Mangel an Verfügbarkeit und einen Mangel der Ausrüstung um den Isotopenverbrauch zu messen.

1949 hatten LIFSON et. al. (1949: 180) an der Universität Minnesotas mehrere Experimente mit Mäusen durchgeführt, denen das stabile Isotop Sauerstoff mit Hilfe von Wasser injiziert wurde und die ^{18}O Luft einatmeten. Diese Experimente zeigten klar, dass der Sauerstoff im Körperwasser im isotopischen Gleichgewicht mit dem Sauerstoff im Atmungskohlendioxid war. Dieses Gleichgewicht resultiert wegen der Isotopen Austauschreaktion, welche durch die Karbonhydrase während des Bluttransports katalysiert werden. Die Konsequenz dieser Austauschreaktion ist das die Dosis des Isotops Sauerstoff, welches in den Körper injiziert wurde, durch die Durchflussrate von Wasser, den eingeatmeten Sauerstoff und ausgeatmeten Kohlendioxid, entfernt wird. Das Isotop Sauerstoff, wird vom Körper sowohl durch das Kohlendioxid als auch durch Wasser beseitigt und das Isotop Wasserstoff nur durch das Wasser. Werden nun diese beiden Isotope injiziert (so bei der DLW), so würde der Unterschied in der Beseitigung der zwei Isotope ein Maß der Kohlendioxidproduktion und folglich indirekt den Energieverbrauch aufzeigen. Es dauerte ca. 6 Jahre bis sich diese Theorie zu einer Arbeitsmethode entwickelt hat.

Die entscheidende Publikation hinsichtlich der DLW Technik, bei der die Kalorimetrie und die DWL Methode verglichen wird, wurde 1955 veröffentlicht (vgl. LIFSON et al. (1955: 7)). Die Ergebnisse der DWL Methode unterscheiden sich von der Respirometrie lediglich um 2-3%. Hinsichtlich dieser Ergebnisse war es klar, dass die DWL Methode deutliche Vorteile gegenüber der Respirometrie hat. LIFSON et. al. ergänzte die 1955 veröffentlichte Publikation um die Tatsache, dass für die Messung 2 Blutproben genommen werden sollten, um die Eliminationskurve der Isotope aufzuzeigen. Auf Grund dieser Methode war es möglich den Energieverbrauch einer ganzen Vielfalt von natürlichen Handlungen eines Tieres zu messen. Diese Messungen wurden lediglich durch eine respirometrische Kammer begrenzt.

Es dauerte weitere neun Jahre, bis diese Methode zum Einsatz kam. Sie wurde erstmals 1964 verwendet, um die Energiekosten von Brieftauben zu studieren.

Die Gruppe rund um LIFSON waren die einzigen der Welt, die die Methode zwischen ihrer ursprünglichen Entwicklung bis 1970 verwendeten. Während dieser Zeit erschienen 9 Publikationen. 6 Publikationen dienten zur Validierung, 2 beschrieben die Anwendungen dieser Methode und 1 war eine theoretische Analyse der Methode und seiner zu Grunde liegenden Annahmen (vgl. LIFSON & McCLINTOCK (1966: 12)).

1970 starteten auch andere Gruppen Versuche, die die DWL als Grundlage hatten. Diese beschäftigten sich hauptsächlich mit der Messung des Energieverbrauchs von kleinen Tieren. 1970 wurden auch die ersten Versuche an Säugetieren (vgl. MULLEN (1970: 32)) und 1972 an Reptilien (vgl. NAGY (1972: 79)) durchgeführt. Jedoch wogen alle Versuchstier <1 kg. Zu dieser Zeit wurden noch keine Versuche am Menschen durchgeführt. Dies hat zwei Gründe:

- 1) die Isotope waren zu dieser Zeit sehr teuer. 1973 z.B. hätte eine Messung einer 70kg schweren Person <50000 US \$ gekostet. (vgl. MULLEN (1973)) Zum Vergleich kostete das teuerste Auto, ein Rolls Royce VI, zu dieser Zeit 17817 £ was < 30000 US \$.

- 2) das klinische Problem Adipositas war noch nicht so verbreitet und war so wie andere klinische Probleme noch nicht ausreichend erforscht (vgl. KUCZMARSKI et al. (1994: 272)).

Im Laufe der 1970er sank der Preis für ^{18}O und die Entwicklung eines Massenspektrometers machte es möglich, Untersuchungen an Personen durchzuführen. Es konnten geringere Mengen injiziert werden und trotzdem war die Genauigkeit der Analyse gewährleistet. Vor 1980 beliefen sich die Kosten einer Studie von einem 70 kg schweren Menschen auf rund 2000 US \$. Der Impuls solche Studien durchzuführen stieg stetig an, weil die krankhafte Fettleibigkeit immer mehr zugenommen hat. Außerdem wurde das Wissen über Fettleibigkeit, Herzkrankheit und andere klinische Probleme immer besser (vgl. KEYS (1980: 38)). Diese Gründe und das das Verfahren immer billiger wurde sind mit großer Wahrscheinlichkeit ausschlaggebend, dass diese Methode Anwendung am Menschen fand. Die Methode wurde anscheinend Anfang der 1980er Jahre, wegen einer Anomalie beim Versuch den Wasserstoffumsatz im Wasserhaushalt des Menschen zu messen, zufällig entdeckt (vgl. SCHOELLER (1993)). Als 1980 die erste DLW Methode durch SCHOELLER, bei einem Mann durchgeführt wurde, war diesem nicht bewusst, dass er eine Methode verwendete die bereits 25 Jahre vorher entwickelt worden war. 1982 wurde die erste Studie bezüglich der Gültigkeit der DLW Methode, am Menschen, veröffentlicht (vgl. SCHOELLER & VAN SANTEN (1982: 53)). In den nachfolgenden 6 Jahren wurden immer mehr Studien bezüglich der Gültigkeit der DLW Methode beim Menschen publiziert.

Die erste Anwendung dieser Methode an „frei lebenden“ Personen wurde 1985 veröffentlicht und untersuchte den Energieverbrauch von fettleibigen und schlanken Menschen, die in Cambridge, UK lebten (vgl. PRENTICE et al. (1985: 1)). Die Methode erfreute sich immer größerer Beliebtheit und fand Anwendung bei „wilden“ Tieren, wie dem Eisbär oder sogar bei der Honigbiene. Auch der Energieverbrauch bei Querschnittsgelähmten oder bei Brandwunden wurde gemessen. Alltägliche Tätigkeiten von Menschen, unterschiedlicher Körpermassen, Alter und unterschiedlichen Tätigkeiten, unter anderem extreme Tätigkeiten wie z.B. die Besteigung des Mount Everest (vgl. WESTERTERP et al. (1992: 73)) oder Radrennen, die 21 Tage dauerten (vgl. WESTERTERP et al.

(1992: 68)), wurden untersucht. Ein Überblick von durchgeführten Messungen, am Menschen, wurde 1996 herausgegeben (vgl. BLACK et al. (1996: 50))

THEORIE

Basis der DLW Methode ist, dass der Sauerstoffumsatz in einem Körper dominiert wird, durch den Fluss von Wasser, sowie dem eingeatmeten Sauerstoff und dem ausgeatmeten Kohlendioxid. Der Wasserstoffumsatz im Körper wird jedoch nur durch das Wasser im Körper beherrscht. Folglich stellt der Unterschied zwischen den Umsätzen von Sauerstoff und Wasserstoff eine Messung des Überschuss des ausströmenden Sauerstoffs, welche äquivalent zur Produktion des Kohlendioxids ist, dar.

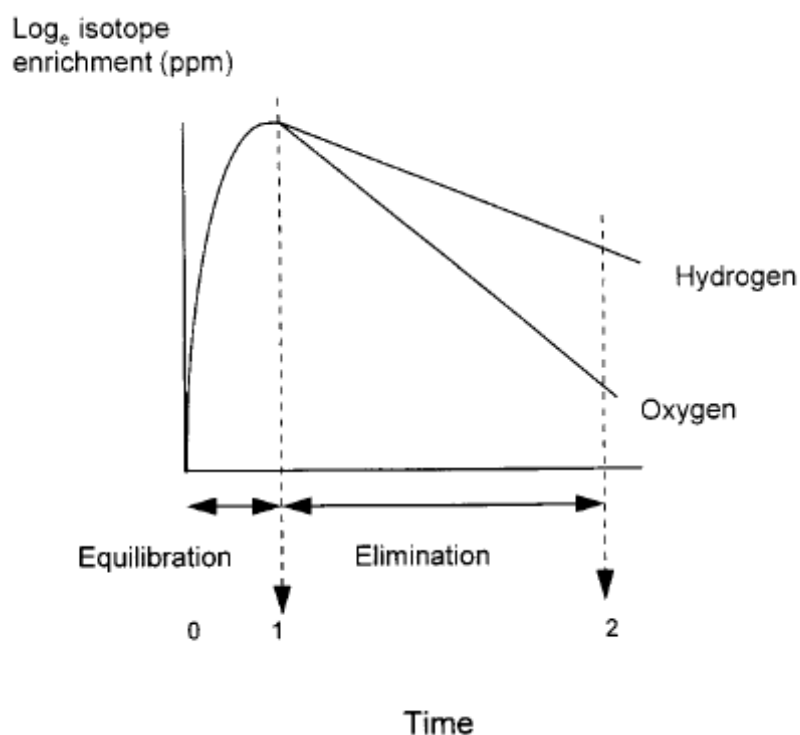


Abbildung 23: Theoretische Zeitkurve nach der Bereicherungen der Sauerstoff und Wasserstoff Isotopen ins Körperwasser

In der Praxis werden die Sauerstoff und Wasserstoff Isotope in das Körperwasser einer Person injiziert, um den Umsatz der zwei Elemente zu messen. Die Größe des Pools in der das Isotop verteilt wird und die Eliminationsrate, stellt die direkte Schätzung des Flusses dar, welche die zwei Elemente aus dem Körper

transportieren. Die Raten der Isotopeneliminierung werden an der exponentiellen Abnahme der Isotopenbereicherung im Körperwasser gemessen. In Anbetracht der Isotopenbereicherung in einer Probe (E_i), die kurz nach der Verabreichung genommen wird und einer zweiten Probe (E_f), die nach einiger Zeit genommen wird, wird das Ausmaß der Beseitigungsrate (k) berechnet, das die zwei Isotope gegenüber dem Grundniveau (E_b) überschreiten (Abbildung 23).

Generell kann man folgendes sagen

$$k = [\log_e (E_i - E_b) - \log_e (E_f - E_b)]/t \quad (1)$$

In seiner einfachsten Form deutet die DLW Methode an, dass die Eliminationsrate von Sauerstoff (k_o) und Wasserstoff (k_d) im Körperwasser (N), in engem Zusammenhang mit der Kohlendioxidproduktion (rCO_2) steht. Die wie in untenstehender Formel berechnet wird

$$rCO_2 = (N/2) * (k_o - k_d) \quad (2)$$

wobei der Wert 2 eine Konstante ist, die die Tatsache reflektiert, dass 1mol CO_2 , 2 Atome O_2 entfernt, während 1mol H_2O jedoch nur 1 Atom entfernt.

FRAKTIONIERUNG

Leider verhalten sich seltene Isotope nicht exakt wie deren übliche Gegenstücke. Wenn Verbindungen reagieren oder wenn diese verdampfen, neigen die leichteren Arten dazu weniger Energie zu benötigen und reagieren oder verdampfen meist schneller als die schweren Arten. Dieser charakteristische Effekt wird Fraktionierung genannt und ein konstanter Wert, der Fraktionierungsfaktor, drückt das Ausmaß des Urteilsvermögens in jedem besonderen Prozess aus. Der Fraktionierungsfaktor repräsentiert das Verhältnis der Anreicherung des seltenen Isotops in den zwei Phasen. Zum Beispiel ist der Fraktionierungsfaktor für Wasserstoff in gasartigem Wasser, verglichen mit flüssigem Wasser bei einer Temperatur von 25°C, 0,94. Das bedeutet, dass die Anreicherung des seltenen Isotops in der gasartigen Phase nur 94% gegenüber der flüssigen Phase ist. Die

Existenz der Fraktionierung, macht das einfache Modell komplizierter, weil das fraktionierte Material, welches den Körper verlässt, von geringem oder gar keinem Wert ist, als das, welches im Körper zurück bleibt. Ein weiterer Aspekt für die Komplexität der Fraktionierung ist die Tatsache, dass es zwei unterschiedliche Methoden der Fraktionierung gibt. Man unterscheidet die kinetische- und die Gleichgewichtsfractionierung. Die Wichtigkeit der Fraktionierung wurde von LIFSON et. al. (1955: 7) erkannt. Dieser generierte eine Korrektur, basierend auf einigen vereinfachenden Annahmen des Fraktionierungsprozesses. Sie nahmen an, dass Kohlendioxid, welches den Körper verlässt zur Gänze fraktioniert wurde und dass die Hälfte des Wasserverlustes auch fraktioniert wurde. Sie verwendeten dann den Gleichgewichtsfractionierungsfaktor bei 25°C, gemessen in vitro, für alle fraktionierenden Prozesse und leiteten folgende Gleichung ab:

$$r\text{CO}_2 = (N/2,08) * (k_o - k_d) - 0,015 * k_d * N \quad (3)$$

Diese Formel ist weit aus besser geeignet als die oben angeführte Formel 2, die den Fraktionierungseffekt ignoriert. Jedoch muss berücksichtigt werden, dass auch diese Gleichung auf mehreren zweifelhaften Annahmen beruht.

SCHOLLER et al (1986: 250) überarbeiteten die Fraktionierungsgleichung von LIFSON, indem sie mehrere realistische Annahmen einbauten, um die Prozesse im Menschen wiederzugeben. So passten sie die Fraktionierungskonstante von 25°C auf 37°C an und das der fraktionierte Wasserverlust in Proportion zur Kohlendioxydproduktion steht. Die resultierende Gleichung war:

$$r\text{CO}_2 = [(N/2,076) * (k_o - k_d)] - 0,0246 * 1,05 * N(k_o - k_d) \quad (4)$$

POOL SIZE MODELLE

In der originalen Formulierung des Modells, haben LIFSON et al. (1955: 7) angenommen, dass der Sauerstoff und Wasserstoff im Körper in das Körperwasser übergehen. Jedoch bildet sowohl der Sauerstoff als auch der Wasserstoff eigene Pools und die Größe dieser extra Pools, sind unterschiedlich. Generell überschreitet der Wasserstoffpool den Sauerstoffpool um 3-5%. Anstatt

den Unterschied in der Eliminationsrate mit dem Körperwasser zu multiplizieren wurde angenommen, dass jede Eliminationskonstante mit seinem eigenen Verdünnungsraum (N_o und N_d) im Körper, multipliziert werden sollte.

SCHOLLER et al (1986: 250) modifizierten Gleichung 4 zu

$$rCO_2 = (1/2,076) * (N_o * k_o - N_d * k_d) - 0,0246 * 1,05 * N(k_o - k_d) \quad (5)$$

Bei dieser Gleichung inkludiert der erste Teil die Eliminationskonstante, mit der jeder Verdünnungsraum multipliziert wird. Im zweiten Teil werden sie dann noch mit dem Körperwasser multipliziert. SCHOLLER (1988: 118) änderte die Gleichung so ab, dass in beiden Teilen die Eliminationskonstante mit dem jeweiligen Verdünnungsraum multipliziert wird.

$$rCO_2 = (1/2,076) * (N_o * k_o - N_d * k_d) - 0,0246 * 1,05 * (N_o k_o - N_d k_d) \quad (6)$$

Bei dieser Modifizierung wurde der Wert 1,05 verwendet um den Unterschied zwischen $N(k_o - k_d)$ und $(N_o k_o - N_d k_d)$ zu berücksichtigen. Jedoch kommt es auf Grund des Wertes 1,05 und $(N_o k_o - N_d k_d)$ zu einer doppelten Korrektur der Pool Größe. Studien zeigen das diese doppelte Korrektur sich relativ trivial (<0,5%) auf die Ergebnisse auswirkt.

LIFSON et al. (1955: 7) evaluierte die Verwendung zweier Pool Größen als auch die Verwendung einer Pool Größe, anhand einer Studie an Mäusen und kam zum Ergebnis das es kaum ein Unterschied zwischen der Messungen mit Hilfe der DLW Methode und der indirekten Kalorimetrie gibt. Jedoch kann es sein, dass die falschen Annahmen bezüglich der Fraktionierung und der Effekt der verschiedenen Pool Größen dafür verantwortlich waren. Bei der erneuten Berechnungen der Studien von 1950, welche mit der moderneren Gleichung durchgeführt wurden, zeigen die Ergebnisse, dass bei kleinen Nagetieren das Model mit einem Pool besser ist als das Model mit den zwei Pools (vgl. SPEAKMAN (1997)).

COWARD et al. (1985) und SCHOELLER et al. (1986:250) re-evaluierten die Effekte verschiedener Pool Modelle bei Menschen und kamen zum Entschluss,

dass es in diesem Fall besser ist, das zwei Pool Model zu verwenden, da dieses besser mit den Ergebnissen der Kalorimetrie übereinstimmen. Das es zur Anwendung der verschiedenen Modelle kommt, liegt wahrscheinlich daran, dass biologische Unterschiede zwischen kleinen Nagetieren und dem Menschen vorhanden sind.

VERWENDUNG INDIVIDUELLER ODER BEVÖLKERUNGSBASIERENDER DILUTATIONSRAÜME IM ZWEI POOL MODEL

Die Frage, die im Laufe der letzten Jahre aufgetreten ist, ist die Verwendung von individuellen Werten für N_o und N_d oder diese durch einen bevölkerungsbasierten Durchschnitt zu ersetzen (vgl. SCHOELLER et al. 1986: 250). Wenn biologische Schwankungen in N_o und N_d vorhanden sind, würde es Sinn machen individuelle Werte zu verwenden. Wenn die Schwankungen jedoch nur aus analytischen Gründen sind, macht es Sinn bevölkerungsbasierte Werte zu verwenden.

Weitgehend werden die Schwankungen als analytisch angesehen und deshalb wird ein bevölkerungsbasierter Wert verwendet. SCHOELLER et al. (1986: 250) zeigen, auf der Grundlage von Tierstudien auf, dass der Sauerstoffpool N um 1,01 und der Wasserstoffpool N um 1,04 überschreitet und der Wasserstoffpool den Sauerstoffpool um 1,03 überschreitet. Deshalb kann das zwei Pool Model (vgl. GIBSON et al. (1938: 17)) als:

$$rCO_2 = (N/2.076) * (1,01k_o - 1,04 k_d) - 0,0246 * 1,05 * N(1,01k_o - 1,04 k_d) \quad (7)$$

definiert werden, wobei

$$n = (N_o/1,01 + N_d/1,04) / 2$$

Dieser Durchschnittswert wird diskutiert. Der Wert 1,03 wurde vom eigentlichen Wert, der bei 1,034 liegt gerundet und basiert auf einer relativ kleine Anzahl von Versuchspersonen. Nachfolgende Studien mit größeren Datensätzen laufen auf folgende bevölkerungsbasierte Werte 1,0427 (vgl. SPEAKMAN et al. (1993: 264)); 1,027 (vgl. MATTHEWS et al. (1995: 3)); 1,034 (vgl. RACETTE et al. (1994: 30))

und 1,035 (vgl. COWARD et al. (1994: 30)) hinaus. Die Unterschiede können auf Grund von biologischen Unterschieden her rühren. Die Debatte über den passenden bevölkerungsbasierten Wert ist in Entwicklung und wird sich wahrscheinlich zwischen den Grenzen 1,03 (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250)) und 1,0427 (vgl. SPEAKMAN et al. (1993: 264)) einpendeln.

VALIDIERUNG

Tabelle 18 zeigt Validierungsstudien der DWL Methode im Vergleich zur indirekten Kalorimetrie. Es ist nicht möglich die verschiedenen Formulierungen der Gleichungen zu vergleichen, weil die Daten, die notwendig sind, um eine erneute Berechnung durchzuführen, nicht veröffentlicht wurden. Die SCHOELLER et al. (1986: 250) Gleichung mit einem bevölkerungsbasierten Wert von 1,03 und 201 Testpersonen, führt zur Überschätzung der Ergebnissen um 2,1%, verglichen mit der der indirekten Kalorimetrie. Genau gegensätzlich verhält sich die Gleichung von SPEAKMAN et al. (1993: 264). Diese Gleichung mit einem bevölkerungsbasierten Wert von 1,0427 und 54 Testpersonen unterschätzt die Ergebnisse, ebenfalls verglichen mit der indirekten Kalorimetrie um 2,1%. Die Gleichung von RACETTE et al. (1994: 30) mit einem bevölkerungsbasierten Wert von 1,034 und 36 Testpersonen überschätzt durchschnittlich um 2,1%. Stellt man nun folgenden Vergleich an, kommt zum Vorschein, dass die Unterschiede der verschiedenen Gleichungen relativ gering sind. Nimmt man nämlich dieselbe Anzahl von Testpersonen wie bei RACETTE et al. (1994: 30) heran und vergleicht diese mit der SCHOELLER et al. (1986: 250) Gleichung, überschätzt diese um 3,3%. Die SPEAKMANN et al. (1993: 264) Gleichung führt bei selbiger Anwendung zur Unterschätzung von 3,1%. Jedoch sollte dieser relativ geringe Unterschied bedacht werden, wenn es zum Vergleich von Studien kommt, die verschiedene Gleichungen verwendet haben könnten. Es ist wichtig anzuerkennen, dass die bevölkerungsbasierten Vergleiche über Gruppen nur die Wirkung der Methode zeigen, um die Energieanforderung von Gruppen zu definieren. Individuelle Vergleiche von DLW Methode zu indirekter Kalorimetrie haben eine viel größere Abweichung. Die Präzision ist durchschnittlich <10%. Bei einigen Studien bei der die DLW Methode mit der indirekten Kalorimetrie verglichen wurde, konnten die Ergebnisse bis zu 20% abweichen. Es gibt einige Beweise, dass ein Teil dieser

Schwankungen auf analytische Probleme zurück zu führen sind. Ein Vergleich der Laboratorien (vgl. WESTERTERP et al. (1984: 5)) zeigt eine breite Diskrepanz in der Isotopenverabreichung. Jedoch sind die Gründe für diese Mängel an der Präzision nicht völlig klar. Die Präzision kann sich verbessern, weil sich auch die technische Entwicklung des Massenspektrometers und die Isotopen verbessern.

TABLE 1

Validation studies of the doubly labeled water method in human subjects in comparison to indirect calorimetry (IC) and food intake/mass balance (FI) or parenteral nutrition (PN)¹

<i>n</i>	<i>nobs</i>	Mass	Com	Eqn	Abs	Prec	Arith	<i>n</i> +	<i>n</i> -	Min	Max	Reference
		kg			%		%					
4	4	78.1	FI	L+M	5.0	5.6	+2.1	3	1	-5.8	7.1	19
2	2	—	IC	?L+M	3.5	3.5	-2.5	1	1	-6.0	1.0	40
1	1	70.5	IC	L+M	—	—	-4.6	0	1	—	—	23
5	5	72.9	IC	L+M	8.5	6.8	+5.9	4	1	-6.5	14.1	22
4	4	—	IC	C	—	2.0	+2.0	—	—	—	—	31
6	6	68.9	IC	L+M	8.0	9.0	+5.0	5	1	—	—	25
14	14	—	IC	S	—	7.0	+1.0	10	4	—	—	25*
14	14	—	IC	L+M	—	8.0	+4.0	11	3	—	—	25*
5	5	53.2	PN	S	5.7	5.9	+3.3	4	1	—	—	41
4	4	1.59	IC	C	4.2	4.8	-1.4	1	3	-4.8	5.8	20
9	10	3.2	IC	S	—	6.2	-0.9	5	5	—	—	21
5	5	—	IC	S	4.3	3.9	+1.4	3	2	—	—	42
4	8	—	IC	S	4.8	7.0	-1.0	3	5	—	—	43
8	8	2.67	IC	S	10.7	12.9	-8.7	—	—	-29.3	4.8	44
33	33	—	ICFI	L+M	6.9	6.6	+4.3	26	7	-8.7	20.2	30*
33	33	—	ICFI	S	5.1	6.3	+0.6	21	12	-12.1	16.7	30*
1	1	66.9	FI	S?	—	—	-0.8	0	1	—	—	45
4	4	84.6	IC	S	2.5	2.5	+15.3	4	0	—	—	46
12	12	108.0	IC	S	6.4	6.9	-2.5	5	7	—	—	47
27	27	79.8	FI	S	—	0.7	+2.5	17	10	—	—	48
8	8	74.1	FI	S	9.7	14.4	+2.2	5	3	-35.0	9.0	49
9	9	71.8	IC	S	—	4.6	+1.8	6	3	-4.0	12.0	50
6	6	50.1	IC	C	15.0	16.8	+7.0	4	2	-23.0	32.0	51
18	18	—	IC	L+M	—	—	+23.1	—	—	—	—	52
18	18	—	IC	S	—	10.7	+10.3	—	—	—	—	36*
18	18	—	IC	SNG	—	9.3	-0.4	—	—	—	—	36*
36	36	—	IC	S	—	8.9	+3.3	—	—	—	—	37*
36	36	—	IC	SNG	—	7.9	-3.1	—	—	—	—	37*
36	36	—	IC	R	—	8.5	+1.2	—	—	—	—	37*

¹Abs, absolute mean deviation (average percentage error with all signs made positive); Arith, arithmetic percentage error including signs; C, Coward 2-pool model using individual dilution spaces; Eqn, equation used to calculate the doubly labeled water results; L+M, Lifson and McClintock single-pool model; Mass, mean mass of subjects in kg; Max, maximum deviation; Min, minimum deviation; *n*+, number of observations in which the DLW method exceeded the reference method; *nobs*, number of comparisons; *n* -, number of observations in which the DLW method exceeded the reference method; *n* -, number of observations in which the DLW method was lower than the reference method; Prec, precision calculated as the SD of individual estimates used to derive Arith; R, Racette et al, 1994 (2-pool model fixed ratio 1.034); S, Schoeller et al, 1986, equation 46 (2-pool model fixed pool ratio 1.03); SNG, Speakman et al, 1993 (2-pool fixed pool ratio 1.0432); *, review of previously published validations.

Tabelle 18: Validierungsstudien der DWL Methode im Vergleich zur indirekten Kalorimetrie

3.4.2. Measurement of Energy Expenditure in Free-Living Humans by Using Doubly Labeled Water

DALE A. SCHOELLER

Seit der Zeit der frühen griechischen Philosophen ist es anerkannt, dass Essen, Brennstoff für die Wärmeproduktion im Körper zur Verfügung stellt. Sogar ohne fortlaufende Nahrungsmittelaufnahme können die Energiespeicher im Körper die lebensnotwendigen Körperfunktionen aufrechterhalten. Diese Speicher sind jedoch nach 60 Tagen entleert. Wenn dem Körper andererseits Energie zugeführt wird die über dem Energiebedürfnissen liegt, wird das Übermaß als Körperfett gespeichert, was zur Adipositas führt und das Krankheits- und Sterberisiko erhöht. Grundlegend versucht der Körper die Energie aufrechtzuerhalten. Dafür ist es notwendig die genaue Energieaufnahme zu definieren, sodass auch das Körpergewicht in einem idealen Rahmen bleibt. Das größte Problem war die Abwesenheit einer genauen Methode, um den Energieverbrauch bei „frei lebenden“ Menschen zu messen.

Die „doubly labelled water“ Methode, stellt schließlich dieses fehlende Instrument zur Verfügung, um den Energieverbrauch zu messen. In den 1940er Jahren wurde diese Methode von LIFSON et al. (1949: 180) entwickelt. Sie verabreichten Tieren ein ^{18}O markiertes Wasser und demonstrierten, dass der Sauerstoff im ausgeatmeten CO_2 vom Körperwasser abgeleitet wurde. Jetzt weiß man, dass das von der Aufrechterhaltung des Isotopen Gleichgewichts zwischen den Sauerstoffatomen des Körperwasser und CO_2 her resultiert. Auf der Grundlage dieser Beobachtung, begründen LIFSON, GORDON und McCLINTOCK (1955: 7), dass die total integrierte CO_2 Produktion, von der Differenzialbeseitigung vom markierten Wasser, das sowohl mit isotopischen Wasserstoff als auch mit Sauerstoff angereichert ist, gemessen werden kann. Nach einer verabreichten Dosis von doppelt markiertem Wasser würde der markierte Wasserstoff als Wasser beseitigt, wohingegen das Sauerstoffisotop als Wasser und als CO_2 beseitigt werden würde. Mathematisch festgelegt würde es wie folgt lauten:

$$r\text{H}_2\text{O} = Nk_{\text{H}} \quad (1)$$

$$r\text{H}_2\text{O} + 2r\text{CO}_2 = Nk_{\text{O}} \quad (2)$$

wobei r_{H_2O} und r_{CO_2} die Raten von Wasser und CO_2 Ausflüssen sind, beziehungsweise, k_H und k_O die Beseitigungsraten der Wasserstoff- und Sauerstoff Markierungen sind und N der Körperwasserpool ist. Das Auswechseln von r_{H_2O} in Gleichung 2 mit r_{CO_2} ergibt folgendes:

$$r_{CO_2} = (1/2)N(k_O - k_H) \quad (3)$$

So ist es theoretisch möglich, die CO_2 Produktion zu messen, indem man den isotopischen Wasserstoff und Sauerstoff misst, der im Körperwasser nach der Verabreichung von doppelt markiertem Wasser bleibt. Das markierte Wasser dient hauptsächlich als ein Recorder, der die Abflüsse von Wasser und CO_2 durch den Körper kontrolliert. Zwischen der ersten und zweiten Probe kann sich das Versuchsobjekt frei bewegen und normalen Tätigkeiten nachgehen.

Obwohl die genaue Beziehung in der Gleichung 3 modifiziert wurde, um für Isotopenfraktion verantwortlich zu sein, ist die generelle Gültigkeit der theoretischen Beziehung zwischen der Kinetik des Wasserstoffs und dem Wasser mit markiertem Sauerstoff nur bei kleinen Tieren umfassend gültig gemacht worden (siehe Tabelle 19).

Species	Number of animals	% Error (mean $\pm$ SD)	Reference method ¹	Equation ²	Citation
Mouse	15	-3 $\pm$ 10	CO ₂	L.34	Lifson, Gordon and McClintock, 1955 (2)
Mouse	7	-4 $\pm$ 7	CO ₂	L.34	McClintock & Lifson, 1957 (3)
Mouse	5	1 $\pm$ 3	CO ₂	L.34	McClintock & Lifson, 1958 (4)
Mouse	4	1 $\pm$ 7	CO ₂	—	Mullen, 1970 (5)
Rat	8	2 $\pm$ 4	CO ₂	L.35	McClintock & Lifson, 1958 (6)
Rat	6	2 $\pm$ 6	CO ₂	L.35	Lee & Lifson, 1960 (7)
Rat	6	1 $\pm$ 6	CO ₂	L.22	Lifson & Lee, 1961 (8)
Mouse & chipmunk	6	-7 $\pm$ 4	CO ₂	—	Randolph, 1980 (9)
Chipmunk	2	4 $\pm$ 5	CO ₂	L.35	Little & Lifson, 1975 (10)
Squirrel	7	1 $\pm$?	I/B	—	Karasov, 1981 (11)
Pigeon	10	4 $\pm$ 9	CO ₂	L.6	LeFebvre, 1964 (12)
Sparrow	13	-4 $\pm$ 6	CO ₂	N.2	Williams, 1985 (13)
Starling	5	-7 $\pm$ 14	CO ₂	N.2	Williams, 1985 (13)
Budgerygah	9	0 $\pm$ 3	CO ₂	N.2	Buttemer et al., 1986 (14)
Locust	9	-2 $\pm$ 25	CO ₂	—	Buscarlet, Proux and Gester, 1978 (15)
Scorpion	5	36 $\pm$ 24	CO ₂	N.2	King & Hadley, 1979 (16)
Beetle	39	25 $\pm$?	CO ₂	N.2	Cooper, 1983 (17)

¹Compared with measured CO₂ production [CO₂] or measured energy intake plus change in body energy stores (I/B).

²Doubly labeled water results calculated by equation from Lifson (L) (18) or Nagy (N) (19).

Tabelle 19: Validierung der doubly labeled water Methode bei kleinen Tieren

Diese Gültigkeitserklärungen sind ziemlich überzeugend, weil sie zahlreiche Arten umfassen und mehrere Forscher und Laboratorien einschließen. Im Allgemeinen ist die Methode genau. Der Variationskoeffizient bei den Tierstudien ist 3-14 %. Die einzigen Misserfolge sind bei den antrophen Tieren vorgekommen (vgl. KING & HADLEY (1979: 52), COOPER (1983: 56)).

Obwohl die Methode in kleinen Tierstudien seit mehreren Jahrzehnten verwendet worden ist, wurde das Potenzial für den menschlichen Gebrauch bis ins Jahr 1982 (vgl. SCHOELLER (1982: 53)) nicht genutzt. Die Verzögerung war wegen der hohen Kosten des ^{18}O markierten Wassers. Da die Dosis von H_2^{18}O bei Menschen deutlich höher veranschlagt werden musste als bei den Tierstudien, hätte das Isotop für solch eine Studie über 5000 \$ gekostet. Diese hohen Isotopdosen waren jedoch nur notwendig weil die Analysemethoden noch nicht ausgereift waren. Eine Verbesserung der Massenspektrometern war notwendig (vgl. LIFSON et al. (1975: 39)).

In Anbetracht des Potenzials, mit Hilfe der doppelt markierten Wassermethode den menschlichen Energieverbrauch zu messen, begannen mehrere Forscher, die Annahmen zu untersuchen, um die Methode zu untermauern und um sie zu validieren. Weil die grundlegende Theorie schon bei den Tiermodellen validiert wurde, gab es diesbezüglich nur wenige Studien. Einige Studien wurden hinsichtlich der optimalen Dosis und der metabolischen Periode, für Versuche am Menschen, durchgeführt. Diese versuchten zu demonstrieren, dass die Verminderung der Dosis die Genauigkeit und die Präzision der Methode nicht veränderten. Zusätzliche Studien wurden durchgeführt, um das Modell weiterzuentwickeln, um potenzielle Studien, bei denen die Methode unter ungewöhnlichen Bedingungen angewandt wurde, zu beseitigen oder zu identifizieren.

OPTIMALE DOSIS UND METABOLISCHE PERIODE

Die optimale Dosis und metabolische Periode für Studien am Menschen wurden von einem mathematischen Modell vorausgesagt (vgl. SCHOELLER (1983: 38)). Für diese Analyse wurde angenommen, dass der Fehler in der Isotopen

Anreicherung zufällig war, und dass jede biologische Schwankung in der Bereicherungen klein und für die zwei Isotope kovariant war (vgl. SCHOELLER (1983: 38, 1986: 20)). Die optimale Dosis war das 600 fache der anfänglichen Bereicherung, die einen zufälligen analytischen Fehler hervorrufen würde. Kleinere Dosen würden zu einer, bis zu 5 % schlechtere Präzision führen, wohingegen größere Dosen die Isotopkosten erhöhen würden und es nur zu einer minimalen Verbesserung in der Präzision kommen würde. Die optimale Periode ist zwischen 0,5 und 3 der biologischen Halbwertzeiten des Deuteriumoxids. Kürzere Perioden führen zu ungenauen Resultaten, weil die Änderung in der Isotopenbereicherung hinsichtlich des analytischen Fehlers relativ klein ist, wohingegen längere Perioden ebenfalls ungenaue Ergebnisse hervorrufen, weil die Bereicherung der Endprobe gegenüber der Vordosis relativ klein ist. Tabelle 20 fasst die typischen Dosen und Perioden zusammen.

Subject	Water half-life	$^2\text{H}_2\text{O}$	H_2^{18}O	Metabolic period
		<i>g/kg total body water</i>		
	<i>d</i>			<i>d</i>
Neonate	3.5	0.4	0.16	3–10
Child, 8 yr	4.5	0.3	0.14	3–13
Male, 25 yr	8.5	0.25	0.12	4–21
Female, 65 yr	10	0.25	0.12	5–25

¹Assumes water is labeled to 100% atom percent excess and analytical precisions of 1.7×10^{-5} atom percent (1.1 %) for ^2H and 3.3×10^{-5} atom percent (0.16 %) for ^{18}O .

Tabelle 20: Optimale Isotopen Dosis und metabolische Periode

Die stabilen Deuteriumoxid Isotope und die ^{18}O Isotope sind natürlicher Herkunft. Bedauerlicherweise, sind die experimentellen Isotopenbereicherungen hinsichtlich der im Körper natürlich vorkommenden Isotope nicht groß, da eine Reduzierung der Isotopendosen aus wirtschaftlichen Gründen vorgenommen wurde. Schwankungen im natürlichen Vorkommen sollten auch nicht ignoriert werden. Die natürlichen Schwankungen entstehen größtenteils infolge der Isotopenfraktionierung während des Transports von Wasser, und die Schwankungen im Deuteriumoxid und ^{18}O neigen dazu kovariant zu sein (vgl. DANSGAARD (1964: 16)). Theoretisch kann der Fehler, der bei der doppelt markierten Wassermethode vorkommt, minimiert werden, wenn das Verhältnis der

Endbereicherungen des Deuteriumoxid und ^{18}O , dem Verhältnis der vorausgesehenen natürlichen Änderungen der Isotopenhäufigkeit ähnlich ist (vgl. SCHOELLER (1986: 20), ROBERTS et al. (1988: 254)). Das ist, weil die natürlichen Änderungen der zwei Isotopenhäufigkeiten, ähnliche Fehler sowohl in k_{O} , als auch in k_{H} hervorrufen so dass der Fehler behoben werden kann, wenn der Unterschied zwischen den zwei Beseitigungsraten berechnet wird. Größere Fehler können vorkommen, wenn die zwei Isotope außerhalb des oben genannten Verhältnisses dosiert werden (ROBERTS et al. (1988: 254)).

Die Vorhersage dieses Fehlermodells wurde geprüft und wurde als qualitativ richtig empfunden. Das Modell unterschätzte jedoch den Fehler für Proben, die über einen Zeitraum von mehr als 2 Wochen, nach der Vordosis Probe (Isotopen Grundlinie), gesammelt wurden. Vermutlich resultiert dies auf Grund der Unterschätzung des Schwankungseffekts der natürlichen Isotopenhäufigkeit. Es wurde auch demonstriert, dass der Fehler durch ziemlich große Änderungen in der natürlichen Häufigkeit weniger als 5 % ist, wenn die Dosis für die vorausgesehene Änderung (unveröffentlichte Daten) optimiert wird, aber ebenso groß sein kann 10-30 %, wenn die Änderungen nicht proportional sind. Dies kann passieren, wenn den Testpersonen isotopisch ungewöhnliche Flüssigkeiten, wie intravenöse Flüssigkeiten gegeben werden (vgl. JONES et al. (1988: 47)).

ANNAHMEN DER METHODE TESTEN

Die grundlegenden Annahmen der Methode werden ausführlich von LIFSON & McCLINTOCK (1966: 12) und NAGY (1980: 238) besprochen. Diese Annahmen wurden von mehreren Forschern nochmals geprüft, um das Modell zu verbessern und den Umfang des Fehlers vorauszusagen, der unter Konditionen die nicht einem Laboratorium entsprechen, entstehen könnte. Es gibt sechs grundlegende Annahmen. Die meisten Tests haben demonstriert, dass die Annahmen angemessen, aber nicht vollkommen sind.

Das Konstante Pool Volumen

Das grundlegende Modell nimmt an, dass das Wasserpool Volumen, in dem die Isotope verdünnt werden, unveränderlich ist. Da das Ess- und Trinkverhalten eher episodisch als konstant ist, ist diese Annahme nicht richtig. Außerdem haben Personen, die entweder Gewicht zunehmen oder verlieren, systematische Änderungen in der Poolgröße während der metabolischen Perioden.

Weil der Fehler verbunden mit einer Änderung in der Poolgröße direkt proportional zur Änderung der Poolgröße ist, und weil die Änderungen, normalerweise innerhalb von einem Tag vorkommen, ist dieser Fehler quantitativ unbedeutend (vgl. NAGY (1980: 238)). Systematische Änderungen wegen der Gewichtszunahme oder der Gewichtsabnahme können jedoch größer sein und sollten bedacht werden. Zum Beispiel kann ein wachsender Säugling in einem Zeitraum von 1 Woche das Gesamtkörperwasser um 20 % vergrößern. Es wurden mehrere Modelle bezüglich dieser Änderungen entwickelt. Diese nehmen an, dass die Änderung entweder geradlinig oder exponential mit der Zeit ist (vgl. COOPER (1966: 12), NAGY (1980: 238)). Vielleicht ist das einfachste Modell das geradlinige Wachstumsmodell, in dem es nur notwendig ist, den Durchschnitt der anfänglichen und endgültigen Pool-Größen in der Berechnung der CO₂ Produktion zu verwenden. Es sei denn, dass die Änderung in der Pool-Größe größer als 15 % ist, dann sollte die wirkliche Änderung in der Pool-Größe, exponentiell und nicht eine geradlinige Funktion der Zeit sein. Ist dies der Fall, dann wird ein Fehler von weniger als 1 oder 2 % vorausgesagt, (vgl. NAGY (1980: 238)).

Unveränderliche Wasser- und CO₂ Fluktuation

Weil das Modell auf der „steady state“ Kinetik beruht, wird angenommen, dass die Fluktuation von Wasser und CO₂ unveränderlich sind. Weil die Wasseraufnahme und körperliche Tätigkeiten episodisch sind, können sich die Fluktuationen ändern. Ungeachtet dessen, geben die Zweipunktmodelle, in dem Proben am Anfang und Ende der metabolischen Periode gesammelt werden, einen relativ genauen Durchschnitt der Fluktuation im Laufe einer metabolischen Periode (vgl. LIFSON & McCLINTOCK (1966: 12), SPEAKMAN & RACEY (1986: 61). Im Gegensatz dazu geben die Mehrpunktmodelle (vgl. COWARD & PRENTICE (1985: 41)), die auch

in der Berechnung der Isotopen Beseitigungsraten verwendet werden, keinen genauen Angaben hinsichtlich der durchschnittlichen Fluktuation. Die täglichen Schwankungen sind allgemein recht klein (Abbildung 24) und der Unterschied ist für die meisten menschlichen Studien nicht quantitativ wichtig.

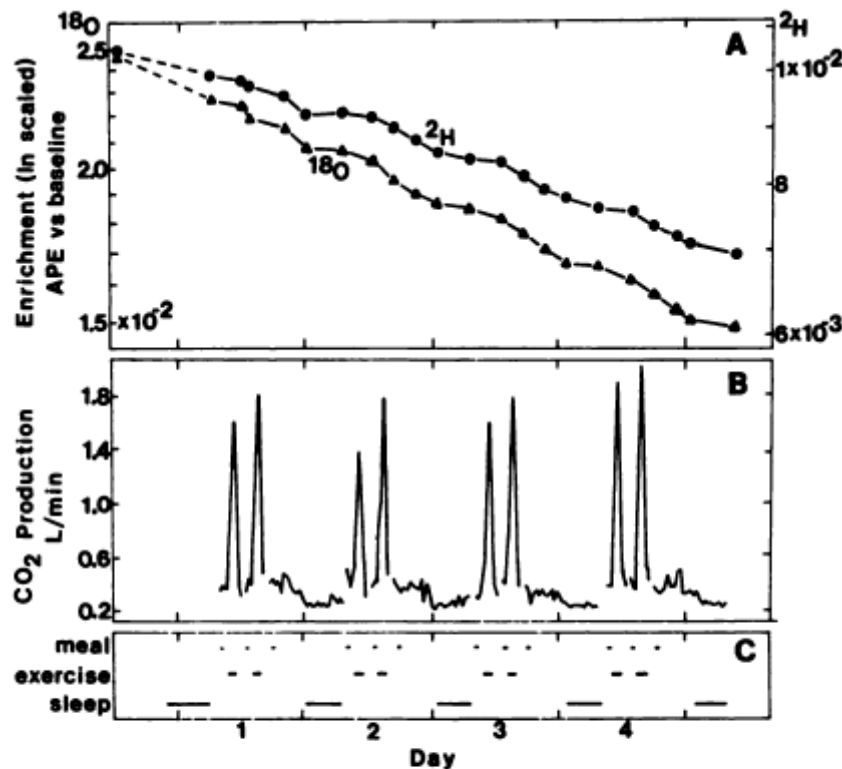


Abbildung 24: Isotopen Elimination nach Verabreichung einer Dosis $^2\text{H}_2\ ^{18}\text{O}$

Isotopen markiertes Körperwasser und CO_2 alleine

Diese Annahme und seine Schlussfolgerung "Körperwasser agiert als einzelnes Kompartiment in Bezug auf das isotopisch markierte Wasser " ist die am meisten umstrittenen Annahmen gewesen. Es gibt zwei Probleme. Das erste Problem, ist die Frage des Isotopenaustausches mit nichtwässrigen Kompartimenten und die zweite besteht darin, ob das Isotopenverschwinden übereinstimmend mit einem Monoexponentialmodell ist. Beide dieser Probleme verstoßen gegen die Angemessenheit des einzelnen Kompartiment, des „steady-state“ Modells.

Seitdem doppelt markiertes Wasser verwendet wird, wird die Frage des Austausches von Isotopen zwischen Körperwasser und Körperfeststoffen diskutiert, um das Körperwasser zu messen. In den meisten Untersuchungen ist beobachtet worden, dass der Wasserstoffverdünnungsraum um 2 bis 6 % größer

ist, als der Körperwasserpool (vgl. SCHOELLER & JONES (1987)). In einer Studie von SHENG & HUGGINS (1979: 32) werden größere Unterschiede berichtet. NAGY (1980: 238) fand in einer Studie heraus, dass der Wasserstoffverdünnungsraum durchaus größer ist, als der Sauerstoffverdünnungsraum. Das zeigt die Existenz eines schnell austauschbaren Pools von nichtwässrigem Wasserstoff an, der wahrscheinlich aus säurehaltigem Wasserstoff im Protein besteht (vgl. CULEBRAS & MOORE (1977: 232)). Wie berichtet wurde, beträgt der Unterschied zwischen den Wasserstoff- und Sauerstoffverdünnungsräumen bei Säuglingen im Durchschnitt ($\pm$ SD) $2,0 \pm 1,1\%$ (vgl. ROBERTS et al. (1986: 44)), $4 \pm 4\%$ bei unterernährten Säuglingen und Kindern (vgl. FIELD et al. (1987)), $3,8 \pm 1,6 \%$ bei Jugendlichen und $3,3 \pm 1,5\%$ bei Erwachsenen (vgl. SCHOELLER et al. (1985)). Diese Unterschiede sind denjenigen ähnlich, die bei Tieren berichtet wurden. $6,9 \pm 2,6 \%$ (vgl. LIFSON et al. (1955: 7)), $1,6 \%$ bei Mäusen und $3,6 \%$ bei Eidechsen (vgl. NAGY (1980: 238)). Diese Beobachtungen stimmen mit den Beobachtungen überein, dass der Wasserstoffraum proportional größer ist, als der Wasserraum, was ungefähr bei 4% liegt. Der Sauerstoffraum scheint, den Wasserraum (vgl. LIFSON et al. (1955: 7), NAGY (1980: 238)) zu überschätzen, aber die Überschätzung liegt lediglich bei 1% (vgl. LIFSON et al. (1955: 7), NAGY (1980: 238), SCHOELLER et al. (1980: 33)).

Weil die Isotopenräume größer sind als der Wasserraum, haben mehrere Forscher das doppelt markierte WassermodeLL modifiziert, indem sie die Verdünnungsräume aber nicht das Gesamtkörperwasser für die Berechnung der Fluktuation (vgl. ROBERTS et al. (1987: 45), SCHOELLER et al. (1986: 250)) verwenden. Für die Berechnung wurden ähnliche durchschnittliche Differenzen zwischen diesen Räumen, wie von LIFSON & McCLINTOCK (1966: 12), verwendet. In diesem Modell (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250)) wurde die Beziehungen zwischen dem Isotop Dilutionsräumen und dem Gesamtkörperwasser angenommen, um unveränderlich zu sein, d.h., $\text{Wasserstoffverdünnungsraum} / 1,04 = \text{Sauerstoff-Verdünnungsraum} / 1,01 = \text{Gesamtkörperwasser}$

ROBERT, COWARDS & LUCAS (1987: 45) haben auch ein Modell verwendet, das die Unterschiede in den Pool-Größen der zwei Isotope betrachtet, haben aber beschloss, individuell bestimmte Poolgrößen und nicht durchschnittliche Poolgrößen zu verwenden. Mit diesem Modell wurden Poolgrößen wie folgt definiert:

„...the isotope dilution spaces calculated from the zero time intercept of individual plots of isotopic enrichment versus time.” (vgl. SCHOLLER 1988)

Der Gebrauch der individuellen Werte wurde vorgeschlagen, um Fehler im Verdünnungsraum und der Beseitigungsrate zu annullieren, und den Fehler bei der Berechnung der CO₂ Fluktuation (vgl. COWARD & PRENTICE 1985: 41) zu minimieren. Das Hauptproblem in der Debatte zwischen Befürwortern des Gebrauches einer unveränderlichen Beziehung zwischen dem Deuterium und den Sauerstoffverdünnungsräumen und Befürwortern des Gebrauches individuell bestimmten Verdünnungsräume ist, ob die beobachteten Werten zufällige Messfehler sind, oder ob sie auf Grund einer echten physiologischen Schwankung her resultieren. Das ist eine nicht unwichtige Debatte, weil die doppelt markierte Wassermethode, die CO₂ Produktion durch den Unterschied zwischen der Deuterium und ¹⁸O Elimination misst, und die Unterschiede in den Verdünnungsräumen dass 3 bis 5 fache betragen kann. Das im Laboratorium gemessene Verhältnis des Deuteriums zum ¹⁸O Verdünnungsraum beträgt bei Jugendlichen und Erwachsenen im Durchschnitt 1,034, mit einer Standardabweichung von 0,016 (vgl. SCHOELLER et al. (1985)). Wiederholte Messungen bei fünf dieser Personen ergaben dieselbe durchschnittliche Standardabweichung, was anzeigt, dass die Schwankung wegen eines Messfehlers und nicht wegen einer physiologischen Eigenschaft, der erwachsenen Person, war. Außerdem werden indirekte Beweise durch eine Zunahme im Schwankungskoeffizienten der doppelt markierten Wassermethode zur Verfügung gestellt, wenn individuell bestimmte Verdünnungsräume (10-12 %) im Vergleich zur oben genannten festen Beziehung (7 %) verwendet werden. Im Gegensatz zu den Gültigkeitserklärungsdaten von ROBERTS et al. (1986: 44), nimmt bei einer festen Beziehung, zwischen den Verdünnungsraumzunahmen, der Schwankungskoeffizient von 5% auf 9 % zu und dies zeigte an, dass die zwischenindividuelle Schwankung in den Isotopen Verhältnisverdünnungsräumen

physiologisch ist. Somit sind beide Probleme mit Beweisen abgesichert. Wenn man beschließt, individuell bestimmte Verdünnungsräume in der Fluktuationsberechnung zu verwenden, dann ist es wichtig, die individuellen Verdünnungsräume mit einer Präzision größer als 1 % zu messen. Eine niedrigere Präzision würde auf einen großen Fehler in der Schätzung der CO₂ Produktion hinauslaufen, weil die Fehler mit einem Faktor von 3 - 6 multipliziert werden, wenn der Unterschied zwischen den zwei Isotopfluktuationen berechnet wird.

SPEAKMAN (1987: 126) hinterfragt den allgemeinen Gebrauch von getrennten Verdünnungsräumen. Auf rein theoretischen Grundlagen basierend, behauptet SPEAKMAN dass der Einfluss des Unterschieds in den Verdünnungsräumen durch die irreversiblen Verluste des Wasserstoffniveaus über nichtwässrige Wege annulliert werden könnte. Mit anderen Worten konnte das Verlangsamen des wasserstoffmarkierten Umsatzes im Körperwasser auf Grund der Vergrößerung des Pools bei schnellen Isotopen Austausch, durch eine Zunahme des Ausflusses des Etiketts, aufgrund nichtaustauschbaren Verbindungen in Körperfeststoffen (d.h., de novo lipid Synthese) oder Ausscheidung in der Form von Festkörpern (d.h., schwache Säuren) annulliert werden. Um diese Einflüsse jedoch annullieren zu können, müssen die fraktionierten Unterschiede zwischen den Verdünnungsräumen und dem ansteigenden Verlust von markiertem Wasserstoff über nichtwässrige Wege gleichkommen.

Ein nicht unvernünftiges theoretisches Argument zeigt an, dass die nichtwässrige Fluktuation von dem schnell austauschbaren Wasserstoffpool klein ist, und dass das Zwei-Verdünnungsraummodell zu bevorzugen ist. Die nichtwässrige markierte Wasserstofffluktuation im Urin und in den Fäkalien eines Erwachsenen, die eine Westdiät durchführten, war weniger als 0,03 % der Gesamtwasserstoff Fluktuation (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 20)). Sogar bei einer potenziellen 5-fachen Zunahme, bei einer hohen Ballaststoffdiät (vgl. NAGY & COSTA (1980: 238)) würde es ein nicht signifikanter Verlust sein. SCHOELLER schätzte in der gegenwärtigen Studie, dass irreversible Verbindungen in Körperfeststoffen nur 0,1 % des wässrigen Umsatzes auf der Grundlage, dass der geringe Betrag von markiertem Wasserstoff, der in Hautfeststoffen und Fett bei einem Mann der einer Dehydration von 8 Monaten ausgesetzt war, gefunden wurde (vgl. PINSON &

LANGHAM (1957: 10)). Höhere Werte der irreversiblen Verbindungen könnten bei schnell wachsenden Säuglingen vorkommen, aber diese werden als klein vermutet, weil gezeigt wurde, dass das Zwei-Verdünnungsräumemodell ebenso genau bei Säuglingen, (vgl. ROBERTS & COWARD (1986: 44)) bei postoperativen Kindern (vgl. JONES et al. (1987: 21) und bei Erwachsenen (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250), COWARD et al. (1984)) ist.

Die Folgeerscheinung zur oben genannten Annahme, dass Körperwasser als einzelnes Kompartiment in Bezug auf die zwei Etiketten agiert, wurde durch KLEIN et al. (1984: 38C) hinterfragt, der eine große Abweichungen von einer Isotopen Exponentialbeseitigung in einer Person beobachtete. Wegen dieser Abweichung hinterfragten KLEIN et al. den Gebrauch der Zwei-Punkte-Methode, zur Bestimmung der Beseitigungsrate. Dieses Experiment wurde von SCHOELLER wiederholt und dieser meldet nur eine kleine tägliche Schwankung, die den Tages-Nacht Unterschied im Wasserfluss widerspiegelte (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250)). Auch ROBERTS et al. (1986: 44) kommen auf ähnliche Ergebnisse wie SCHOELLER. SCHOELLER & TAYLOR (1987: 41C) haben sogar für einen Zeitraum von 6 Wochen nachdem die Dosis verabreicht wurde, einen Monoexponentialzerfall bei Personen demonstriert. Obwohl diese zwei Studien die Analyse von Urinproben die während des Tages genommen wurden, nicht berücksichtigen, unterstützen sie die Annahme, der Einzel Kompartimenten Kinetik, um die Bereicherung von Gesamtkörperwasser zu kontrollieren. Weil die Beobachtung nicht wieder hervorgebracht worden ist, wird die Schwankung der einzelnen Person, wie berichtet durch KLEIN et al. (1984: 38C) als analytischer oder Bedienungsfehler angesehen.

Seit dem Bericht durch KLEIN et al. (1984: 38C) haben einige Forscher begonnen die Isotopen Beseitigungsraten mit Hilfe der Regressionsanalyse unter Verwendung von vielfachen Proben zu berechnen. Die Proben wurden regelmäßig im Laufe der metabolischen Periode gesammelt und beschränkten sich nicht nur auf eine anfängliche und eine Endproben, wie es bei Tierstudien und auch bei manchen Studien am Menschen angewendet worden sind. In der anfänglichen Validitätserklärung von COWARD & PRENTICE (1985: 41) führt der Gebrauch der Regressionsannäherung im Vergleich zur Zwei-Punkte-Annäherung, zu

verbesserten Ergebnissen. Es sollte bedacht werden, dass die Fehler, beobachtet im CO₂ Fluss mit der Zwei-Punkte-Annäherung berechnet wurden und zwei bis drei Male höher war als derjenige der in dieser Studie berichtet wurde und ein mögliches Problem mit der Massenspektrometerleistung anzeigt. So ist es möglich, dass die Regressionsannäherung die Ergebnisse wegen einer Mittelwertbildung verbesserte. Mit dem Vorteil der verspäteten Einsicht sollte ein statistisch annehmbarer Vergleich der zwei Methoden durchgeführt werden. Kürzlich hat die Gruppe der Dunn Nutrition Unit berichtet, dass in einem weiteren Vergleich der Zwei-Punkte-Annäherung mit der Slopeintercept-Annäherung vergleichbare Ergebnisse mit einem Mittelwertsunterschied von 2 % und einem Schwankungskoeffizienten von 7 % ergab. Es sollte bemerkt werden, dass eine der Beschränkungen der double labelled water Methode ist, dass die Isotopenanalyse keine Routine ist und mit der großen Sorge gemacht werden muss, um analytische Fehler zu vermeiden.

In einer Studie STEIN et al. (1987: 45) brachten die Autoren das Thema auf, ob eine neue Wasseraufnahme die Bereicherung von Plasmawasserproben provisorisch verändern könnte und empfahl, dass Proben nur nach einer Periode, in der nichts eingenommen wurde, gesammelt werden. In dieser Studie berechnete das Laboratorium der Autoren den täglichen Energieverbrauch für die vorher berichtete Studie (Abbildung 24). Urinproben wurde regelmäßig von den Testpersonen während des Tages, auch wenn kein Test durchgeführt wurde, gesammelt. Innerhalb der Unklarheit des analytischen Fehlers der Isotopenanalyse wurden keine Abweichungen von der gemessenen täglichen CO₂ Produktion bemerkt. Nachdem die erste Radergometrie beendet wurde, gab es eine Neigung, für eine größere Veränderlichkeit, aber dies wurde nicht nach der zweiten Radergometrie beobachtet. Die strengen Vorsichtsmaßnahmen, empfohlen von STEIN et al. (1987: 45) sind wahrscheinlich unter typischen Bedingungen des Essens, nicht notwendig. Die Aussagekraft dieses Vergleichs ist jedoch zu niedrig, um Gleichheit zwischen den verschiedenen Probeintervallen, zu beweisen.

Anreicherungen von Wasser und CO₂, die über den Körper ausgeschieden werden, sind dieselben wie das Körperwasser

Die implizite Annahme ist, dass die Rate der Fluktuation des Isotopenindikators genau die Rate der Fluktuation des Isotopenindikators, vertritt. Jede Isotopenfraktionierung, die die Verhältnisbereicherung des Isotopenindikators, läuft auf eine Unterschätzung der Fluktuation hinaus, wohingegen einer relative Anreicherung über dem im Körperwasser eine Überschätzung der Fluktuation des Isotopenindikators verursacht. Gemessene Isotopenfraktionierungsfaktoren für das Deuterium und ^{18}O zeigt an, dass Atemwasser, nicht transkutanes Wasserdampf und CO_2 hinsichtlich des Körperwassers isotopisch fraktioniert sind, wohingegen dies bei anderen Flüssigkeiten nicht ist (SCHOELLER et al. (1986: 20), WONG et al. (1988: 47)). Wegen der Isotopenfraktionierung ist das doubly labelled water Modell modifiziert gewesen, um die Isotopenfraktionierung richtig zu berechnen. Über diese Modifizierung ist von LIFSON und McCLINTOCK (1966: 12) ausführlich berichtet worden; jedoch sollte darauf hingewiesen werden, dass die Isotopenfraktionierung von LIFSON bei vorgeschlagenen Werten von 25° Celsius bestimmt wurde, jedoch ist die Körpertemperatur höher. Passendere Werte sind kürzlich (SCHOELLER et al. (1986: 20), WONG et al. (1988: 47)) veröffentlicht worden. Es kann möglich sein, dass sich diese Werte mit der Umgebungstemperatur ändern können. Dies ist für die Sauerstofffraktionierung in CO_2 nicht wichtig, weil die Fraktionierung auf Grund der Lungenoberfläche vorkommt, aber es ein Faktor für den Wasserdampf sein kann, wenn Änderungen in der Temperatur der Nasenhöhlen vorkommen. Jedoch würde sogar eine Änderung von 5° Celsius an der Schnittstelle, an der Fraktionierung von Wasser vorkommt, würde bei der Berechnung der CO_2 Produktion eine Wirkung von weniger als 1 % haben.

Kein CO_2 oder Wasser gehen in den Körper über die Haut oder Lungen ein.

Weil das Ziel der doubly labelled water Methode ist, die diätetische Wasseraufnahme und CO_2 Produktion zu messen und nicht das Umweltwasser oder der CO_2 Austausch, können diese zwei Quellen die materiellen Fluktuationsfehler in der Methode verursachen. Obwohl der Austausch mit Umweltwasser und CO_2 demonstriert worden ist (NAGY (1980: 238), NAGY et al. (1980: 238), PINSON et al. (1957: 10)), ist der Fehler gewöhnlich quantitativ unwichtig, um die CO_2 Produktion zu messen.

PINSON und LANGHAM (1957: 10) demonstrierten, dass der atmosphärische Wasserdampf durch die Haut und die Lungen absorbiert wird. Wenn der Wasserdampf nicht markiert wird, dann wird dieser die Wasserfluktuation vergrößern, aber die kalkulierte CO_2 Produktion nicht betreffen, weil die Beseitigungsraten von Wasserstoff und Sauerstoff ebenso betroffen werden.

Ähnlich wird das Umwelt CO_2 durch die Lungen und/oder die Haut absorbiert, und dies verursacht die Überschätzung der CO_2 Produktion bei der doubly labeled water Methode (NAGY (1980: 238)). Wenn das ganze CO_2 der Luft (0.04 %) eingeatmet wird und sich mit dem CO_2 im Körper vermischt, erhöht es die CO_2 Produktion um ungefähr 1 %. Der Fehler sollte proportional mit jeder Zunahme in der umgebenden CO_2 Konzentration zunehmen.

KONVERTIERUNG DER CO_2 PRODUKTION ZUM ENERGIEVERBRAUCH

Wie oben angezeigt, misst die doppelt markierte Wassermethode die CO_2 Produktion und ist so eine Form der indirekten Kalorimetrie. Die Hitzeproduktion kann unter Verwendung von Standardbeziehungen der indirekten Kalorimetrie berechnet werden. Das verlangt jedoch Kenntnisse des metabolischen Brennstoffs weil die Hitzefreisetzung pro Liter CO_2 Produktion sich um 30 % zwischen Kohlenhydrat und Fetten unterscheidet. Diese Information könnte durch die permanente Aufzeichnung des Atmungsgasaustausches erhalten werden, aber es würde den nicht eingeschränkten Charakter der doppelt markierten Wassermethode verändern. So ist es günstiger, die metabolische Kraftstoffmischung von der diätetischen Aufnahme zu schätzen. BLACK, PRENTICE & COWARD (1986: 40C) haben demonstriert, dass der Atmungsquotient dem Essensquotient ziemlich ähnlich ist, und dass der Atmungsquotient deshalb vom Essensquotient vorausgesagt werden kann. Der Fehler in der Berechnung des Energieverbrauchs anhand des Nahrungsmittelquotienten ist in den meisten Situationen weniger als 3 %, obwohl auf die genau Zählung für die Alkoholaufnahme aufgepasst werden muss. Die Autoren BLACK, PRENTICE & COWARD (1986: 40C) wiesen darauf hin, dass wenn sich die Energieaufnahme vom Energieverbrauch unterscheidet, eine Anpassung zum Nahrungsmittelquotienten gemacht werden sollte, um die Verwendung oder Lagerung von Körperfett zu korrigieren. Diese Wirkung, auf die

berechnete Hitze Produktion, ist nicht mehr als 5 % es sei denn, dass der Unterschied zwischen Aufnahme und Verbrauch 20 % überschreitet.

IMPLIKATIONEN FÜR DAS DOPPELT MARKIERTE WASSERMODELL

Das Grundmodell das von LIFSON, GORDON und McCLINTOCK (1955: 7) zum ersten Mal vergegenwärtigt und durch die Gleichungen 3 beschrieben wurde, wurde von den Autoren mit einer Korrektur für die Isotopenfraktionierung modifiziert. Mit dieser Korrektur schaut die Gleichung des Modells wie folgt aus:

$$r\text{CO}_2 = (N/2f_3) (k_O - k_H) - r\text{H}_2\text{O}_G (f_2 - f_1)/2f_3 \quad (4)$$

wobei G den Wasserverlust über den isotopischen Weg anzeigt, f_1 die Deuterium Fraktionierung zwischen dem Wasser und Wasserdampf ist, f_2 ist die ^{18}O Fraktionierung zwischen dem Wasser- und Wasserdampf, und f_3 ist die ^{18}O Fraktionierung zwischen Wasser und CO_2 .

Der Unterschied zwischen dem Deuterium und den ^{18}O Verdünnungsräumen zeigt das Bedürfnis nach einer weiteren Änderung des Modells an, in dem die einzelnen Körperwasserpoolgrößen, N durch individuelle Isotopverdünnungsräume D_O und D_H ersetzt werden. Mit dieser Modifizierung, nimmt die Gleichung, die das Modell beschreibt, folgende Form an:

$$r\text{CO}_2 = (1/2 f_3) (D_O k_O - D_H k_H) - r\text{H}_2\text{O}_G (f_2 - f_1)/2f_3 \quad (5)$$

Die Forscher des Dunn Nutrition Unit (1987: 45) näherten sich auf mathematischem Weg der Entwicklung des Modells, aber sie schlossen ähnliche Betrachtungen über die Isotopenfraktionierung und die Unterschiede bezüglich der Verdünnungsräume ein.

Obwohl sich die meisten Forscher über diese Punkte einig sind, wird diskutiert, welche Werte für die Schätzung der Isotopenpoolgröße und für die Rate des fraktionierten Wasserverlustes verwendet werden sollen.

Wie oben besprochen, bevorzugen die meisten Forscher den Gebrauch des Zwei-Pool-Modells für die zwei Isotope. Jedoch bevorzugen einige auch die individualisierte Annäherung und wiederum andere eine Gruppenannäherung. Unter den Letzteren wird angenommen dass sich die durchschnittlichen Werte zwischen 2-4 % unterscheiden.

Die Frage der Korrektur für isotopisch fraktionierten Wasserverlust wird seit langem diskutiert. In der ursprünglichen Arbeit von LIFSON (1983: 38) wurde angenommen, dass der fraktionierte Wasserverlust, der Rate des unmerklichen Wasserverlustes gleich kommt. Dieser ist ungefähr 50 %. NAGY (1980: 238) und NAGY & COSTA (1980: 238) demonstrierten jedoch, dass dies eine Überschätzung ist und haben sich dafür entschieden, die Fraktionierungskorrektur nicht einzuschließen. Neue Studien haben demonstriert, dass die Isotopenfraktionierungen bei lebenden Organismen (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 20)) wirklich vorkommt, aber die Menge an Wasser, welches Subjekt der Isotopenfraktionierung ist, wird noch diskutiert. Gemessene Werte des unmerklichen Wasserverlustes, in zwei Studien am Menschen, die dafür entworfen sind die doppelt markierte Wassermethode gültig zu machen, zeigen an, dass der unmerkliche Wasserverlust weniger als 50 % des spezifischen Wasserfluktuation, 25 % bei einem Erwachsenen (vgl. KLEIN et al. (1984: 38C)) und 16 % bei vier Säuglingen (vgl. ROBERTS & COWARD (1986: 44)) ist. Außerdem zeigen neue Beweise, dass nicht der ganze unmerkliche Wasserverlust isotopisch fraktioniert ist. Es stellte sich heraus, dass Schweißverlust (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 20)) fraktioniert ist. So ist die Schätzung von LIFSON von 50 % Wasserfluktuation für die meisten menschlichen Studien viel zu groß.

Es wird angenommen, dass eine physiologisch angemessene Schätzung des fraktionierten Wasserverlustes von den Isotopen Daten (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250)) berechnet werden kann. Beruhend auf den Annahmen das ausgeatmete Luft mit dem Wasserdampf von 37° C gesättigt ist und das ausgeatmete Luft durchschnittlich 3,5% CO₂ enthält, wird der Atemwasserdampfverlust anhand der unkorrigierten CO₂ Produktionsrate berechnet. (rechte Seite der Gleichung 5). Ähnlich kann das transkutane Wasser von der Körperfläche, die durchschnittliche Rate des Nichtschweißverlustes [0.18

g / (Minute x m²)] (vgl. KUNO (1956)) und die Kleidungsreduzierung, die bei 50 % in bedeckten Gebieten liegt, geschätzt werden. Alles zusammen, können diese Schätzungen mathematisch wie folgt ausgedrückt werden:

$$r_{H_2O_G} = 1.05 (D_{Ok_O} - D_{Hk_H}) \text{ für Erwachsene} \quad (6)$$

$$r_{H_2O_G} = 1.45 (D_{Ok_O} - D_{Hk_H}) \text{ für Säuglinge} \quad (7).$$

Die Gruppe am Dunn Nutrition Unit haben den Atemwasserverlust und andere Wege des Wasserdampfverlustes gemessen. Diese sind größtenteils transkutane Wasserverluste. Viele schließen jedoch die Verluste durch die Schweißdrüsen ein und haben herausgefunden, dass die geschätzten Verluste für den Atem etwas höher sind als die gemessenen Verluste und diejenigen für transkutane Wasserverluste etwas niedriger sind als gemessen. Die Summe der Schätzungen für die zwei Wege ist jedoch dem gemessenen Wert (unveröffentlichte Beobachtung) nahe. Diese Beobachtung stimmt mit Daten in der Literatur überein. Diese zeigen an, dass der Atem bei 37° C (vgl. HEY & KATZ (1969: 200)) nicht ungesättigt ist. Weil die Summe der zwei Wege dem gemessenen Wert nahe ist, wurden die Schätzungen in Gleichungen 6 und 7 beibehalten.

VALIDIERUNG

Die Gültigkeitserklärungen der doppelt markierten Wassermethode wurden bei 33 Testpersonen (Tabelle 25) durchgeführt.

Diese Gültigkeitserklärungen wurden entgegen respiratorischem Gasaustausch oder diätischer Nahrungsaufnahme, plus der Änderung in den Körperenergielagern, die anhand von Gesamtkörperwasser und Körpergewicht, berechnet. Die Energieverbrauchsmessung mit Hilfe des doppelt markierten Wasser wurde auf drei Weisen berechnet. Zuerst wurde der Energieverbrauch mit der original Gleichung von LIFSON (Gleichung 4) mit der Annahmen von $r_{H_2O_G} = 0,5r_{H_2O}$ und einem Fraktionierungsfaktoren für 25° C berechnet, wobei man heutzutage weiß, dass dies inkorrekt ist. Die zweite Art und Weise der Berechnung ist die Gleichung von LIFSON mit den durchschnittlichen Werten des

fraktionierten Wasserverlustes von 25 % für Erwachsene (vgl. KLEIN et al (1984: 38C)) und 16 % für Säuglinge (vgl. ROBERTS & COWARD (1986: 44)) und einem Isotopenfraktionierungsfaktoren für 37° C (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 250)). Die dritte Berechnung schließt die Korrektur für den Verdünnungsraum, beruhend auf der Messung des Sauerstoffverdünnungsraums ein und in der Annahme dass der Verdünnungsraum des Deuterium 1,03 mal der Sauerstoffverdünnungsraum ist, der geschätzte fraktionierte Wasserverlust in Gleichungen 6 und 7 und der Fraktionierungsfaktor für 37° C (vgl. SCHOELLER et al. (1986: 20)) im Durchschnitt beträgt.

Von diesen drei Methoden der Berechnung ist die dritte am genauesten. Sowohl die original Gleichung von LIFSON ($P < 0,01$) und die modifizierte Gleichung von LIFSON ($P < 0,01$) sind nicht ganz korrekt. Das zeigt sich darin, dass die originale Gleichung von LIFSON die Isotopen Fraktionierungskorrektur überschätzte, aber dass dieser Fehler beim Modell der einzelnen Pools teilweise ersetzt wurde. So ist es wichtig, sowohl die neueren Werte für die Isotopenfraktionierung als auch die Zwei-Pool-Korrektur zu vereinigen.

Subject	N ¹	k _O	k _H	Ref ²	Lifson		Modified Lifson		Equation 5		Citation
					m/d	% ³	m/d	% ³	m/d	% ³	
M17	2453	0.1033	0.0779	25.3	27.1	7.1	28.8	13.9	26.3	4.0	(51)
F25	1998	0.1273	0.1023	19.6	20.9	6.9	22.8	16.2	20.4	4.0	
F27	1726	0.1347	0.1098	19.5	17.8	-8.6	19.5	0.1	17.4	-11.0	
M27	2626	0.1322	0.1064	27.3	28.4	4.0	30.9	13.1	27.6	1.2	
M58	2520	0.0950	0.0726	21.7	24.4	12.4	26.0	20.0	23.7	9.2	
MK	2381	0.1292	0.1038	24.2	25.4	4.8	27.6	14.0	24.7	2.0	(37)
JD	2298	0.1048	0.0836	22.5	20.5	-8.7	22.3	-1.1	20.0	-11.2	
DM	2587	0.0985	0.0718	25.3	30.4	20.2	32.1	26.9	29.5	16.7	
AB	2059	0.0999	0.0758	20.9	21.5	2.9	22.9	9.7	20.9	0.0	
LC	2920	0.1127	0.0881	27.9	30.7	9.9	33.0	18.2	29.8	6.9	
DP	2309	0.0948	0.0707	23.6	24.3	3.0	25.8	9.2	23.6	0.0	
ID	2392	0.0954	0.0700	25.0	26.7	6.8	28.2	12.8	25.9	3.7	
NM	2592	0.0964	0.0717	27.4	28.0	2.2	29.7	8.3	27.2	-0.8	
ED	2664	0.1047	0.0806	28.3	27.6	-2.3	29.6	4.5	26.9	-5.1	
1	113.5	0.2739	0.2428	1.23	1.28	4.4	1.61	30.9	1.22	-0.9	(26)
2	144.7	0.2401	0.2039	1.84	2.08	12.8	2.43	31.9	1.96	6.5	
2b	161.9	0.2148	0.1800	2.25	2.27	1.0	2.62	16.4	2.14	-4.7	
3	144.9	0.2003	0.1721	1.53	1.59	4.0	1.89	23.3	1.50	-1.7	
4	111.2	0.1813	0.1557	1.16	1.11	-4.4	1.31	13.3	1.05	-9.6	
5	115.8	0.2336	0.2028	1.25	1.36	9.0	1.64	31.3	1.29	3.2	
6	86.4	0.2606	0.2271	0.98	1.10	12.0	1.33	35.7	1.04	6.0	
7	170.7	0.2416	0.2137	1.66	1.74	5.0	2.18	31.0	1.65	-0.4	
8	115.3	0.2551	0.2237	1.46	1.35	-7.3	1.66	13.7	1.28	-12.1	
9	134.3	0.2339	0.2021	1.51	1.65	9.0	1.97	30.4	1.56	3.1	
1	3210	0.0878	0.0632	32.6	34.9	7.1	36.8	12.7	33.9	4.0	(20)
2	1663	0.1165	0.0934	15.4	16.1	4.8	17.5	13.8	15.7	2.0	
3	2162	0.1041	0.0789	22.7	23.6	4.1	25.2	10.9	23.0	1.1	
4	2598	0.0959	0.0727	27.8	26.1	-6.0	27.8	0.2	25.4	-8.6	
1	1609	0.1328	0.1036	18.26	20.1	10.0	21.6	18.2	19.5	6.9	(53)
2	1445	0.1559	0.1260	16.86	18.0	7.0	19.7	16.7	17.6	4.2	
3	1796	0.1131	0.0933	15.43	14.6	-5.5	16.1	4.2	14.2	-7.9	
4	1474	0.1335	0.1000	19.64	21.5	9.6	22.9	16.4	20.9	6.5	
5	1277	0.1196	0.0939	13.36	14.0	4.6	15.1	12.7	13.6	1.7	
mean				15.3	16.9	4.3*	18.2	16.0*	16.4	0.6	
SD				11.1	11.4	6.6	12.1	10.2	11.1	6.3	

¹Total body water calculated from the oxygen dilution space divided by 1.01.
²Reference value from measured respiratory exchange or calculated from energy intake plus change in body energy stores.
³Percent error relative to reference value, $|(x - \text{ref})/x| \times 100$. *Significantly different from zero, $p < 0.01$.

Tabelle 21: Validierung der doubly labeled water Methode gegenüber der respiratorischen Gasanalyse

Subjects	Ref. method	Error $\pm$ SD	Calc. ¹	Citation
Adult	I/B ²	-0.4 $\pm$ 5.6	S	Schoeller and Van Santen, 1982 (20)
Adults, n = 4	RGE	1.9 $\pm$ 2.0	C	Coward and Prentice, 1985, (28)
Adult, n = 1	RGE	-4.6	L	Klein et al., 1984 (43)
Adults, n = 5	RGE ³	1.5 $\pm$ 7.6	S	Schoeller and Webb, 1984 (51)
Exercising adults, n = 2	RGE	-2.5 $\pm$ 4.9	L	Westerterp et al., 1984 (52)
Premature infants, n = 4	RGE	-1.4 $\pm$ 4.8	C	Roberts et al., 1986 (29)
Adults on TPN ⁴ n = 5	I/B	3.3 $\pm$ 5.9	S	Schoeller, Kushner and Jones 1986 (53)
Adults, n = 9	RGE	1.4 $\pm$ 7.7	S	Schoeller et al., 1986 (37)
Postsurgical infants, n = 9	RGE	-0.9 $\pm$ 6.2	S	Jones, et al., 1987 (41)
Adults, n = 5	RGE	-1.0 $\pm$ 7.0	S	Westerterp, Hamers and Brouns, in press (54)
Exercising adults, n = 8	RGE	-1.4 $\pm$ 4.8	S	Westerterp, Hamers and Brouns, in press (54)

¹Method of calculating the results, L = calculated per Lifson, Equations 3 and 4 (18), S = calculation per equations 5, 6 and 7 detailed herein, C = calculation as detailed by Roberts et al. (36).

²Reference CO₂ production from respiratory gas exchange.

³Reference CO₂ production calculated from intake plus change in body energy stores.

⁴Total parenteral nutrition.

Tabelle 22: Validierung der DLW Methode beim Menschen

Gültigkeitserklärungen der doppelt markierten Wassermethode beim Menschen und entgegen dem Atmungsgasaustausch sind jetzt von vier Laboratorien berichtet worden.

Zwei dieser Laboratorien haben die Zwei-Punkte-Methode verwendet, um die Isotopbeseitigungsraten zu bestimmen. Die anderen zwei Laboratorien, KLEIN et al. (1984:38C) in Houston und COWARD et al. (1984) in Cambridge, haben die Mehrpunktmethode verwendet.

Die Gültigkeitserklärungen in Tabelle 22 umfassen einen breiten Bereich von Testpersonen und Bedingungen. Die Testpersonen erstrecken sich von Erwachsenen (vgl. SCHOELLER et al (1986: 250)) Fröhsäuglingen ((vgl. ROBERTS & COWARD (1986: 44)) gesunde Personen die eine Diät durchführten (vgl. SCHOELLER et al (1986: 250)) bis hin zur klinischen Bevölkerung die parenterale Ernährung erhielt (vgl. SCHOELLER & WEBB (1984: 40)). Einige der Testpersonen trainierten bei sehr hohen Intensitäten mit täglichen Energieausgaben von mehr als 35 MJ/d (vgl. WETSERTERB et al. (1984: 5)), wohingegen die meisten anderen sitzend oder mäßig aktiv waren. Die Testpersonen waren in einem positiven Energiegleichgewicht (vgl. SCHOELLER & WEBB (1984:40)) oder in einem negativen Energiegleichgewicht um Gewicht zu verlieren (vgl. SCHOELLER & VAN SANTEN (1982: 53)). In all diesen Gültigkeitserklärungen scheint die Methode, ebenso genau zu sein.

ANWENDUNGEN

Nachdem die allgemeine Gültigkeit der doppelt markierten Wassermethode bei einer wirtschaftlichen Isotopendosis beim Menschen (ca. \$300.00) demonstriert wurde, haben Forscher begonnen, die Methode für Studien des menschlichen Energiemetabolismus anzuwenden. Das Ausmaß der Anwendungen ist schwer vorauszusagen, aber bis jetzt wurde die Methode verwendet um den genauen Energieverbrauch bei „frei lebenden“ Personen zu messen. Vorher verfügbare Methoden schränkend entweder zu sehr ein oder waren von der Kooperation und der Gedächtnisleistung der Person abhängig.

Eine Vielzahl von Forschern hat die Methode verwendet, um Adipositas zu studieren. PRENTICE et al. (1986: 292) berichteten über den gemessenen Gesamtenergieverbrauch bei fettleibigen und mageren Frauen und das der tägliche Energieverbrauch bei fettleibigen Frauen fast 30 % höher war als der Energieverbrauch bei mageren Frauen. Außerdem war der Energieverbrauch bei diesen fettleibigen Frauen vergleichbar mit dem der mageren Frauen, wenn dieser auf die Körperzusammensetzung und Größe gerechnet wurde. Es wurden auch die Energieaufnahmedaten durch ein selbstständig geführtes Tagebuch gesammelt. Die fettleibigen Frauen berichteten über eine fast identische Aufnahme wie die mageren Frauen, aber die Aufnahmen der fettleibigen Frauen waren nicht übereinstimmend mit dem höheren Verbrauch. Änderungen im Körpergewicht zeigten an, dass die niedrigen berichteten Aufnahmen wegen einer Kombination der Unterernährung und einem falschen Bericht waren. BANDINI et al. (1987: 45) berichteten, in einer ähnlichen Studie bei Jugendlichen, dass fettleibige Jugendliche größere tägliche Energieausgaben hatten als die magere Kontrollgruppe, aber dass die Ausgaben bezogen auf die Körperzusammensetzung und Größe ähnlich waren. Wieder wurde bemerkt, dass die selbstberichtete, gewohnheitsmäßige Aufnahme in Bezug auf die Energievoraussetzungen um 10 und 30 % bei mageren und fettleibigen Testpersonen unterschätzt wurde.

Die Mehrheit verwendet die doppelt markierte Wassermethode um die Energievoraussetzungen von gesunden Personen zu ermitteln. Viele dieser Studien haben Bevölkerungen getestet, bei denen die Energieaufnahme im Vergleich zur körperlichen Tätigkeit niedrig war. SHING et al. (1988) haben den Energieverbrauch bei gambischen Frauen gemessen und haben herausgefunden, dass der Energieverbrauch ungefähr 10 MJ/Tag betrug, was fast doppelt so viel ist wie es durch Aufzeichnungen ermittelt wurde. STEIN et al. (1987: 46) studierten guatemaltekeische Frauen und haben herausgefunden, dass der tägliche Energieverbrauch ungefähr 8 MJ/Tag war, und dies ebenfalls von den Schätzungen anhand von Aufzeichnungen abwich.

Zwei Gruppen haben die Methode bei sehr aktiven Testpersonen angewandt. WESTERTERP et al. (1986: 61), haben den Energieverbrauch bei männlichen

Radfahrern während der Tour de France gemessen. Der Energieverbrauch überschritt 35 MJ/Tag oder das Fünffache ihrer basal metabolischen Rate. HAGGARTY & McGAW (1988) berichteten, dass weibliche Ausdauerläufer fast 15 MJ/d oder ungefähr 2,8 mal ihrer basal metabolischen Rate verbrauchten.

3.4.3. Influence of body composition on physical activity validation studies using doubly labeled water

Louise C. Masse, Janet E. Fulton, Kathleen L. Watson, Matthew T. Mahar, Michael C. Meyers, and William W. Wong
J Appl Physiol 96: 1357–1364, 2004.

Körperliche Tätigkeit spielt im Verhindern von chronischen Krankheiten eine wichtige Rolle (vgl. BOUCHARD (2001: 6)). Der Einfluss von körperlichen Tätigkeiten auf die Gesundheit wird noch nicht völlig verstanden, und eine Bestimmung der Wirksamkeit von körperlichen Tätigkeiten ist schwer, es sei denn, es kommen Testmethoden zum Einsatz die die körperlichen Tätigkeiten messen können.

Wie man glaubt, ist die doppelt markierte Wasser (DLW) Methodik die genaueste Methode, um den Energieverbrauch unter „frei lebenden“ Bedingungen (vgl. MONTROYE et al. (1995)) zu bewerten. Unter kontrollierten Bedingungen werden für die DLW Messung, Messfehler innerhalb von 5 % (vgl. MONTROYE et al. (1995)) geschätzt, wohingegen sich individuelle von -38 bis +54 % (vgl. Speakman 1997) erstrecken können. Trotzdem wird die DLW Methode, um den Energieverbrauch in Gruppen zu bewerten, als genau betrachtet. Die DLW Methode wird als „goldener Standard“ angesehen, um die körperliche Tätigkeit zu messen, und um Aktivitätstagebücher und Beschleunigungsmesser zu validieren. Jedoch zeigten Studien, die Beschleunigungsmesser (vgl. BOUTEN et al. (1996: 81), EKELUND et al. (2000: 21), FOGELHOLM et al. (1998: 30), JOHNSON et al. (1998: 22), WESTERTERP & BOUTEN (1997: 36)) und Tagebücher (vgl. BRATTEBY et al. (1997: 51), CONWAY et al. (2002: 75), ROTHENBERG et al. (1998: 52)) mit Hilfe der DLW gültig machten, gemischte Ergebnisse. Korrelationen zwischen dem Gesamtenergieverbrauch (TEE), bestimmt durch die DLW und Messungen der körperlichen Tätigkeit erstreckten sich von -0,07 bis 0,93 für Beschleunigungsmesser und von 0,32 bis ~1,0 für Tagebücher. Außerdem meldeten zwei der Studien hinsichtlich der Tagebuch-Gültigkeitserklärung widersprechende Ergebnisse. Forscher bemerkten, dass eine positive Übereinstimmung mit dem TEE bestimmt durch die DLW Methode

vorhanden war, jedoch eine Übereinstimmung mit dem Energieverbrauch der körperlichen Tätigkeit (PAEE) durch die DLW Methode bestimmt, nicht zu finden war (vgl. CONWAY et al. (2002: 75), ROTHENBERG et al. (1998: 52)).

Um die Übereinstimmung von Messungen der körperlichen Tätigkeit mit dem DLW Energieverbrauch zu bewerten, gestalteten Forscher häufig die Daten um, die sie durch Beschleunigungsmesser oder Tagebücher erhielten, indem sie Messungen der Körpermasse oder der metabolischen Ruhe Rate (RMR) (vgl. BRATTEBY et al. (1997: 51), CONWAY et al. (2002: 55), CONWAY et al. (2002: 55), PHILIPPAERTS et al. (1999: 20), ROTHENBERG et al. (1998: 52), STATEN et al. (2001: 33)) verwendeten. Solche Transformationen können fälschlicher Weise die Übereinstimmung der körperlichen Tätigkeit mit dem DLW Energieverbrauch aufblasen, weil sie die starke Übereinstimmung zwischen dem TEE und der Körpermasse oder dem RMR (vgl. CARPENTER et al. (1995: 61)) widerspiegeln. Zum Beispiel, führen Forscher normalerweise eine mathematische Transformation der Daten eines Tagesbuchs mit Hilfe der Körpermasse durch, um diese in Kilokalorien umzuwandeln (z.B. MET/min multipliziert mit der Körpermasse/60kg, wobei 1 MET der Betrag der Energie ist, der in Ruhe benötigt wird) (vgl. CONWAY et al. 2002: 55, 2002: 75). Mit dieser Transformation wird der beim Tagebuch erhalten Energieverbrauch eine Funktion der Körpermasse und deshalb wird erwartet, dass dieser dem DLW Energieverbrauch entspricht, weil die Körpermasse fast die Hälfte der Gesamtabweichung im Energieverbrauch erklärt (vgl. CARPENTER et al. (1995: 61)). Wenn Forscher eine Körpermassentransformation verwenden, kann der Umfang der Übereinstimmung größtenteils durch die Körpermasse entstehen. Bis heute haben Forscher nicht untersucht, wie die Körpermassentransformationen die DLW Gültigkeitserklärungskoeffizienten beeinflussen.

Der Hauptzweck dieser Analyse war, bei einer Probe von Frauen im Alter von 40 und älter, den Einfluss der Körperzusammensetzung [Körpermasse und Fettfreiemasse (FFM)] auf die Übereinstimmung zwischen den zwei Messungen der körperlichen Tätigkeit (Tagebuch und Beschleunigungsmesser) und dem DLW Energieverbrauch zu bestimmen. Spezifisch wurden zwei Annäherungen verwendet, um das Ausmaß zu bestimmen:

- 1) die mathematische Transformation der körperlichen Tätigkeit und
- 2) statistische Verfahren (multiple Regression, teilweise Korrelationen, und allometrische Skalierung), um zu bestimmen, wie viel der Abweichung im DLW Energieverbrauch durch die Messung der körperlichen Tätigkeit erklärt wird. Außerdem wurde das Ausmaß, wie sehr die Körpermasse die Übereinstimmung zwischen körperlicher Tätigkeit und DLW Energieverbrauch beeinflusste, mit Hilfe der Vergleichsanalyse bewertet.

METHODEN

Teilnehmer

Die Studienteilnehmer waren Afroamerikanische und Hispanoamerikanische Frauen, die für die Studie Women On The Move (WOTM) rekrutiert wurden. WOTM war eine fünf Jahre Studie um Fragebogen zu entwickeln und gültig zu machen, die die körperliche Tätigkeit bei Frauen im Alter zwischen 40-70 Jahren misst. Frauen, die in größeren Gebieten wie Houston, Texas wohnten, waren an der Teilnahme für die Studie berechtigt, wenn sie

- 1) im Alter von 40-70 Jahren waren,
- 2) Afroamerikanischer oder Hispanoamerikaner Herkunft waren,
- 3) keine gesundheitlichen Einschränkungen hatten, die sie davon abhalten würden, physisch aktiv zu sein,
- 4) nicht schwanger waren oder planten schwanger zu werden,
- 5) nicht in den nächsten Jahren wegziehen wollten,
- 6) Englisch oder Spanisch lesen und schreiben konnten und
- 7) fähig war ein eintägiges Tagebuch der körperlichen Tätigkeit per Post zurück zu senden.

Von 656 Frauen, die Interesse an der Teilnahme bei der WOTM Studie zeigten, wurden 260 in die Studie aufgenommen. Die Teilnehmer bestanden aus 50% Afroamerikaner und 50% Hispanoamerikaner (überwiegend mexikanische Amerikaner). Die Frauen wurden durch die Medien (Print, Fernsehen, und Radio), Präsentationen, und angeschlagene Flyer rekrutiert. Die Einberufung, die

Abschirmung, und das Retentionsprotokoll werden anderswo beschrieben (vgl. ESCOBAR-CHAVES et al. (2002: 12)). Die Daten wurden vom August 1997 bis Juni 1999 gesammelt.

Studienprotokoll

Die Billigung für die Studie wurde beim Institutionsrezensionsausschuss, für den Schutz von menschlichen Testpersonen, an der Universität des Texas-Houstons, Gesundheitswissenschaftszentrums, und den Zentren für die Krankheitskontrolle und Verhinderung erhalten. In dieser Studie berichtete Daten wurden während der ersten 2 Wochen gesammelt. Studienteilnehmer wurden am Anfang, während die demografische Information gesammelt wurden, telefonisch und persönlich abgeschirmt. Um den Energieverbrauch zu schätzen, wurde den Teilnehmern eine Dosis von DLW am ersten Tag des Protokolls gegeben, und sieben Urinproben wurden von jedem Teilnehmer während der nächsten 14 Tage gesammelt. Um körperliche Tätigkeit zu kontrollieren, wurden die Teilnehmer gebeten, einen Beschleunigungsmesser zu tragen und ein Tagebuch der körperlichen Tätigkeit über 7 Tagen während der Woche 2 des Protokolls (vgl. MASSE et al. (2002: 6)) zu führen. RMR Daten wurden gesammelt, nachdem das 14-tägige DLW Protokoll beendet wurde. Die Teilnehmer wurden für ihre Teilnahme an der Studie entschädigt.

DLW-Energieverbrauch

Der TEE wurde über die 14-tägige Studienperiode unter „frei lebenden“ Bedingungen und durch den Gebrauch von DLW (vgl. LIFSON (1966: 12)) geschätzt. Nach der Abgabe einer Grund - Urinprobe nahm jeder Teilnehmer eine bekannte Menge ^{18}O und ^2H auf (^{18}O aufgenommen als $\text{H}_2\ ^{18}\text{O}$, 100 mg/kg der Körpermasse und ^2H aufgenommen als $^2\text{H}_2\text{O}$, 100 mg/kg der Körpermasse; Isotec, Miamisburg, OH). Der $^2\text{H}_2^{18}\text{O}$ Behälter wurde dreimal mit 20 ml Trinkwasser gefüllt, und der Teilnehmer nahm alle drei Füllungen auf. Die Grund - Urinprobe und sieben nachfolgende Urinproben wurden in den Tagen 1, 3, 5, 7, 10, 12, und 14 des Protokolls gesammelt. Teilnehmer wurden beauftragt, die erste tägliche Leerung des Urins nicht zu sammeln. Die Grund - Urinproben und die

Proben an den Tagen 7 und 14 wurden in Gegenwart vom Forschungspersonal gesammelt, welches das Datum und die Zeit der Probe registrierten. Die anderen Proben wurden durch die Teilnehmer, selbst gesammelt. Um die Proben zu transportieren, wurde den Teilnehmern ein kleiner Kühler gegeben. Alle Urinproben wurden in aliquote Röhrchen gefüllt und eingefroren.

Die Grund- und Post – Urinprobenbereicherung wurde für das Deuterium und das ^{18}O Isotop durch den Gas- Isotop-Verhältnisses Massenspektrometer (vgl. WONG et al. (1988: 47)) analysiert. Für die Wasserstoffisotopen-Verhältnis-Messung wurden 10 μl des Urins ohne weitere Behandlung auf Wasserstoffgas mit 200 mg Zink Reagenz bei 500°C über einen Zeitraum von 30 Minuten reduziert (vgl. WONG et al. (1988: 47)). Das ^2H zu ^1H Isotopenverhältnis wurde mit einem Finnigan Delta-E Gas-Isotopen Verhältnis-Massenspektrometer (Finnigan MATTE, San Jose, CA) gemessen. Für die O_2 Isotopenverhältnismessung wurden 100 μl des Urins mit 300 mbar CO_2 mit einem bekannten ^{18}O Inhalt bei 25°C für 10 Stunden mit Hilfe eines VG ISOPREP 18 Wasser- CO_2 -Äquilibrationssystem ins Gleichgewicht gebracht (VG Isogas, Cheshire, England). Am Ende wurden das ^{18}O zu ^{16}O Isotop-Verhältnis des CO_2 mit einem VG SIRA-12 Gasisotope-Verhältnis-Massenspektrometer (VG Isogas, Limited, Cheshire, England) gemessen. Die fraktionierten Umsatzraten für jedes Isotop und ihre Verdünnungsräume wurden geschätzt und verwendet, um die CO_2 Ausatemungsrate ($r\text{CO}_2$) zu schätzen. Schließlich wurde der $r\text{CO}_2$ in den TEE durch den Gebrauch der WEIR-Gleichung (1949: 109), wie folgt umgewandelt:

$$\text{TEE (kcal/Tag)} = 22.4 \times (1.106 \times r\text{CO}_2 + 3.941 \times r\text{O}_2) - 2.17 \times \text{U}_\text{N}$$

wobei $r\text{O}_2$ (O_2 Verbrauchsrate) vom Nahrungsmittelquotienten (FQ) berechnet wurde, der wiederum von der Nahrungsmittelaufnahme, die als $r\text{O}_2 = r\text{CO}_2/\text{FQ}$ und U_N als die 24 Stunden Harnstickstoff-Ausscheidung (in g) berechnet wurde.

Die Mehrpunktberechnungsmethode wurde verwendet, um den Isotopenzerfall bei mehr als 7 Tage und 14 Tage zu schätzen. Der TEE für die Woche 2 (verwendet für die Analysen in dieser Studie) wurde erhalten, indem die 14-tägige Schätzung von der 7-tägigen Schätzung abgezogen wurde. PAEE wurde anhand der TEE

Gleichung, der thermischen Wirkung des Essens (TEF) und des RMR's geschätzt, wobei der TEF ca. bei 10 % des TEE geschätzt wurde.

RMR

Am Morgen der RMR Prüfung erreichten die Teilnehmer das Laboratorium zwischen 6 und 8 Uhr und haben davor für 12 Stunden gefastet. Die Teilnehmer wurden gebeten, ihre Tätigkeiten für 40 Stunden vor der Überprüfung zu minimieren. Außerdem wurden die Teilnehmer mit der Ausrüstung und der Laborumgebung vertraut gemacht. Jeder Teilnehmer (es wurde lediglich ein Krankenhaus Nachthemd getragen) wurde gewogen. Nachdem die Teilnehmer eine 20-minütigen Ruhephase, in einer nachlässigen Position eingenommen hatten, wurde der expiratorische Gasaustausch durch eine indirekte Kalorimetrie über einen Zeitraum von 40 Minuten gesammelt. Es wurde ein SensorMedics Vmax 229 ventilated open hood System (SensorMedics, Yorba Linda, CA) verwendet. Die O_2 Schwankung von 25 ml/min wurde verwendet, um zu bestimmen, ob die Sammlung erfolgreich (vgl. TURLEY et al. (1993: 58)) war. Jeder Teilnehmer wurde regelmäßig kontrolliert, um sicherzustellen, dass sie wach blieben. Die Datenerfassung fand in einer wärmeregulierten Umgebung statt.

ACCELEROMETER

Der Beschleunigungsmesser CSA (model 7164 WAM, Computer Science and Applications, Shalimar, FL), wurde verwendet, um körperliche Tätigkeit zu schätzen. Dieses kleine, einachsige Gerät (Dimensionen: 5,1 x 4,9 x 1,6 cm; Gewicht 39,8 g) wurde spezifisch dafür entworfen, menschliche Bewegung zu bewerten, weil es Beschleunigung im Intervall von 0,05 bis 2,0 G aufzeichnet (wobei G, die Konstante der Schwerkraft, $9,825 \text{ m/s}^2$ ist). Es unterdrückt hohe Beschleunigungen in den Bereichen von 0,25 bis 2,5 Hz, um nichtmenschliche Bewegung, wie Kraftfahrzeugbeschleunigung (Computer Science and Applications, 1995) zu beseitigen. Tätigkeitszählungen wurden mit den Beschleunigungsmesser durchgeführt, der so programmiert wurde, dass Tätigkeitszählungen in einmütigen Intervallen aufgezeichnet wurden. Das

Kriterium für mäßige körperliche Tätigkeit waren 3 METs, geschätzt als 1,952 Zählungen/Minute (vgl. FREESON et al. (1998: 30)). Ein MET kommt dem, O₂ Auffassungsvermögen hinsichtlich der Gesamtkörpermasse gleich, und beträgt 3,5 ml O₂ pro Kilogramm der Körpermasse pro Minute oder ungefähr 1 kcal/min für eine Person, die 60 kg wiegt. Auch während der zweiten Woche der DLW Untersuchung trugen die Teilnehmer den Beschleunigungsmesser, auf der rechten Hüfte unter ihrer Kleidung, um überflüssige Bewegung zu minimieren. Teilnehmer wurden beauftragt, den Beschleunigungsmesser für 7 Tage zu tragen, außer, wenn Sie schliefen oder in Kontakt mit Wasser kamen (badeten usw.).

Aktivitäten Tagebuch

Jeder Teilnehmer führte während der zweiten Woche der Studie, über einen Zeitraum von 7 Tagen, ein Tagebuch der körperlichen Tätigkeiten, und registrierte Tätigkeiten die ≥ 10 Minuten dauerten. Die Teilnehmer wurden beauftragt, fünf Eigenschaften der von ihnen getätigten Aktivitäten zu registrieren:

- 1) Typ (Beruf, Sport und Übung, Gehen, Haus/Hof, Inaktivität, persönliche Pflege, Freizeit / Unterhaltung, Transport, oder verschiedenes)
- 1) kurze Beschreibung
- 2) geschätzte Intensität (niedrig, mittel, oder hoch)
- 3) Position (Liegen/Ruhe, Sitzen, Stehen, oder Bewegen)
- 4) Dauer (Minute)

Wenn die Tätigkeit das Gehen einschloss, registrierte der Teilnehmer die Schrittfrequenz (langsame Schritte, mittlere Schritt, lebhaftes Gehen oder Stufen steigen). Wenn die Tätigkeit das Tragen oder Heben einer Last einschloss, wurde das geschätzte getragene Gewicht registriert. Außerdem, wurde aufgelistet ob die Teilnehme den Beschleunigungsmesser bei dieser Tätigkeit trugen. Eine Instruktionen und ein Beispiel wurden gegeben, um die richtige Eintragung in das Tagebuch zu gewährleisten. Das Aktivitäten Tagebuch und die Instruktionen werden anderswo beschrieben (vgl. EASON et al. (2002: 34)). Nachdem jeder Teilnehmer das Tagebuch zurückgegeben hatte, prüfte ein Interviewer das Tagebuch gemeinsam mit dem Teilnehmer, um manche Einträge zu klären. Die

Tagebucheinträge wurden mit einem Standard Register für körperliche Tätigkeiten codiert (vgl. AINSWORTH et al. (2000: 32)), um die MET Werte für die im Tagebuch angeführten Tätigkeiten zu bestimmen. Die Tagebücher wurden von zwei Beobachtern codiert und von einem dritten Beobachter kontrolliert. Das Codierprotokoll wird anderswo (vgl. MASSE et al. (2002: 6)) beschrieben. Die Messeinheit für das Tagebuch war das metabolische Äquivalent (MET)/min und wurde geschätzt, indem die Tätigkeitsdauer mit dem MET Wert der Tätigkeit multipliziert wurde.

Anthropometrischer Index

Die anthropometrische Messung der Teilnehmer wurde am ersten Tag durchgeführt. Zwei Messungen der Körpermasse und der Körpergröße wurden ohne Schuhe, mit Hilfe einer Seca alpha-digital Skala (QuickMedical, Snoqualmie, WA) und einem tragbaren Accustat stadiometer (Genentech, San Francisco, CA), der monatlich kalibriert wurden, durchgeführt. Der Body Mass Index (BMI) wurde berechnet. Alle Messungen wurden von geschultem Personal vorgenommen, die ein standardisiertes anthropometrisches Protokoll (vgl. LOHMAN et al. (1996)) verwenden. Der Mittelwert der zwei Messungen wurde für die Analysen verwendet. Außerdem wurde die fettfreie Masse (FFM) vom Isotopverdünnungsraum ^{18}O mit Hilfe der unveränderlichen Hydratationskonstante, die 0,725 beträgt, berechnet (vgl. VAN RAAIJ et al. (1988: 48)). Körperfett wurde als der Unterschied zwischen Körpermasse und FFM berechnet.

STATISTISCHE ANALYSE

Alle Daten wurden mit dem statistischen Softwarepaket SPSS (10.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL) analysiert. Mittel und Standardabweichungen wurden für fortlaufende Daten geschätzt, und die Häufigkeitsverteilung wurde für kategorische Daten ermittelt. Zwei Annäherungen (mathematische Transformationen und statistische Verfahren) wurden verwendet, um das Ausmaß zu bestimmen, in dem die Körperzusammensetzung (Körpermasse und FFM) die Verbindung zwischen

den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit (Beschleunigungsmesser und Tagebuch) und den DLW Energieverbrauch beeinflusst.

Mathematische Transformationen

Tätigkeitszählungen vom Accelerometer und MET/min vom Tagebuch wurden für die Körpermasse angepasst, indem ein Anpassungsfaktor verwendet wurde: Körpermasse (kg) geteilt durch das Standardgewicht (60 Kg) (vgl. CONWAY et al. (2002: 55)). Außerdem wurden Transformationen durchgeführt, um Accelerometerzählungen und Tagebuch MET/min für die FFM anzupassen [FFM geteilt durch Standard FFM (Kg); für die Standard FFM wird in der Literatur ein Wert von 43,2 kg angeführt, um der normale FFM Wert für eine 60 kg Frau zu sein] (vgl. BLACK et al. (1996: 50)). Die Körpermassentransformation wandelt die MET/min der körperlichen Tätigkeit des Tagebuchs in Kilokalorien pro Tag um, der zur Messeinheit der DLW gleichwertig ist. Die Pearson Korrelation wurde verwendet, um die Verbindung zwischen den Messungen der körperlichen Tätigkeit und dem Energieverbrauch durch die DLW (TEE und PAEE) zu bewerten.

Statistische Verfahren

Multiple Regressionen, die teilweise Korrelation, und allometrische Verfahren wurden verwendet, um den Einfluss der Körperzusammensetzung (Körpermasse und FFM) auf die Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und dem DLW Energieverbrauch zu bewerten. Multiple Regressionen wurden verwendet, um den Betrag der Abweichung zu bestimmen, die als Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit begründet wird, nachdem der Effekt der Körpermasse oder FFM entfernt wurde. Weil die Körpermasse und die FFM sowohl mit den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit als auch mit dem DLW Energieverbrauch aufeinander bezogen werden können, wurden die teilweise Korrelationen geschätzt, um die Verbindung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und DLW zu bestimmen. Weil die Wirkung der Körpermasse und FFM nicht geradlinig sein kann (d. h. die Wirkung kann zunehmen, weil Leute mehr körperliche Tätigkeit durchführen) (vgl. PRENTICE et al. (1996: 20)), wurden allometrische Verfahren verwendet, um den Einfluss der Körperzusammensetzung zu entfernen. Sobald die Wirkung der Körpermasse oder FFM entfernt wurde, wurde die Korrelation von Pearson verwendet, um die Verbindung zwischen den zwei Maßnahmen der

körperlichen Tätigkeit und dem DLW Energieverbrauch zu bewerten. Eine einfache geradlinige Regression wurde bei den umgestalteten Variablen verwendet, um die allometrischen skalierten Exponenten abzuleiten (vgl. WINTER (1992: 4)).

Die Analyse des Methodenvergleichs (vgl. BLAND & ALTMAN (1986: 1)) wurde verwendet, um das Ausmaß zu erforschen, in dem die Körpermasse die Übereinstimmung der DLW Schätzungen beeinflusst. Die Übereinstimmung wurde nur mit der durch die Körpermasse regulierten Tagebuchmethode bewertet, weil diese Methode und die Transformation die Daten in eine metrische Entsprechung zur DLW Methodik umwandelte (eine Voraussetzung für dieses Verfahren). Bland-Altman Entwürfe wurden erzeugt, um die Übereinstimmung zwischen der Tagebuchmethode reguliert für die Körpermasse und dem TEE zu bewerten, und die Grenzen der Übereinstimmung wurden an 2 Standardabweichungen, unter und über Null geplant. Um die Teile der Übereinstimmung des Tagebuches und der Körpermasse zu isolieren, wurden die folgenden Verfahren durchgeführt:

- 1) eine zufällige Normalabweichung mit seiner Mittel- und Standardabweichung gleich dem Tätigkeitstagebuch wurden erzeugt
- 2) die zufällige Normalabweichung wurde mit der Körpermasse multipliziert
- 3) der Unterschied zwischen der zufälligen Normalabweichung reguliert durch die Körpermasse und TEE wurde bewertet, und
- 4) die Übereinstimmung zwischen der Tagebuchmethode reguliert durch die Körpermasse und dem TEE im Vergleich zur Übereinstimmung zwischen der zufälligen Normalabweichung reguliert durch die Körpermasse und des TEE.

Die zufällig erzeugten Daten unterstützen die Methodik, um die Wirkung der Körpermasse auf die Übereinstimmung zu isolieren, sowie einen Bezugspunkt, um die Bland-Altman Entwürfe zu interpretieren.

In Anbetracht dessen, dass der Korrelationskoeffizient durch die Beispielgröße (vgl. COHEN (1988)) beeinflusst wird, wurden teilweise und vielfache Korrelationen $>0,30$ als bedeutungsvoll betrachtet. Außerdem wurde eine

zusätzliche Verbesserung von 5 % in r^2 , für die Analysen der vielfachen Korrelation, als bedeutungsvoll betrachtet.

ERGEBNISSE

Von den 260 Frauen, die an dieser Studie teilnahmen, wurden die Ergebnisse von 136 Frauen für die Analysen herangezogen. Die restlichen Frauen wurden ausgeschlossen, weil Daten vermisst wurden, oder weil die Ergebnisse der DLW ($n = 34$), RMR ($n = 32$), Beschleunigungsmesser oder Tagebuchdaten ($n = 58$) ungültig waren. Nachdem die Studie begann, wurde eine ergänzende Finanzierung, um die RMR Daten zu sammeln, erhalten. Aus diesem Grund erklärten sich mehrere Frauen nicht bereit, diesen Studienbestandteil zu vollenden, der auf ein größeres Verhältnis von fehlenden Daten ($n = 32$) für den RMR hinauslief. Beschreibende Eigenschaften der Teilnehmer werden in Tabelle 23 gezeigt.

Von den 136 Teilnehmern waren 56 % Hispanoamerikaner und 44 % Afrikaner. Das durchschnittliche Alter der Frauen betrug 49,7 Jahre (Standardabweichung = 7,3 Jahre). Insgesamt hatten 28,1 % der Frauen die Universität absolviert. Der größte Teil der Frauen (43,0 %) hatte ein Haushaltseinkommen von 25000 \$, und die meisten Frauen wurden außerhalb des Hauses (70,6 %) angestellt. Die Probe schloss einen breiten Bereich von BMI und FFM ein. Gemäß den National Institutes of Health's clinical guidelines, wurden die Frauen mit einem BMI $29,9 \text{ kg/m}^2$ als durchschnittlich fettleibig definiert (vgl. National Institutes of Health, National Heart Lung, and National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (1998)). Mit Ausnahme von der Rasse/Volkszugehörigkeit unterscheiden sich die beschreibenden Eigenschaften der 136 in dieser Studie analysierten Frauen statistisch nicht von den 260 in der WOTM - Studie.

RMR, Energieverbrauch von DLW und Tagebuch-Daten, und Tätigkeitszählungen vom Beschleunigungsmesser werden in Tabelle 24 präsentiert.

	Mean	Standard Deviation	Minimum	Maximum
RMR, kcal/day	1,371	233	982	2,136
DLW				
TEE, kcal/day	2,306	455	1,512	3,751
PAEE, kcal/day	705	323	104	1,573
PAEE ratio (TEE/RMR)	1.7	0.3	1.2	2.5
Accelerometer, counts/day	275,110	82,428	83,103	532,080
Diary				
PAEE, kcals/day	852	162	477	1,404

n = 136 subjects. RMR, resting metabolic rate; TEE, total energy expenditure; PAEE, physical activity energy expenditure; DLW, doubly labeled water; MET-min, metabolic equivalent.

Tabelle 24: RMR, TEE und PAEE abgeleitet von der DLW, MET/min vom Tagebuch und Accelerometer Schrittzahl

Durchschnittlich verbrauchten die Frauen 2306 kcal/Tag, 1371 kcal/Tag (59,4 %) werden dem RMR und 705 kcal/Tag (30,6 %) werden dem PAEE zugeschrieben. Durchschnittliche Schätzungen des PAEE vom Tagebuch waren um 150 kcal/Tag höher, als die durchschnittlichen Schätzungen der DLW. Das PAEE Verhältnis (TEE / RMR) zeigte an, dass die Frauen, durchschnittliche körperliche Tätigkeiten leisteten (durchschnittliche PAEE Verhältnis = 1,7). Die PAEE Verhältnisse, die sich von 1,2 bis 2,5 erstreckten, zeigten an, dass die Frauen das Niveau der körperlichen Tätigkeit geändert hatten (1,4 – 1,5 steht für mäßige körperliche Tätigkeit und 2,0 – 2,4 für hohe körperliche Tätigkeiten) (vgl. BLACK et al. (1996: 50)).

Mathematische Transformationen

Die Effekte, der mathematischen Transformation der Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit, um sie mit den Maßnahmen des DLW Energieverbrauch zu vergleichen, werden in Tabelle 25 präsentiert.

Mathematical Transformation	DLW	
	TEE	PAEE
None		
Accelerometer, counts/day	0.183	0.208
Diary, MET-min/day	0.049	0.091
BM, kg		
Accelerometer, counts $\times$ BM/60 $\times$ days	0.506	0.300
Diary, kcal/day	0.500	0.225
FFM, kg		
Accelerometer, counts $\times$ FFM/43.2 $\times$ days	0.474	0.330
Diary, MET-min $\times$ FFM/43.2 $\times$ days	0.493	0.279

Tabelle 25: Pearson Korrelation der DLW, Accelerometer Schrittzahl, MET/min des Tagebuchs und der mathematischen Transformation

Sowohl für das Tagebuch als auch für die Beschleunigungsmesserdaten waren nicht umgestaltete Übereinstimmungen mit dem DLW Energieverbrauch $<0,30$ (erstrecken sich von 0,049 bis 0,208). Diese Übereinstimmungen waren niedriger als die Übereinstimmungen zwischen dem Tagebuch und Beschleunigungsmesser ($r = 0,43$). Als die Daten mathematisch umgestaltet wurden, um für die Körpermasse oder FFM zu berichten, nahmen die Übereinstimmungen mit dem TEE zu (erstrecken sich von 0,474 bis 0,506). Die Übereinstimmung mit PAEE nahmen auch zu, aber die Zunahme war kleiner als beim TEE (erstrecken sich von 0,225 bis 0,330). Obwohl die Tagebuchübereinstimmungen mit den PAEE zunahmen, waren sie beide $<0,30$.

Statistische Verfahren

Verbindungen, welche die multiple Korrelationen, teilweise Korrelationen, oder allometrische Skalierung verwenden, um den Einfluss der Körpermasse oder der FFM aufzuzeigen, werden in Tabelle 26 und 27 präsentiert.

Model Variables	TEE			PAEE		
	<i>r</i>	<i>r</i> ²	% Incremental <i>r</i> ²	<i>r</i>	<i>r</i> ²	% Incremental <i>r</i> ²
BM	0.583	0.340	BM, kg	0.208	0.043	
BM + accelerometer	0.621	0.386		0.303	0.092	4.9%
BM + diary	0.598	0.358		0.241	0.058	1.5%
FFM	0.649	0.421	FFM, kg	0.299	0.089	
FFM + accelerometer	0.663	0.440		0.353	0.125	3.6%
FFM + diary	0.660	0.436		0.324	0.105	1.6%

Tabelle 26: Mutiple Korrelation angepasst an den Effekt der Körpermasse und Fettfreienmasse

		DLW	
Statistical Method and Adjustment	Activity Measure	TEE	PAEE
Partial correlations			
BM, kg	Accelerometer	0.263	0.225
	Diary	0.124	0.124
FFM, kg	Accelerometer	0.179	0.196
	Diary	0.161	0.161
Allometric scaling			
BM, kg	Accelerometer	0.269	0.228
	Diary	0.169	0.131
FFM, kg	Accelerometer	0.175	0.185
	Diary	0.169	0.136

The weight exponent for TEE was 0.509 (standard deviation = 0.066) and for PAEE was 0.440 (standard deviation = 0.226) and accounted for 30.7% and 2.7% of the variance, respectively. The FFM exponent for TEE was 0.741 (standard deviation = 0.079) and for PAEE was 0.827 (standard deviation = 0.285) and accounted for 39.8% and 5.9% of the variance, respectively.

Tabelle 27: Zusammenhang der körperlichen Aktivitätsmessung mit TEE und PAEE abgeleitet von der DLW Methode unter Verwendung der teilweisen Korrelation um den Effekt der BM und FFM anzupassen

Im Allgemeinen war bei der multiplen Korrelation der TEE höher als der PAEE (siehe Tabelle 26). Das Model der multiplen Korrelation, welches die Körpermasse oder FFM mit der körperlichen Tätigkeit vereinigten, erklärt 36 bis 44 % der Varianz im TEE und 6 bis 13 % der Varianz in PAEE. Die Ergebnisse zeigten an, dass die multiple Korrelation bei der FFM höher war, als bei der Körpermasse. Die zusätzlichen Zunahmen in r^2 waren bei beiden Instrumenten kleiner als 5 %. Die Zunahme von r^2 für den durch die Körpermasse regulierten Beschleunigungsmesser war an die 5 %. Somit lässt sich die bedeutungsvolle Abweichung im TEE und PAEE durch die Beschleunigungsmesser-Daten erklären.

Die partialen Korrelationen zwischen körperlicher Tätigkeit, dem TEE und PAEE werden in Tabelle 27 gezeigt. Alle partialen Korrelationen waren klein ($<0,30$) und zeigten, dass, sobald die Wirkung der Körpermasse oder FFM in betracht gezogen wurde, die Beschleunigungsmesser- und die Tagebuchdaten nicht in bedeutungsvoller Korrelation zum TEE oder PAEE stehen. Die Korrelationen ermittelt durch die allometrische Skalierung, waren $<0,30$. Die größte Korrelation bestand zwischen dem TEE (in Bezug zur Körpermasse) und dem

Beschleunigungsmesser (0,27). Die allometrischen Skalierungskorrelationen waren ähnlich wie die partialen Korrelationen.

Die Ergebnisse der Methodenanalyse zeigen eine Übereinstimmung zwischen dem Tagebuch und der DLW und zwischen der Normalabweichung und DLW für nicht transformierte Daten und Körpermasse transformierten Daten (Tabelle 28).

Measure	Mathematical Transformation	Difference*	%Difference†	Multiple Regression, r^2
Diary	None	148 ± 476	10 ± 21	0.002
Diary	BM	369 ± 399	19 ± 19	0.250
Random normal deviate	None	130 ± 479	10 ± 22	0.002
Random normal deviate	BM	349 ± 419	18 ± 21	0.212

Values are means ± SD. *Difference between measure and DLW. A positive value indicates that the measure overestimated DLW energy expenditure. †Percent difference between the measure and DLW (measure – DLW)/DLW. A positive value indicates that the measure overestimated the DLW energy expenditure.

Tabelle 28: Übereinstimmung zwischen dem Tagebuch und DLW TEE und zwischen „normalen“ und mathematisch transformierten Daten

Weil keine Übereinstimmung mit PAEE beobachtet wurde, wird die Übereinstimmung nur für TEE angenommen. Das Tagebuch überschätzte den TEE um 10 % ohne Körpermassenanpassung und um 19 % mit der Körpermassenanpassung. Die Abweichungen im TEE waren höher, wenn die Daten der Körpermasse (25% gegen 0,2 %) mathematisch umgestaltet wurden. Der Gebrauch einer zufälligen Normalabweichung zeigt, dass die Übereinstimmung und der Prozentsatz des TEE ähnlich waren wie die Ergebnisse vom Tagebuch sowohl für nicht transformierte als auch für transformierte Daten. Die Tagebuchdaten, mathematisch umgestaltet für die Körpermasse, waren für 25 % der Gesamtabweichung im TEE; und für die zufällige Normalabweichung für 21 % der Abweichung im TEE verantwortlich.

Das Bland-Altman Diagramm für die mathematisch transformierten Daten (Abbildung 25 und 26) zeigt den Unterschied zwischen den Tagebuchdaten (umgestaltet für die Körpermasse) und TEE und zwischen der zufälligen Normalabweichung (umgestaltet für die Körpermasse) und TEE.

Die Abbildung zeigt, dass die Grundmuster der Übereinstimmung mit dem TEE sowohl für die zufällige Normalabweichung als auch für die Tagebuch-Daten der körperlichen Tätigkeit, gelten (d. h. die Übereinstimmungen waren dieselben).

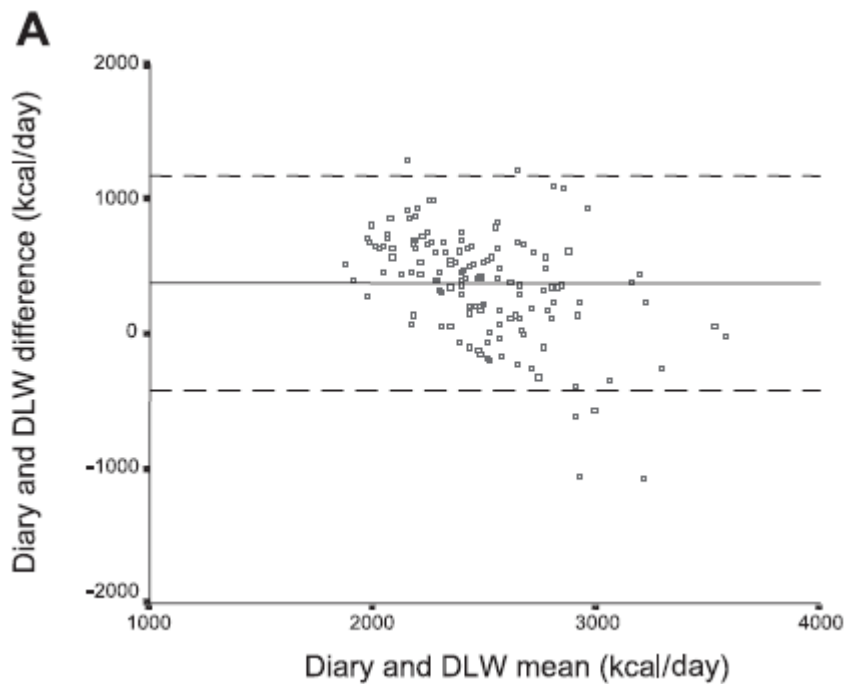


Abbildung 25: Bland-Altman Diagramm das den Unterschied zwischen Tagebuch (transformiert hinsichtlich der BM) und DLW TEE hinsichtlich den Durchschnitt

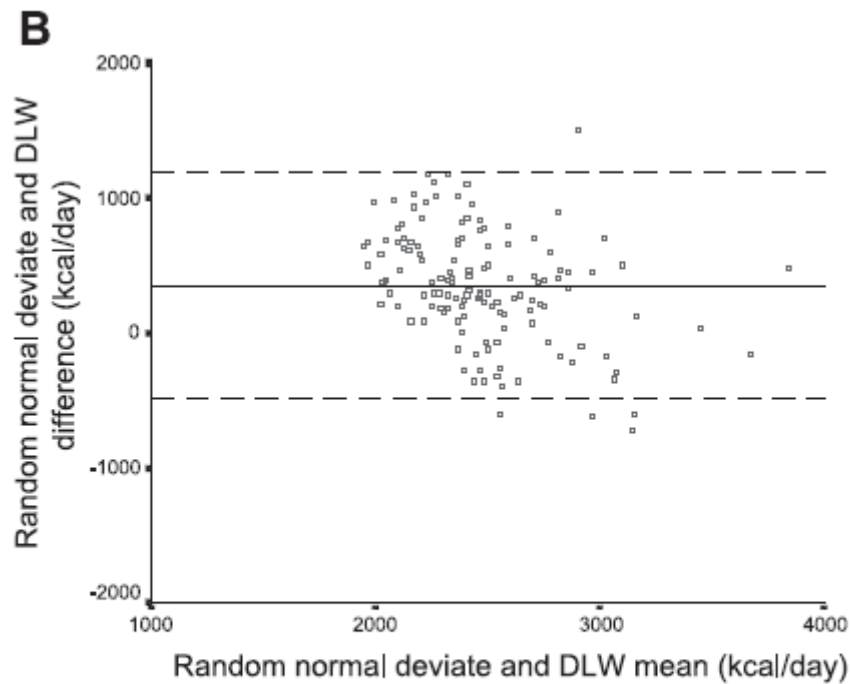


Abbildung 26: Bland-Altman Diagramm das den Unterschied zwischen Normalabweichung (transformiert hinsichtlich der BM) und DLW hinsichtlich dem Durchschnitt

DISKUSSION

Diese Studie untersuchte die Wege, wie die Körpermasse und FFM die Übereinstimmungen von Schätzungen des PAEE und des DLW Energieverbrauchs beeinflussen. Die mathematische Transformation des PAEE, zeigte, dass sich die Übereinstimmung zwischen dem PAEE (Tagebuch und Acclerometer) und DLW verbessert. Sowohl für das Tagebuch als auch für den Acclerometer, waren Übereinstimmungen mit dem TEE viel höher, als sie mit dem PAEE waren. Die zweite Annäherung verwendete statistische Verfahren. Die Ergebnisse zeigten, dass der Acclerometer einen kleinen, aber bedeutungsvollen Teil der Abweichung im DLW Energieverbrauch (TEE und PAEE) erklärte. Fast 5 % der Abweichung waren dem Acclerometer zuzuschreiben, in Bezug auf die Körpermasse. Diese Wirkung konnte bei der FFM nicht beobachtet werden. Schließlich bestätigte die Methodenanalyse, dass die Übereinstimmung mit der DLW durch die mathematische Transformation betroffen wurde. Insgesamt nahm die Überschätzung des TEE zu, wenn die Körpermasse verwendet wurden, um die Tagebuchdaten mathematisch zu transformieren. Die Übereinstimmung zwischen dem Tagebuch (transformiert bezüglich der Körpermasse) und dem TEE wurden nicht durch das Tagebuch hervorgerufen, sondern spiegelte stattdessen eine Übereinstimmung zwischen Körpermasse und TEE wider.

In dieser Studie wurde herausgefunden, dass die mathematische Transformation der Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit mit der Körpermasse oder FFM, eine direkte Wirkung auf ihre Übereinstimmung mit dem DLW Energieverbrauch hatte. Spezifisch wurden keine bedeutungsvollen Übereinstimmungen zwischen dem Tagebuch und Acclerometer mit dem DLW Energieverbrauch beobachtet, wenn diese Daten nicht transformiert wurden. Solche Effekte wurden jedoch erwartet, weil die Energieausgaben für tragende Tätigkeiten durch die Körpermasse oder FFM (vgl. PRENTICE et al. (1996: 20)) betroffen sind. Das Auffinden der höheren Übereinstimmung zwischen den mathematisch transformierten Daten und dem TEE als zwischen den PAEE Daten, deutet an, dass diese höhere Übereinstimmung von der Übereinstimmung zwischen der Körpermasse und FFM oder RMR womöglich ausgelöst wird (vgl. BLACK et al. (1996: 50)). In dieser Probe war die Korrelation mit dem RMR und der Körpermasse 0,74 und für die FFM 0,73.

Zusätzlich zum Festsetzen der Wirkung von mathematischen Transformationen auf die Übereinstimmung bewertete diese Studie, wie diese Transformationen Verbindungen betreffen. Die Methodenanalyse verlangt eine einheitliche Metrik. Deshalb wurde die Verbindung nur mit dem Tagebuch bewertet. Um einen Bezugspunkt zur Verfügung zu stellen, um die Verbindung zwischen dem Tagebuch und TEE zu bewerten, wurde eine zufällige Normalabweichung erzeugt. Die Ergebnisse zeigten an, dass die Verbindung zwischen dem Tagebuch und TEE ähnlich wie die Verbindung zwischen der zufälligen Normalabweichung und dem TEE war. Interessanterweise hat die mathematisch Umwandlung des Tagebuches und die zufällig Normalabweichung anhand der Körpermasse ähnliche Effekte auf die Verbindung, wie die Änderung in r^2 und den Prozentsatz der Varianz. Diese Ergebnisse zeigen, dass das Tagebuch die Verbindungen, die Änderung in r^2 und der Prozentsatz der Varianz ausgewiesen als TEE nicht verbessert, außer wenn diese durch die Körpermasse ausgewiesen wurden.

So zeigten diese Ergebnisse, dass nur mathematisch umgestaltete Verbindungen oder Übereinstimmungen verführend sein können. Außerdem, wenn mathematisch umgestaltete Verbindungen und Übereinstimmungen bewertet werden, wird vorgeschlagen, dass ein Bezugspunkt verwendet wird, um die Wirkung dieser Transformationen auf die Interpretation der Ergebnisse zu

beurteilen. In dieser Studie wurde die zufällige Normalabweichung verwendet, um diese Vergleiche zu verankern, und ein besseres Verständnis über die Wirkung der mathematischen Umgestaltung zur Verfügung zu stellen.

Mit Ausnahme von den Acclerometerergebnissen gaben die statistischen Verfahren hinsichtlich der Körpermasse und FFM ähnliche Ergebnisse aus, wie die mathematischen Transformationen. Der Acclerometer erklärte einen kleinen, aber bedeutungsvollen Teil der Abweichung im TEE und PAEE. Fast 5 % der Abweichung waren dem Acclerometer, hinsichtlich des Zusammenhangs mit der Körpermasse, zuzuschreiben. Bei der FFM können keine bedeutungsvolle Abweichung zum DLW Energieverbrauch dem Accellerometer zugeschrieben werden. Der multiple Korrelation Koeffizient zwischen dem TEE und einem Modell das FFM und das Tagebuch inkludiert, war 0,66. Dieser Wert sollte Forscher dazu bringen, das Tagebuch für die TEE Berechnung heranzuziehen. 1,5% der Varianz können dem Tagebuch zugeschrieben werden. Die statistischen Verfahren offenbarten, dass die Übereinstimmung der DLW mit dem Tagebuch und den Acclerometer verschieden waren. Das kleine (lediglich 5 %), aber bedeutungsvolles Verhältnis der Gesamtabweichung, welches durch den Acclerometer bezogen auf die Körpermasse erklärt wird, wurde sowohl für den TEE als auch für den PAEE beobachtet. Deshalb, schein der Acclerometer im Gegensatz zum Tagebuch, sich auf den DLW Energieverbrauch zu beziehen, was bereits, bezogen auf die Körpermasse, ersichtlich war. Bezogen auf die FFM war die Abweichung durch den Acclerometer 5 %.

Der Vergleich dieser Ergebnisse mit den Ergebnissen von anderen veröffentlichten Studien zeigte, dass drei von fünf Acclerometer-Gültigkeitserklärungsstudien (vgl. BOUTEN et al. (1996: 81), EKELUND et al. (2000: 21), FOGELHOLM et al. (1998: 30), JOHNSON et al. (1998: 22), WESTERTERP et al. (1997: 36)) und zwei von drei Tagebuch-Gültigkeitserklärungsstudien (vgl. BRATTEBY et al. (1997: 51), CONWAY et al. (2002: 75), ROTHENBERG et al. (1998: 52)) ähnlich waren. Die gegenwärtige Studie war in der Entdeckung einer geringen oder keiner Übereinstimmung mit PAEE nicht einzigartig, obwohl andere Studien hohe Vereinigungen zwischen Acclerometer und PAEE gezeigt haben (vgl. BOUTEN et al. (1996: 81), EKELUND

et al. (2000: 21), WESTERTERP et al. (1997: 36)). Die Mischergebnisse können teilweise mit den Eigenschaften der Probe (d. h., Niveau der körperlichen Tätigkeit und demografischen Eigenschaften) verbunden sein. Es ist weithin bekannt, dass der Korrelationskoeffizient durch die Beschränkung der Bereiche geschwächt wird. Die Tatsache, dass die Frauen in dieser Studie nur mäßig aktiv waren und dass wenige von ihnen hohe körperliche Tätigkeit ausführten, kann die geringe Übereinstimmung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und dem PAEE erklären. In dieser Probe, war ein großer Teil der Frauen übergewichtig oder sogar fettleibig. Bei solchen Proben ist es kritisch, die beste Annäherung (d. h., mathematische Transformation oder statistische Verfahren) zu bestimmen, um für die Effekten der Körpermasse und FFM verantwortlich zu sein. In Studien, mit jugendlichen männlichen Athleten (vgl. EKELUND et al. (2000: 21)) scheint es weniger wahrscheinlich sein, Effekte der Körpermasse oder FFM auf den Energieverbrauch zu haben, weil es weniger Schwankung in der Körpermasse und FFM in dieser Probe gibt. Die Studie von EKELUND et al. (2000: 21) beobachtete die höchsten Korrelationen zwischen dem Accelerometer und DLW TEE (0.93) und DLW PAEE (0.96).

Es ist schwierig, die Wirkung der Körpermasse oder FFM zu beschreiben, weil physische Untätigkeit eine Ursache der Beileibtheit oder eine Folge sein kann (vgl. PRETICE et al. (1996: 20)). Aus demselben Grund, kann es vorkommen, dass wenn die Wirkung der Körpermasse oder FFM entfernt wird, es zu einer Unterschätzung, zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und dem DLW Energieverbrauch kommt. Körpermasse und FFM können Marker für die Verhaltensweise der körperlichen Tätigkeit sein. Um zu bestimmen, ob das Entfernen der Wirkung der Körpermasse oder FFM die Übereinstimmung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit unterschätzt haben, wurde die Korrelation zwischen der Körpermasse und FFM und den zwei Maßnahmen untersucht. Im absoluten Wert war die Übereinstimmung $<0,10$. So scheint es, dass die Entfernen der Wirkung der Körpermasse oder FFM, die Übereinstimmung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und der DLW nicht zur Unterschätzung führt.

Diese Studie hebt die Schwierigkeit hervor, DLW als ein Gültigkeitserklärungsstandard zu verwenden, um körperliche Tätigkeit zu messen. Es wurde auch die Wirkung der Körpermasse und FFM auf die Übereinstimmung und Verbindung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und der DLW demonstriert. Die mathematische Umwandlung der Daten in Zusammenhang mit der Körpermasse oder FFM kann verführend sein und kann eine Übereinstimmung mit der DLW vorspielen. Diese Studie zeigte, die Nützlichkeit, einer zufälligen Normalabweichung, als einen Bezugspunkt, um die Wirkung der Körpermasse oder FFM auf die Verbindung und Übereinstimmung mit der DLW zu isolieren. Diese Studie demonstriert diese Effekte in einer Minderheitsbevölkerung, aber wie erwartet, werden die Effekte auch in anderen Bevölkerungen beobachtet (d. h., Kaukasier und Männer), vorausgesetzt, dass die Beziehung zwischen der Körpermasse oder FFM über die Bevölkerungen (vgl. BLACK et al. (1996: 50)) ähnlich ist. Schließlich würde sich der Einfluss der Körpermasse und FFM auf die Verbindung und Übereinstimmung zwischen den Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit und DLW in einer „normalgewichtigen“ Bevölkerung vermindern. Jedoch bleibt es wichtig zu identifizieren, wie viel Einfluss Körpermasse oder FFM auf die Verbindungen und Übereinstimmungen haben.

Zusammenfassung der Studie

Grundsätzlich wird die DLW Methode als „goldener Standard“ angesehen, um die körperliche Tätigkeit zu messen, und um Aktivitätentagebücher und Acclerometer zu validieren.

Um die Übereinstimmung von Messungen der körperlichen Tätigkeit mit dem DLW Energieverbrauch zu bewerten, gestalten Forscher häufig die Daten um, die sie durch Acclerometer oder Tagebücher erhalten, indem sie Messungen der Körpermasse oder der metabolischen Ruhe Rate (RMR) verwenden. In dieser Studie wurde herausgefunden, dass die mathematische Transformation der Maßnahmen der körperlichen Tätigkeit mit der Körpermasse oder FFM, eine direkte Wirkung auf ihre Übereinstimmung mit dem DLW Energieverbrauch hat.

Tätigkeitszählungen vom Acclerometer und MET/min vom Tagebuch wurden für die Körpermasse angepasst, indem ein Anpassungsfaktor verwendet wurde: Körpermasse (kg) geteilt durch das Standardgewicht (60 Kg) (vgl. CONWAY et al. (2002: 55, 2002: 75)). Außerdem wurden Transformationen durchgeführt, um Acclerometerzählungen und Tagebuch MET/min für die FFM anzupassen [FFM geteilt durch Standard FFM (Kg); für die Standard FFM wird in der Literatur ein Wert von 43,2 kg angeführt, um der normale FFM Wert für eine 60 kg Frau zu sein] (vgl. BLACK et al. (1996: 50)). Die Körpermassentransformation wandelt die MET/min der körperlichen Tätigkeit des Tagebuchs in Kilokalorien pro Tag um, der zur Messeinheit der DLW gleichwertig ist.

Spezifisch wurden keine bedeutungsvollen Übereinstimmungen zwischen dem Tagebuch und Acclerometer mit dem DLW Energieverbrauch beobachtet, wenn diese Daten nicht transformiert wurden. Solche Effekte wurden jedoch erwartet, weil die Energieausgaben für tragende Tätigkeiten durch die Körpermasse oder FFM (vgl. PRENTICE et al. (1996: 20)) betroffen sind. Das Auffinden der höheren Übereinstimmung zwischen den mathematisch transformierten Daten und dem TEE als zwischen den PAE Daten deutet an, dass diese höhere Übereinstimmung von der Übereinstimmung zwischen der Körpermasse und FFM oder RMR womöglich ausgelöst wird (vgl. BLACK et al. (1996: 50)).

Diese Studie zeigt, dass die Daten von Tagebüchern oder Acclerometer positive beeinflusst werden, wenn diese in Bezug zur Körperzusammensetzung gesetzt werden.

3.4.4. Zusammenfassung der Scholler D. A. Studie hinsichtlich der Abschätzung des Energieverbrauchs

Die Erfahrung mit der doppelt markierten Wassermethode bei Menschen wurde durch zahlreiche Gültigkeitserklärungen bestätigt. Die Methode ist genau und hat eine Präzision zwischen 2 und 8 %, abhängig von der verabreichten Dosis, der Länge der metabolischen Periode und der Zahl von Proben. Es gibt Abweichungen in der Literatur bezüglich des Modells und der zu verwendenden Korrekturfaktoren. Auf der Grundlage von Beweisen, sollte bei Studien mit Menschen die Isotopen Fraktionierungskorrektur mit den Fraktionierungsfaktoren abgeleitet von 37° C verwendet werden. Diese Korrekturen sollten nur bei Atem-Wasserdampf, transkutanem Wasserdampf-Verlust und CO₂ angewandt werden. Es wird auch klar, dass das Unterscheiden in den zwei Isotop-Verdünnungsräumen im Modell berücksichtigt werden muss.

Für die Schätzung des Betrags von Wasser, das über den Weg der Isotopen Fraktionierung verloren geht, muss noch eine allgemein gültige Entscheidung getroffen werden. Auch besteht keine Einigkeit über die Korrektur für den Unterschied in den zwei Isotopen Verdünnungsräumen. Die für beide dieser Faktoren verwendeten Schätzungen führen zu sehr genauen Ergebnissen.

Die doppelt markierte Wassermethode ist nicht invasiv und schränkt nicht ein und ist so für das Messen des täglichen Gesamtenergieverbrauchs in „frei lebenden“ Personen ideal. In den letzten zwei Jahren hat die Zahl von Anwendungen drastisch zugenommen, und diese Studien beginnen, neue Antworten auf alte Fragen über den menschlichen Energiemetabolismus zur Verfügung zu stellen.

3.5 Herzfrequenz Methode

3.5.1. “A critical evaluation of heart rate monitoring to assess energy expenditure in individuals”

Ruowei Li, Paul Deurenberg, and Joseph GAJ Hautvast

BARDFIELD, ACHESON et al. und COWARD untersuchten eine Vielfalt von Methoden (1-3), um den täglichen Energieverbrauch (EE) zu messen. Die doubly labeled Water Methode (DLW) und die Überwachung der Herzfrequenz (HR) sind zwei der am meisten annehmbaren und objektiven Methoden, um den EE über einen langen Zeitraum zu schätzen.

Die Studie von RUOWEI et al. dient dazu, die inter- und intraindividuellen Schwankungen des EE, bei der „minute by minute“ HF Methode zu erforschen.

Testpersonen und Methoden

Vierzig nichtschwangere weibliche Baumwollspinnerei Arbeiterinnen aus Beijing, im Alter von 20-45 Jahren, waren Testpersonen für diese Studie. Alle Testpersonen waren mit mäßig anstrengenden körperlichen Tätigkeiten beschäftigt und hatten keine akuten oder chronischen Krankheiten, abgesehen von Eisenmangel. Das Studienprotokoll war gemäß der Helsinki Deklaration von 1975, welche 1983 überarbeitet wurde. Die Messung der Beziehung zwischen EE und HF wurde bei jeder Versuchsperson zweimal innerhalb von 12 Wochen durchgeführt.

Experimentelles Design

Die Testpersonen verbrachten die Nacht vor der Basal Metabolic Rate Messung (BMR) in einem bequemen Laboratorium. Die BMR und die HF wurden am Morgen bestimmt. Die BMR wurde unter Standardbedingungen geprüft. Körpergewicht und Körpergröße wurden gemessen (model 220; Seca, Hamburg, Germany) gefolgt von einem Standardfrühstück, das rund 2100 kJ umfasste. Dreißig Minuten nach dem Frühstück wurde das Kalibrierungsverfahren

durchgeführt, das eine gleichzeitige Messung von EE und HF einbezog. Die Testpersonen wurden gebeten, viele Tätigkeiten ähnlich denjenigen auszuführen, die sie auch im täglichen Leben ausüben. Einen Tag vor oder nach dem Kalibrierungsverfahren wurde die „Minute by minute“ HF über eine Zeitspanne von einem Tag unter „frei lebenden“ Bedingungen registriert. Die Messung startete als die Testprobanden das Bett verließen. Der totale EE wurde über die ganze Testperiode berechnet, indem der EE jeder Minute von der entsprechenden HF abgeschätzt und die individuelle Eichkurve verwendet wurde. Für einen besseren Vergleich wurden die EE`s der Testprobanden über eine Periode von 16 h zusammengeführt. Etwa 12 Wochen später wurden alle oben erwähnten Messungen, in identischer Weise wiederholt und eine zweite Eichkurve wurde gewonnen.

Die Bewertung des EE anhand der „minute by minute“ Messung

Nach ACHESON et al. (1980: 33) und SPURR et al. (1988: 48) beruht das Prinzip der Bestimmung des EE anhand der „minute by minute“ HF auf einer Beziehung zwischen HF und EE. Um die HF-EE Regressionslinie zu bestimmen, wurde bei jeder Testperson das Kalibrierungsverfahren zweimal innerhalb eines Zeitraums von 12 Wochen durchgeführt. Zusätzlich zu zwei BMR Messungen wurden 16 verschiedene Tätigkeiten in die Messung integriert: ruhig Sitzen und Stehen; Sitzen und Stehen mit Hand- oder Armbewegung; das Wischen des Fußbodens; Abwinkeln des Knies; Radfahren bei Intensitäten von 0, 30, 40, 60, und 80 Watt (Model 818E; Monark, Varberg, Schweden); auf und ab steigen einer einzelnen Standardstufe und mehrere Stufen; sowie die normale Arbeitstätigkeit in der Fabrik. Um die Bedingungen zu standardisieren, wurden die Tätigkeiten wie das Abwinkeln des Knies; Radfahren, und das Treppensteigen, mit Hilfe eines Metronoms (Taktell; Willner, Isny, Deutschland) durchgeführt. Zwischen den Messungen wurden die Testpersonen gebeten sich zu entspannen, um die HF auf das grundlegende Niveau zu senken. Allgemein wurde eine 10 Minuten Pause für leichte Tätigkeiten und eine 30 Minuten Pause für schwere Tätigkeiten zugelassen.

EE und HF wurden während der letzten drei bis fünf Minuten jeder Tätigkeit, nach einer einleitenden Stabilisierung bestimmt. EE wurde durch die Douglas Bag Technik gemessen. Sauerstoff und Kohlendioxyd-Inhalt und das Volumen der ausgeatmeten Luft wurden durch einen paramagnetischen Sauerstoffanalysator bestimmt (Modell 570A; Servomex, Crowborough, UK), beziehungsweise durch ein Infrarotkohlendioxydanalysator (Model 1410, Servomex), und einen präzisen „Wet Gas“ Analysator (Schlumberger, Dordrecht, Niederlande). Jeden Tag wurden die Gasanalysatoren mit reinem Stickstoff und mit einer Standardgasmischung kalibriert, die 3,5 % Kohlendioxyd, 17,3 % Sauerstoff und 79,2 % Stickstoff enthält. Der Fluss des Präzisionsgasgerätes wurde mit einer Geschwindigkeit von 1750 L/h kontrolliert. Schließlich wurde der EE, wie in der Studie von CONSOLAZIO et al. (1963), berechnet. Die HF wurden durch einen Sport Tester (Model PE-3000; Polar Electro, Kempele, Finnland) registriert. Der Kalibrierungspunkt wurde für jede Tätigkeit anhand der durchschnittlichen HF und EE Werten bzw. für die Testperiode geschätzt.

Die Aufnahme der HF unter „frei lebenden“ Bedingungen

Am Tag vor oder nach dem die Eichkurve vollendet wurde, wurde die „minute by minute“ HF für einen Zeitraum von 16 Stunden unter „frei lebenden“ Bedingungen aufgezeichnet. Das HF Messsystem besteht aus einem Sender und einem Handgelenk-Mikrocomputerempfänger, der die HF speichert. Die HF wurde in einem ein Minuten Intervall bis hin zu einem Maximum von 18 h registriert. Nach dieser Zeitspanne wurde der Speicher erneuert. Jede Testperson wurde am frühen Morgen mit diesem HF System ausgestattet. Es wurde solange getragen, bis sich die Probanden am Abend zu Bett begaben. Die für jede Minute gemessene HF wurde via Infrarot Schnittstelle an den Computer übertragen, um mit einem zusätzlichen Programm den EE anhand der HF zu schätzen. Ein Nachteil dieser Methode war, dass der Sender während der normalen Tätigkeiten gelegentlich locker wurde und es zu einer Fehlübertragung kam.

Die Berechnung des EE

Achtzehn Levels des EE (kJ/min) bei verschiedenen HF (Schläge/min) wurden beim Kalibrierungsverfahren festgehalten. Gemäß der Literatur von DAUNCY et al. (1979: 42) stimmt die Funktion gut mit den Daten überein. Diese Daten wurden bestmöglich an die Funktion angepasst, nachdem eine Vielfalt anderer Modelle (nicht gezeigte Daten), den Gebrauch von zwei getrennten Geraden nutzten. Eine Gerade, und eine andere kurvenförmige Linie. Die kurvenförmige Linie wurde verwendet um die Beziehung zwischen EE und HF in einer Funktion auszudrücken:

$$EE = BMR + C / 1 + e^{A - B (HR)}$$

Wobei EE und BMR in kJ und HR in Schläge pro Minute angegeben werden.

Mit Hilfe von SPSS (1989) wurden für jede Testperson und jede Tätigkeit die besten Werte der Konstanten A, B, und C des EE und Werten der HF unter Verwendung eines nicht linearen Computerprogramms bewertet. Der Gruppendurchschnitt betrug $\pm$ SD für A, B, und C $9,88 \pm 2,10$, $0,092 \pm 0,023$, und $20,12 \pm 2,63$. Die Eichkurven waren dem Korrelationskoeffizienten (R^2) entsprechend. Nachdem die individuelle Beziehung von HF-EE bestimmt wurde, wurde EE für jede Minute aus der HF abgeleitet. Die individuelle Kalibrierungslinie der HF-EE wurde verwendet. Der während der gesamten Testperiode verbrauchte EE wurde durch die Summierung des EE bei jeder Minute von den entsprechenden HF abgeschätzt. Weil alle Testpersonen den HF Monitor für ungefähr, aber nicht genau 16 h trugen, wurde der totale EE im Laufe der Testperiode auf einen Zeitraum von 16 Stunden festgelegt, um die Wirkung von verschiedenen langen Aufzeichnungsperioden zu vermeiden.

$TEE_{16\text{ h}} = (960/\text{Zeit}) \times TEE$ wohingegen TEE_{16} (kJ/16 h) der gesamte EE von 16 h ist. Zeit (Minuten) ist die Länge, die der HF Monitor getragen wurde und TEE (kJ/Testperiode) ist der gesamte EE während der gesamten Aufzeichnungsperiode.

Statistische Analyse

Um die Variation der EE Eichkurven von der „Minute by minute“ HF der Testpersonen zu analysieren, wurde, Eichkurven von verschiedenen Personen verwendet. Die intraindividuelle Schwankung der Eichkurven wurde auf der Grundlage der Varianzanalyse (ANOVA) der ersten und zweiten Messung berechnet. Durch die ANOVA resultierte die interindividuelle Schwankung und wurde für die intraindividuelle Schwankung korrigiert. Weil das individuelle Kalibrierungsverfahren bei 18 verschiedenen Tätigkeiten durchgeführt werden musste und dies Zeit und Geld kostete, wurde versucht ein einfacheres Kalibrierungsverfahren zu finden. Ein einfacheres Kalibrierungsverfahren würde allein schon darin bestehen, wenn weniger Tätigkeiten kalibriert werden müssten. Ein anderes Verfahren wäre den individuellen EE anhand einer durchschnittlichen Gruppeneichkurve zu schätzen, die bei anderen Studien auch verwendet werden kann. Deshalb wurde die Genauigkeit von EE, bei der durchschnittlichen Gruppeneichkurve und bei der individuellen Eichkurven beruhend auf 9 statt 18 Tätigkeiten analysiert. Die ausgewählten neun Tätigkeiten waren BMR, sitzen ruhig stehen, Stehen mit Handbewegung, Radfahren bei 0 und 30 Watt, am Stand gehen und in der Baumwollspinnerei arbeitend. Um herauszufinden, ob eine einzelne Kalibrierungsgleichung für alle Testpersonen verwendet werden kann, wurde die gesamte Gruppe von Testpersonen nach dem Zufallsprinzip in zwei Gruppen (Gruppe A und Gruppe B) eingeteilt. Die durchschnittliche Eichkurve der Gruppe A wurde mit den individuellen Eichkurven beruhend auf 18 Tätigkeiten der Gruppe B kreuzvalidiert und diese Analyse wurde auch umgekehrt durchgeführt. Durch die Methode von ALTMANN (1986: 1) wurde die Gültigkeit der verschiedenen Wege den individuellen EE zu schätzen, geprüft. Alle Analysen wurden mit dem SPSS Softwareprogramm durchgeführt. Werte werden als durchschnittlicher $\pm$ SD angegeben.

Ergebnisse

Die körperlichen Eigenschaften der Testpersonen werden in Tabelle 29 gezeigt. Bei der zweiten Messung des Körpergewichts konnte kein statistischer Unterschied festgestellt werden.

Age (y)	29.7 ± 6.4
Education (y)	9.5 ± 1.2
Employment duration (y)	10.6 ± 7.0
Weight (kg)	53.3 ± 6.4
Height (cm)	160.6 ± 4.6
Body mass index†	20.7 ± 2.1

* $\bar{x} \pm \text{SD}$; $n = 40$.

† In kg/m^2 .

Tabelle 29: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Tabelle 30 fasst den EE und die HF, sowohl beim ersten und zweiten Kalibrierungsverfahren jeder Tätigkeit zusammen.

Activity	EE		HR	
	Session 1	Session 2	Session 1	Session 2
	<i>kJ/min</i>		<i>beats/min</i>	
Basal metabolic rate ₁	3.72 ± 0.56	3.52 ± 0.51	71.7 ± 7.6	70.3 ± 7.5
Basal metabolic rate ₂ †	3.72 ± 0.53	3.55 ± 0.56	70.8 ± 8.2	69.5 ± 6.7
Sitting quietly	4.71 ± 0.58	4.54 ± 0.46	80.5 ± 8.2	78.6 ± 8.1
Sitting with hand movement	5.92 ± 0.84	5.26 ± 0.67	88.3 ± 8.7	84.9 ± 8.4
Sitting with arm movement	6.57 ± 1.01	5.75 ± 0.76	92.1 ± 10.2	87.8 ± 8.5
Standing quietly	4.67 ± 0.60	4.63 ± 0.62	86.5 ± 9.9	85.7 ± 10.0
Standing with hand movement	5.66 ± 0.86	5.28 ± 0.72	93.5 ± 10.0	90.6 ± 9.9
Standing with arm movement	6.75 ± 1.22	6.15 ± 0.81	99.0 ± 11.9	96.1 ± 10.7
Sweeping	9.32 ± 1.38	8.59 ± 1.16	90.3 ± 9.0	89.1 ± 9.1
Knee bending	13.64 ± 2.77	13.57 ± 2.49	104.4 ± 11.9	105.2 ± 11.7
Cycling				
0 W	8.46 ± 1.36	7.68 ± 1.30	90.0 ± 9.8	88.4 ± 9.8
30 W	12.43 ± 1.06	12.37 ± 1.36	104.3 ± 10.5	103.2 ± 9.8
40 W	14.61 ± 1.44	14.30 ± 1.47	112.9 ± 12.5	111.7 ± 12.4
60 W	19.99 ± 1.56	19.62 ± 2.19	132.7 ± 14.8	128.8 ± 14.8
80 W	23.73 ± 2.04	23.02 ± 2.11	146.9 ± 15.1	144.0 ± 16.0
Single stair	15.29 ± 2.62	14.89 ± 2.02	112.7 ± 12.1	112.0 ± 10.9
Multiple stair	19.90 ± 3.57	19.84 ± 2.51	127.5 ± 16.3	125.9 ± 13.1
Working in mill	9.02 ± 1.59	8.45 ± 1.56	102.6 ± 11.5	99.8 ± 11.0

* $\bar{x} \pm SD$; $n = 40$.

† Duplicate basal metabolic rate measurement.

Tabelle 30: EE und die HF, beim ersten und zweiten Kalibrierungsverfahren jeder Tätigkeit zusammen.

In dieser Studie passen die Eichkurven für EE vs. HF mit der Funktion so, dass der Korrelationskoeffizient (R^2) $0,91 \pm 0,06$ ($x \pm SD$; n 40) war. Abbildung 27 führt ein Beispiel einer typischen Eichkurve an.

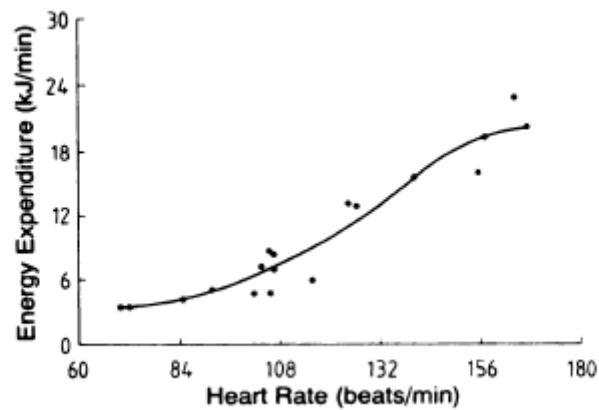


Abbildung 27: Eichkurve zwischen Energieverbrauch und Herzfrequenz

Die individuellen Kurven, waren ziemlich unterschiedlich. Die Eichkurven hatten kaum einen Abschnitt, der verglichen werden konnte. Deshalb wurde die Information über den durch die HF geschätzten EE, aus der Eichkurve als bedeutungsvoll angesehen. Es wurde ein ausgewählter Datensatz der HF herangezogen und mit den 40 verschiedenen individuellen Eichkurven verglichen, um die Schwankung in der Beziehung zwischen HF und EE zu analysieren. Weil die Änderung des EE bei niedrigen HF nicht proportional ist wie bei hohen HF, wurden für die Berechnung des EE zwei Testpersonen ausgewählt, die verschiedene HF aufwiesen: eine mit einer höheren durchschnittlichen HF und eine andere mit einer niedrigeren durchschnittlichen HF.

Tabelle 31 zeigt, dass der inter- (CV_{inter}) und der intraindividuelle (CV_{intra}) sowohl bei hohen als auch bei niedrigen Werten der HF groß war.

Calibration curve	EE	CV	
		Inter-individual	Intra-individual
		<i>kJ/16 h</i>	<i>%</i>
Phantom with mean HR = 106.6 beats/min applied to different calibration curves			
Session 1, 18 activities	12271 ± 2262†	17.4	10.6
Session 2, 18 activities	12143 ± 2264	17.6	
Session 1, 9 activities	11428 ± 2574	14.5	20.4
Session 2, 9 activities	11885 ± 2678	13.9	
Phantom with mean HR = 74.3 beats/min applied to different calibration curves			
Session 1, 18 activities	4996 ± 735	14.1	11.4
Session 2, 18 activities	4755 ± 886	14.8	
Session 1, 9 activities	4499 ± 820	15.1	13.6
Session 2, 9 activities	4548 ± 866	14.9	

* $\bar{x} \pm SD$; $n = 40$. Mean values of EE were calculated from individual calibration curves, but based on a phantom's free-living HR.

Tabelle 31: Inter- und der intraindividueller Zusammenhang zwischen EE und HF für unterschiedliche Eichkurven

Abbildung 28 zeigt die Reliabilität der individuellen Kurven die auf der Grundlage von 18 Tätigkeiten, bei zwei Messungen in einem zeitlichen Abstand von 12 Wochen erhoben wurden.

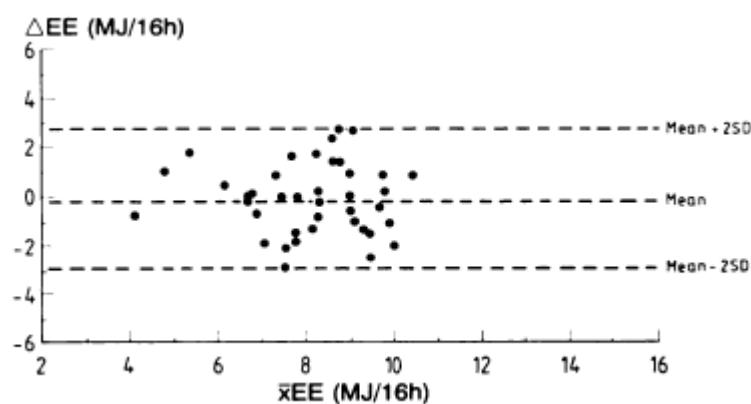


Abbildung 28: Individueller Unterschied beim Energieverbrauch zwischn der ersten und zweiten Messung

Nur die erste Messung der individuell „frei lebende“ HF wurde bezüglich der individuellen Eichkurve bei der ersten und zweiten Messung verwendet, um den EE abzuschätzen. Der durchschnittliche Unterschied des EE bei wiederholter Bewertung der individuellen Kurven war -124 ± 1431 kJ/16 h.

Tabelle 32 vergleicht die verschiedenen Methoden, um den EE zu schätzen.

Calibration curve	EE	Difference*
	<i>kJ/16 h</i>	
Session 1		
Individual, 18 activities (<i>n</i> = 40)	8172 $\pm$ 1630†	
Individual, 9 activities (<i>n</i> = 40)	7882 $\pm$ 2075	-290 $\pm$ 1054 (-3801, +2543)‡
Group A (<i>n</i> = 21)	8044 $\pm$ 1544	-589 $\pm$ 1547 (-3986, +2097)
Group B (<i>n</i> = 19)	7803 $\pm$ 1984	+141 $\pm$ 2425 (-3532, +5034)
Session 2		
Individual, 18 activities (<i>n</i> = 40)	8049 $\pm$ 1568	
Individual, 9 activities (<i>n</i> = 40)	7999 $\pm$ 1509	-50 $\pm$ 785 (-1535, +1852)
Group A (<i>n</i> = 21)	7998 $\pm$ 1536	-221 $\pm$ 1336 (-2401, +2071)
Group B (<i>n</i> = 19)	7807 $\pm$ 2057	-53 $\pm$ 2848 (-5148, +5544)

* The mean difference in EE was calculated from individual curves for 18 activities or from other types of curves.

† $\bar{x} \pm$ SD.

‡ $\bar{x} \pm$ SD; range in parentheses.

Tabelle 32: Vergleich des Energieverbrauchs anhand der minute-by-minute“ Herzfrequenz wenn unterschiedliche Eichkurven verwendet werden

Die individuelle Eichkurve für 18 Tätigkeiten wurde als Standard verwendet, um den EE mit dem EE einer durchschnittlichen Gruppeneichkurve und mit dem EE bei einer individuellen Eichkurve bei nur 9 Tätigkeiten abzuschätzen. Die individuelle „minute by minute“ HF wurde für den Vergleich von EE Werten verwendet (Abbildung 60). Für die erste Session der Studie war der durchschnittliche Unterschied des EE -589 und + 141 kJ/16 h, wohingegen die individuelle Diskrepanz bei -3986 bis +2097 U/16 h und von -3532 bis + 5034 U/16 h angeordnet war. Dies kam zum Vorschein, wenn die individuelle Eichkurven und die durchschnittliche Kalibrierungskurve von Gruppe A oder Gruppe B verwendet

wurden. Der durchschnittliche Unterschied des EE betrug -290 kJ/16 h, wohingegen die individuellen Diskrepanzen zwischen -3801 und +2543 kJ/16 h viel größer war, wenn die Eichkurve von nur 9 Tätigkeiten verwendet wurde. Für die zweite Messung waren die Ergebnisse ähnlich.

Abbildung 29 zeigt die individuellen Unterschiede des geschätzten EE unter Verwendung der HF, wenn eine durchschnittliche Gruppenkurve und individuelle Eichkurven für 18 Tätigkeiten verwendet wurden.

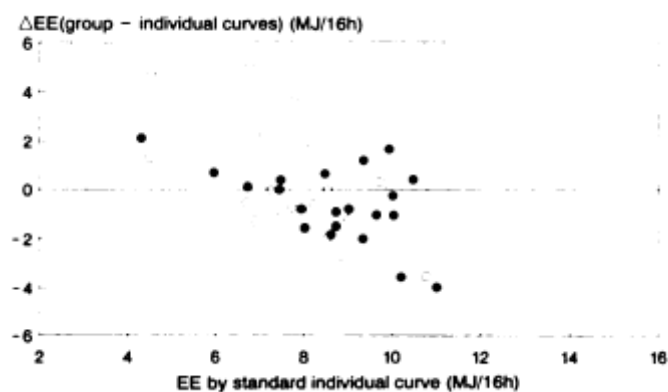


Abbildung 29: Individuellen Unterschiede des geschätzten EE unter Verwendung der HF, wenn eine durchschnittliche Gruppenkurve und individuelle Eichkurven für 18 Tätigkeiten verwendet wurden

Die Abweichung des EE zwischen individuellen Kurven und Gruppenkurven betrug ($\bar{x} \pm 2 \text{ SD}$) das entspricht einem Wert von -3683 bis +2505 kJ/16 h wenn die durchschnittliche Kurve von Gruppe A verwendet wurde und einem Wert von -4709 bis +4991 kJ/16 h, wenn die durchschnittliche Kurve der Gruppe B verwendet wurde.

Abbildung 30 macht die individuellen Unterschiede des EE geschätzt an der individuellen HF deutlich, wenn die Eichkurve auf 9 von 18 Tätigkeiten beruht.

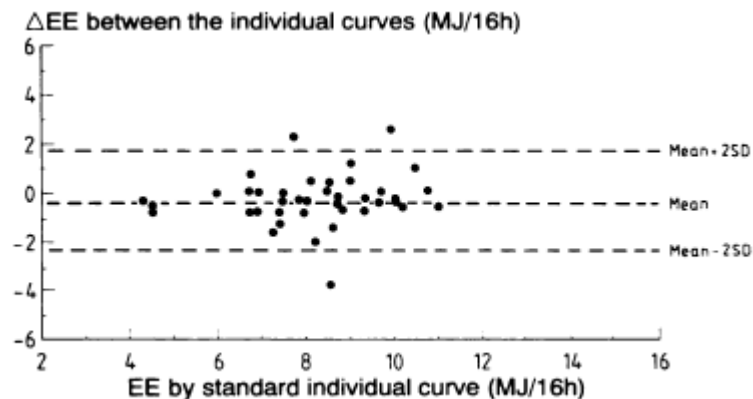


Abbildung 30: individuellen Unterschiede des EE geschätzt an der individuellen HF deutlich, wenn die Eichkurve auf 9 von 18 Tätigkeiten beruht.

Diskussion

Die Bestimmung des EE anhand der HF Methode, die vor Jahren von BARDFIELD, PAYNE et al und WARNOLD et al. (1971: 24, 1971: 24, 1977: 30) eingeführt wurde, ist bereits von SPURR et al. (1988: 48) mit Hilfe der indirekten Kalorimetrie, von LIVINGSTONE et al. (1990: 52, 1992: 56) und SCHULZ et al. (1989: 49) mit der Doubly labeled Water Methode validiert worden. Eine potenzielle Kritik bei diesen Bestätigungsstudien ist, dass die HF Methode gute Ergebnisse hervor bringt, wenn dieselbe Übung während der Kalibrierungs- und Testperiode verwendet wird. Information bezüglich dem Einfluss des Typs der Tätigkeit auf die Beziehung zwischen EE und HF werden von ANDREWS et al. (1966: 27) und BOOYENS (1960: 38) dokumentiert. Abbildung 56 stellt auch Beweise zur Verfügung, dass die HF in allen drei Stehpositionen höher waren als bei den Sitzpositionen, obwohl die EEs ähnlich waren. Deshalb müssen die Kalibrierungsverfahren repräsentativ für Aktivitäten im täglichen Leben sein. In aktuellen Studien bestand das Kalibrierungsverfahren aus einer Vielfalt von verschiedenen Tätigkeiten, die sowohl Haltungen als auch Bewegungen während des täglichen Lebens vortäuschten. Obwohl das auf eine Abnahme des Korrelationskoeffizienten hinauslaufen kann, hat es größere Anwendbarkeit auf das tägliche Leben. Weiters wurden Schwierigkeiten bei der Kalibrierung beobachtet. Die Messung der Ruhe HF und bei leichten Tätigkeiten stellte sich als

schwierig heraus, wenn beträchtliche Schwankungen in der HF auftreten, da diese dann mit einer proportionalen Änderungen des EE einhergehen. Um mit diesem Problem fertig zu werden, verwendeten BLACKBURN et al. (1985: 42) und CESSAY et al. (1989: 61) zwei getrennte Linien, um die Beziehung zwischen EE und HF auf eine entsprechende Weise zu beschreiben. Das Problem bei dieser Annäherung besteht darin, dass die Genauigkeit der Endresultate von der Eignung der FlexHF Werte abhängt (eine individuelle vorher festgelegten HR die verwendet werden kann um zwischen der Ruhe HF und der HF in Bewegung zu unterscheiden). In der gegenwärtigen Studie wurden Regressionskurven berechnet, um die Kalibrierungspunkte anzupassen. Die Kurven wurden so angepasst, dass der niedrigste Kalibrierungspunkte das Phänomen widerspiegelt, dass die Schwankung der HF nicht parallel mit der Änderung des EE, während leichter Tätigkeiten sein kann, es jedoch während gemäßigter Tätigkeiten der Fall ist.

Sowohl die inter- als auch intraindividuelle CV's zwischen dem EE und der HF, unterlagen einem großen Intervall von 14,1 % bis 17,6 % und von 10,6 % bis 20,4 % (Abbildung 58). Auf lange Sicht können physiologische Faktoren wie die Änderung im Körpergewicht oder Körperzusammensetzung, dem Trainingszustand, Krankheit oder des Alterns die Beziehung zwischen EE und HF verändern. Laut LUNDGREN et al. (1943: 13) können solche Schwankungen kurzfristig wegen einer kleinen Infektion und auf Grund von zu geringem Schlaf zurückgeführt werden. MAXFIELD et al. (1971: 24) beschreiben die Umgebungstemperatur, MOOS et al. (1970: 72), Emotionen, RICHARDSON et al. (1971: 24) den Konsum von Alkohol oder Koffein, Rauchen von Zigaretten, JONES et al. (1973: 51) die Zeit nach dem Verzehr einer Mahlzeit, und BLACKBURN et al. (1985: 42), CEESEY et al. (1989: 61) und CHRISTENSEN et al. (1983: 37) die verschiedenen Arten und Intensitäten von Tätigkeiten, als ausschlaggebend für solche kurzfristigen Schwankungen der HF.

Deshalb sollten individuelle Eichkurven verwendet und für verschiedene Situationen erzeugt werden, um eine nahe Abschätzung des EE einer Person anhand der HF zur Verfügung zu stellen. Es muss betont werden, dass sich sogar für einzelne Personen die Eichkurve von einer Gelegenheit zur anderen ändern

kann. Der durchschnittliche Unterschied des EE bei wiederholter Bewertung von individuellen Kurven war sehr gering (-124 kJ/16 h). Individuelle Unterschiede waren von -2986 bis +2738 kJ/16 h (Abbildung 28) angeordnet.

Das bedeutet, wenn die Eichkurven von einer Gelegenheit auf die andere angewandt wurden, wurde der EE um 2738 kJ/16 h überschätzt oder um 2986 kJ/16 h unterschätzt. Deshalb ist es notwendig, dass vor jeder Testperiode eine individuelle Eichkurve angelegt wird.

Diese Studie verglich auch die verschiedenen Weisen, EE anhand der HF zu schätzen. Für einzelne Personen wurde eine Diskrepanz von -3986 bis zu +5034 oder -3801 bis zu +2543 kJ/16 h ermittelt, wenn eine durchschnittliche Gruppenkalibrierungskurve und die „eingeschränkte“ Kalibrierungskurve mit nur 9 Aktivitäten verwendet wurden. Diese Werte zeigen, dass es sinnvoll ist den individuellen EE mit Hilfe der HF zu bestimmen, wenn eine individuelle Kalibrierungskurve angelegt wurde (Tabelle 32). Da bei der „eingeschränkten“ Kalibrierungskurve mit lediglich 9 von 18 Tätigkeiten ein EE Unterschied von -2399 bis +1817 kJ/16 h (Abbildung 29) gefunden wurde, kann gesagt werden, dass die „eingeschränkte“ Kalibrierungskurve unzureichend für die Abschätzung des EE anhand der HF ist.

Obwohl eine Beziehung zwischen EE und der HF besteht, muss gesagt werden, dass diese Beziehung von Mensch zu Mensch unterschiedlich ist. Wenn diese Methode verwendet werden soll, um den EE eines Individuums zu schätzen, sei gesagt, dass der individuelle EE anhand der HF mit Hilfe eines individuellen Kalibrierungsverfahrens durchgeführt werden sollte, das soviel unterschiedliche Aktivitäten wie möglich umfassen sollte. Es muss betont werden, dass sogar bei ein und derselben Person die Kalibrierungsprozedur bei verschiedenen Tätigkeiten wiederholt werden sollte um genaue Ergebnisse zu erzielen.

Zusammenfassung der Studie

Die HF Methode hat die Fähigkeit, Auskunft über die Veränderlichkeit während einer Tätigkeit zu geben und auch eine Messung über einen längeren Zeitraum (von Tagen) ist möglich. Somit ist die HF Methode gegenüber der DLW Methode ein adäquates Mittel zur Schätzung des EE.

Die vorherigen Versuche von PAYNE et al. (1971: 24), ANDREWS et al. (1971: 24) und AVONS et al. (1988: 42), den EE anhand der HF vorauszusagen, haben auf kumulierten bzw. auf durchschnittlichen Daten der HF beruht. Die durchschnittliche HF wird in den EE anhand von individuellen Regressionslinien umgewandelt, abgeleitet durch die Kalibrierung jeder Versuchsperson, anhand einer Reihe von submaximalen Arbeitsbelastungen. Das Hauptproblem bei dieser Annäherung besteht darin, dass die durchschnittliche HF im Laufe eines kompletten Tages annähernd der Ruhe HF ist, die häufig nicht mit dem EE verbunden ist.

Mit der Entwicklung von kleineren und leichteren Geräten, der Möglichkeit zur Messung der „minute by minute“ HF, die Speicherung der Daten auf den Computer, und die Fähigkeit die Daten der HF durch den Computer zu untersuchen, ist diese Methode wesentlich verbessert worden.

Die generellen Ergebnisse von SPURR et al. (1988: 48) und LIVINGSTONE et al. (1990: 52) sind, dass die „minute by minute“ HF Methode als eine relativ billige und genaue Technik betrachtet werden kann, um den täglich EE von Bevölkerungsgruppen zu schätzen. Zusätzlich zur Genauigkeit muss die Schwankung der Methode zwischen und innerhalb von den Testpersonen bestimmt werden, bevor eine Einschätzung der Methodik vollendet werden kann. Bis jetzt wurde keine Studie bezüglich der Schwankung zwischen und innerhalb der Testpersonen bei der „minute by minute“ HF Methode, durchgeführt.

3.5.2. „Net heart rate as a substitute for respiratory calorimetry“

Robert B. Andrews

Der Energieverbrauch bei Männern und Frauen, während diese zahlreiche Arten von Tätigkeiten, die ihren Beruf und ihre Freizeit widerspiegeln, durchführen, wird schon sehr lange diskutiert. Zusätzlich zu Ernährungsstudien ist der Energieverbrauch für Forscher ein Werkzeug für die Bewertung des Energieverbrauchs für viele andere Felder, wie Studien bezüglich der Arbeit und der Umgebung.

Der Energieverbrauch kann unterschiedlich geschätzt werden. Auf Grund des Aufwandes und den Beschränkungen der indirekten Kalorimetrie ist diese zum Standard für die Schätzung des Energieverbrauchs geworden. Auch die Kalorimetrie weist kleine Mängel auf. Eine Messung der Lungenventilation und eine Analyse der Zusammensetzung der ausgeatmeten Luft sind notwendig. Um die Ventilationsrate zu messen und die ausgeatmete Luft zu sammeln, muss eine Gesichtsmaske, ein Mundstück, ein Röhrchen, oder einen tragbarer Respirometer verwendet werden. Diese Teile üben eine zusätzliche Last, sowohl physisch als auch psychologisch auf die Testperson aus und können dadurch die normale Leistung, bei Tätigkeiten, stören. Demzufolge können die Ergebnisse, das Verhalten des Energieverbrauchs beeinflusst werden.

Alternative Methoden für die Schätzung des Energieverbrauchs kamen zum Einsatz, wenn die Einfachheit und Schnelligkeit der Messung von Bedeutung war und eine Kalorimetrie zu aufwendig erschien. Die Gleichungen für die Schätzung des Energieverbrauchs anhand der Herzfrequenz sind sehr viel versprechend. Mit kleinen Messsystemen kann die Herzfrequenz permanent, und einfach kontrolliert werden, ohne die Testpersonen bedeutsam zu belasten. Die Herzfrequenz Methode unterliegt jedoch auch einigen Mängel. Erstens wird die Beziehung zwischen dem Energieverbrauch und der Herzfrequenz durch viele Faktoren beeinflusst. Zweitens ist die Herzfrequenz Methode nicht so genau wie die Kalorimetrie.

Die Beziehung zwischen Herzfrequenz und Energieverbrauch

Das Kreislaufsystem führt zahlreiche Funktionen wie z.B. den Hitzeausaustausch und den Gastransport zur Unterstützung des Metabolismus durch. Obwohl das metabolische Niveau die Hauptwirkung bei Kreislaufbelastungen inne hat, wirkt es nicht alleine. Lässt man die Herzfrequenz außer Acht, dann reagiert das Kreislaufsystem, auf Änderungen im Gesamtniveau auch noch durch verschiedene andere Faktoren. Diese Faktoren inkludieren den Blutdruck, das Schlagvolumen und das Blutvolumen, welches im Umlauf ist. Es wurden mehrere experimentelle Beweise gesammelt, dass auch weitere Faktoren die Beziehung zwischen der Herzfrequenz und des Energieverbrauchs beeinflussen. Diese Faktoren können intrapersonlich, interpersönlich, und situationsbezogen sein. Einige dieser Faktoren, die wichtig für Feldstudien sind, werden in Tabelle 33 gezeigt.

Intrapersonal	Inter-personal	Situational
Factor	Factor	Factor
State of training (1, 2)	Subject (3-5)	Environment (8-10)
State of fatigue (1)	Sex (6, 7)	Site of muscular activity (e.g., arms versus legs) (11)
State of absorption (bodily water content) (1)	Age (8)	Bodily position (e.g., standing versus supine) (12)
		Kind of muscular activity (viz., static versus dynamic) (2, 13)

Tabelle 33: Einige Faktoren, welche die Regressionsbeziehung zwischen Herzfrequenz und Energieverbrauch beeinflussen können

Um alle diese Faktoren als Variable zu behandeln, müsste für jede Testperson eine große Zahl von individuellen Gleichungen entwickelt werden. Dies würde die Einfachheit und die Attraktivität der Herzfrequenz Methode herabsetzen. Deshalb müssen so viele Faktoren wie möglich standardisiert werden, die für den Gebrauch der Gleichungen bedeutend sind. Auf diese Weise können Umgebung, Trainingszustände, Erschöpfung, und Absorption günstig kontrolliert werden. Laut DILL et al. (192: 17) scheint das Alter die Regressionsgleichung nur bei einem

sehr hohen Niveau körperlicher Tätigkeit oder bei großen Hitzebelastungen zu beeinflussen. Das Geschlecht verdoppelt bloß die Zahl der erforderlichen Gleichungen. BERGGREN et al. (1950: 14), BOOYENS et al. (1960: 39), MALHORTA et al. (1963: 18) und POULSEN et al. (1962: 5), sind der Meinung, dass bei Anwendung der Herzfrequenz Methode es notwendig ist, für jede Testperson und/oder jeden Typ der Muskeltätigkeit eine eigene Gleichung zu formulieren.

ANDREWS et al. haben in einer Studie mit 83 Beobachtungen pro Testperson, die Einflüsse der Muskeltätigkeit untersucht: Bei den Testpersonen wurde, der Ort der Muskeltätigkeit (in Bezug auf nur Armarbeit, während passiv Stehen, und Armarbeit mit der gleichzeitiger Beinarbeit, während des Gehens), und die Art der Muskeltätigkeit (in Bezug auf die dynamische Armarbeit, statische Armarbeit, und einen Kombination der dynamischen und statischen Armarbeit) und der Einfluss auf die Gleichungen bezüglich des Energieverbrauchs anhand der Herzfrequenz untersucht. Die dynamische Arbeit wurde durch rhythmische Muskelkontraktion und die statische Arbeit durch anhaltende Muskelkontraktion charakterisiert. Um die Kombination der dynamischen und statischen Armarbeit zu untersuchen, führte ein Arm die dynamische Arbeit und der andere Arm die statische Arbeit durch.

Sowohl die brutto als auch die netto Messung der Herzrate und vom Energieverbrauchs wurden genommen. Der Energieverbrauch wurde mit einer „open circuit“ Kalorimetrie geschätzt. Für jeden experimentellen Durchgang wurde vor jedem Durchgang das Nettomaß der Herzfrequenz berechnet, indem die durchschnittliche Herzfrequenz der Testperson während entspannten Stehens vom Bruttomaß, nach jedem Durchgang, subtrahiert wurde. Das entsprechende Nettomaß des Energieverbrauchs wurde auf eine vergleichbare Weise berechnet. Das Niveau der körperlichen Tätigkeit war mäßig. Im Durchschnitt betrug, die Armarbeit, während des Stehens brutto 1,8 bis 5,6 kcal/min und die Armarbeit während des Gehens, brutto 4,2 bis 8,8 kcal/min. Die Ergebnisse werden in Tabelle 34 zusammengefasst.

Factor	Gross measures		Net measures	
	Statistical significance at 0.05 level	Influence on gross heart rate for given level of gross rate of energy expenditure	Statistical significance at 0.05 level	Influence on net heart rate for given level of net rate of energy expenditure
Subject	Significant	Average variation in gross heart rate from subject to subject was 8.1 beats/min	Not significant	
Site of muscular activity	Significant	On the average, gross heart rate was 14.7 beats/min higher during arm work while standing than during arm work while simultaneously walking	Significant	On the average, net heart rate was 14.0 beats/min higher during arm work while standing than during arm work while simultaneously walking
Kind of muscular activity	Not significant		Not significant	

Tabelle 34: Einfluss der Faktoren auf die Regressionsbeziehung zwischen Herzfrequenz und Energieverbrauch

Das wichtigste Ergebnis dieser Studie war, dass die Schwankungen von Testperson zu Testperson, in Bezug auf die Herzrate und den Energieverbrauch statistisch gering waren, sowohl beim Nettomaß als auch beim Bruttomaß. Die Erklärung liegt in der Schwankungsbreite der Ruheherzfrequenz der Testpersonen. Die Ruheherzfrequenz ist in erster Linie eine Funktion der körperlichen Verfassung der Person, wohingegen der Energieverbrauch in erster Linie eine Funktion der Körpergröße ist. Die niedrige Korrelation zwischen der Herzfrequenz und des Energieverbrauchs in Ruhe und bei mäßiger körperlicher Tätigkeit, trägt zu Schwankungen in den Gleichungen bei, die auf dem Bruttomaß beruhen. Bei solch mäßigen körperlichen Tätigkeiten, sind die Änderungen der Herzfrequenz und des Energieverbrauchs in Ruhe, ausgehend vom Nettomaß, bei fast allen Testpersonen gleich. Die Beseitigung von statistisch bedeutenden Schwankungen erhöht den Reiz des Gebrauchs von Gleichungen, um den Energieverbrauch von der Herzfrequenz zu schätzen. Für jede Tätigkeit sollte es möglich sein, eine einzelne Gleichung zu entwickeln, die für eine Gruppe von Testpersonen verwendet werden kann.

Selbst wenn das Nettomaß verwendet wird, hat der Ort der Muskeltätigkeit, einen bedeutenden Einfluss auf die Beziehung des Energieverbrauchs und der Herzfrequenz. Tabelle 34 zeigt, für eine gegebene Bruttoreate oder Nettorate des Energieverbrauchs, die durchschnittliche Brutto- und Nettoherzfrequenz, die

während der dynamischen oder statischen Armarbeit, oder während dynamischen und statischen Armarbeit, während dem Stehen als auch dem Gehen mit Armarbeit, um 14,7 und 14.0 höher ist. Allgemein stimmt dieses Ergebnis mit der Studie ASMUSSEN et al. (1958: 10), der Armarbeit und Beinarbeit verglichen hat, überein. Die Art der Armarbeit, nämlich ob dynamisch, statisch, oder eine Kombination aus dynamisch und statisch, hat einen statistisch bedeutenden Einfluss.

Abbildung 31 zeigt die zwei Ergebnisgeraden, die durch Versuche gesammelt wurden. 210 Testpersonen führten Armarbeit am Stand aus und 288 Testpersonen bewegten die Arme während des Gehens.

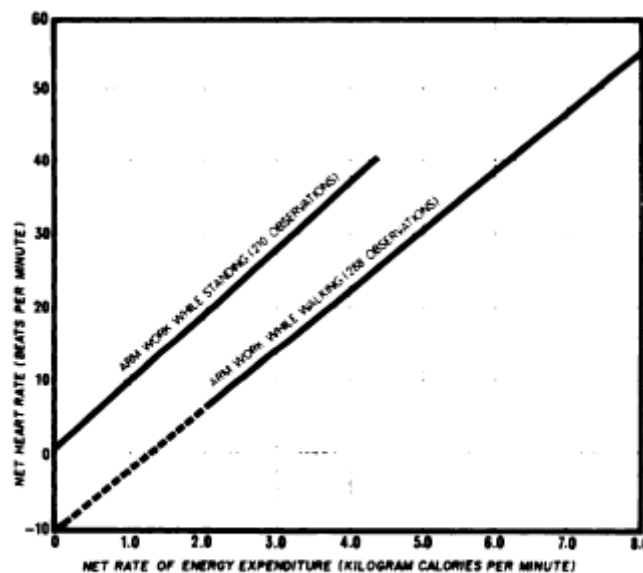


Abbildung 31: Regressionslinie für Testpersonen überder Nettorat des Energieverbrauchs

Der Unterschied zwischen den Regressionskoeffizienten der zwei Gleichungen wurde statistisch geprüft. Er wurde als statistisch unbedeutend empfunden (0,05). Die Wirkung des Ortes der Muskeltätigkeit äußerte sich deshalb in einem Unterschied in den Regressionsgleichungen. Dieser Unterschied spiegelt sich in der vertikalen Trennung der zwei Linien wider. Die wahrscheinlichste Erklärung liegt darin, dass der Kreislauf unterschiedlich ist, wenn man steht oder geht. Laut POLLACK et al. (1949: 1) ist der venöse Druck am Knöchel im Stehen ungefähr gleich dem hydrostatischen Druck, der vom Knöchel bis zur rechten Seite des Herzens besteht. POLLACK et al. (1949: 1) und WATERFIELD et al. (1931: 72)

beschreiben das Deponieren des Bluts in den Beinen als hydrostatisch. Weil Blut in den Beinen deponiert wird, kommt es laut ASMUSSEN et al. (1939: 81) und WEISLER et al. (1957: 36) zu einer Schlagvolumenabnahme und einer Herzfrequenzzunahmen. Sobald dynamische Beinarbeit ausgeführt wird, kommt es durch den venösen Pumpmechanismus dazu, dass das Blut wieder zurück gepumpt wird. Wann auch immer es zu einer bedeutenden Verschiebung im Kreislaufmuster kommt, so gleicht der Anstieg der Herzfrequenz diese großen Schwankungen aus. Durch die Existenz dieses Mechanismus wird vorgeschlagen, dass eine Regressionsgleichung für jede Tätigkeit erforderlich ist, bei der es zu einer bedeutsam Verschiebung der Blutzirkulation innerhalb des Körpers kommt.

Regressionsgleichungen basierend auf Tätigkeitskategorien

Durch die Verwendung von Daten aus mehreren Studien, bestimmen ANDREWS et al. (1966: 27) wie viele Kategorien von Tätigkeiten erforderlich wären, um die verschiedenen Kreislaufmuster zu untersuchen. Insgesamt 15 verschiedene Tätigkeiten wurden in die Studie eingeschlossen. Diese wurden so ausgewählt, dass sie a priori zu verschiedenen Kreislaufmustern führten, z.B. Stehen, Wandern und so weiter. Etwa 700 experimentelle Proben wurden durchgeführt. Es gab ein Minimum von 8 Datenpunkten, geordnet nach dem Energieverbrauch, um für jede einzelne Testperson und einzelne Aufgabe beruhende Regressionsgleichung zu berechnen. Der Energieverbrauch wurde durch eine „open circuit“ Kalorimetrie geschätzt.

Regressionsgleichungen, die den Energieverbrauchs anhand der Herzfrequenz voraussagen, wurden auf folgender Basis entwickelt:

- 1) einzelne Testpersonen und einzelne Aufgaben,
- 2) einzelne Testpersonen und gruppierte Aufgaben,
- 3) mehrere Testpersonen und einzelne Aufgaben, und
- 4) mehrere Testpersonen und gruppierte Aufgaben.

Es war notwendig, die Aufgaben in vier Kategorien zu teilen, um Unterschiede in der Blutzirkulation feststellen zu können:

- 1) Aufgaben, die während des Stehens durchgeführt werden;
- 2) Aufgaben, die während des Gehens durchgeführt werden
- 3) Aufgaben, die, mit vorgebeugtem Oberkörper, durchgeführt werden; und
- 4) Aufgaben, die das wiederholende Beugen und Aufrichten des Oberkörpers einschließen.

Diese Kategorien wurden bestimmt, um die statistische Äquivalenz von 0,05 für jede der 15 Aufgaben zu prüfen. Für eine gegebene Nettoherzfrequenz war die Nettorate des Energieverbrauchs, für Aufgaben die während Stehen durchgeführt wurden, am niedrigsten, etwas höher für Aufgaben die mit gebeugten Oberkörper durchgeführt wurden und am höchsten bei Aufgaben, die das Gehen einschlossen. Wie erwartet werden konnte, wurden die Unterschiede bei diesen drei Kategorien, als Unterschiede in den konstanten Bedingungen der Regressionsgleichungen ausgedrückt. Die vierte Kategorie war erforderlich, weil die Regressionskoeffizienten (aber nicht die konstanten Bedingungen) der Regressionsgleichungen für die Aufgaben, des wiederholenden Beugen und Aufrichten, bedeutsam größer waren als für die anderen drei Kategorien, in denen die Aufgaben in einer relativ fixen Position durchgeführt wurden. Je größer der Regressionskoeffizient, desto steiler die Steigung der Regressionslinie. Das suggeriert eine hemodynamische Wirkung wie sie ASMUSSEN et al. (1958: 10) vorschlagen. Die Muskeln des Stammes und der Beine sind groß und sind dazu fähig, eine sehr starke venöse pumpende Wirkung während rhythmischer Bewegungen des Bückens, und Aufrichtens auszuüben. Je schneller die Ausführung einer solchen Tätigkeit, desto größer ist der venöse Pumpeffekt, während andere Faktoren relativ konstant bleiben. Der Energieverbrauch steigt relativ zur Herzfrequenz an. Das drückt sich als Anstieg des Regressionskoeffizienten der Regressionsgleichung, zur Schätzung des Energieverbrauchs, anhand der Herzfrequenz aus.

Das Ausmaß der Fehler die durch das Ersetzen der Regressionsgleichungen für die Kalorimetrie entstehen, ist entscheidend für die Annehmbarkeit der Regressionsmethode. Unter Berücksichtigung solcher Fehler, ist ein passender

Standard, die normale von Versuch zu Versuch Schwankung in der offenbaren Steady-State Rate des Energieverbrauchs, wie sie auch durch die Kalorimetrie, für die Leistung bei derselben Aufgabe mit einem konstanten Arbeitspensum, unter identischen Bedingungen, geschätzt wurde. Diese Variation ist eine Kombination aus:

- 1) den Versuch zu Versuch Schwankung des Energieverbrauchs einer Testperson für die gegebene Aufgabe und
- 2) dem wesentliche Fehler beim Schätzen des wirklichen Energieverbrauchs durch die Kalorimetrie.

Beruhend auf mehrere Studien kam heraus, dass die in einem Labor über einen Zeitraum von einem Jahr und an mehrere verschiedene Testpersonen, die Aufgaben von leichter bis hin zu schwere Intensität durchführen mussten, dass die durchschnittliche Standardabweichung, die behauptet, dass die Versuch zu Versuch Schwankung, in der offenbaren „Steady-State“ Rate des Energieverbrauchs (wie geschätzt, durch Kalorimetrie) 0,37 kcal/min beträgt. Tabelle 35 präsentiert die Werte der Fehlerwahrscheinlichkeit in der Nettorate des Energieverbrauchs bei Regressionsgleichungen, um die Nettorate des Energieverbrauchs von der Nettoherzfrequenz vorauszusagen.

Basis of regression equation	sd of observed values of net rate of energy expenditure about the regression line (kcal min) ^a	Percent increase in sd of observed values about regression line above the trial-to-trial variation for respiratory calorimetry of 0.37 kcal/min ^b
Single subject-single task	0.51	37.8
Single subject-grouped task	0.63	70.3
Grouped subjects-single task	0.61	64.8
Grouped subjects-grouped tasks	0.72	94.6

^a Represents weighted average of residual variations about individual regression equations where the weighting factor is the degrees of freedom associated with each individual regression equation. ^b The historical mean standard deviation representing the intrasubject variation, from trial to trial, in the rate of energy expenditure, as estimated by respiratory calorimetry, for the performance of the same task under nominally identical conditions in our laboratory has been 0.37 kcal/min.

Tabelle 35: Variation der Regressionsgleichungen um die Nettorate des Energieverbrauchs anhand der Herzfrequenz vorherzusagen

Tabelle 35 schafft eine Grundlage, um die Fehler die sich ansammeln, zu messen. In dieser Studie nimmt die Fehlerwahrscheinlichkeit, der zwei Arten von Ansammlung, nämlich die Testpersonen und die körperliche Tätigkeiten, annähernd gleich zu. Dies resultiert aus den Regressionslinien. Die Zunahmen der Fehlerwahrscheinlichkeit, ausgedrückt in Bezug auf die Standardabweichung, die daher resultiert, das lediglich eine einzelne Regressionsgleichung für alle Testpersonen und keine individuellen Gleichungen für jede Testperson verwendet wurden, ergaben, 0,10 (d.h. 0,61 zu 0,51) kcal/min für einzelne körperliche Tätigkeiten und 0,09 (d.h. 0,72 zu 0,63) kcal/min, für mehrere körperliche Tätigkeiten die in einer der vier Kategorien gruppiert waren, und im Stehen durchgeführt wurde. Die Zunahmen der Fehlerwahrscheinlichkeit, die daher resultiert, das lediglich eine einzelne Regressionsgleichung für alle körperlichen Tätigkeiten und keine individuellen Gleichungen für jede einzelne körperliche Tätigkeit verwendet wurden, ergab 0,12 (d.h. 0,63 zu 0,51) kcal/min für jede einzelne Testperson und 0,11 (d.h. 0,72 zu 0,61) kcal/min für gruppierte Testpersonen.

Multiple Regressionsgleichungen unter Einsatz von Anhaltspunkten der Herzfrequenz

Abbildung 32 ist eine idealisierte Darstellung der Änderungen, die in der Herzrate während der Erholungsphase nach einer Belastung stattfindet.

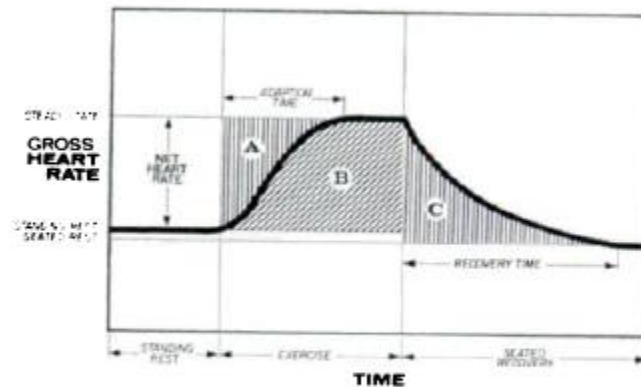


Abbildung 32: Idealisierte Darstellung der Änderungen, die in der Herzrate während der Erholungsphase nach einer Belastung

Außer der Brutto- und Nettoherzfrequenz, können aus diesem Verlauf noch folgende sechs Anhaltspunkte abgeleitet werden:

- 1) Anpassungszeit,
- 2) Pulsdefizit,
- 3) Erholungszeit,
- 4) Erholungspulssumme,
- 5) Gesamtnettoherzschläge, und
- 6) durchschnittliche Nettoherzschläge.

Index	Definition
1) Net heart rate	Increase in the heart rate above the level for rest (i.e., steady-state heart rate during exercise minus heart rate during standing rest)
2) Adaption time	Time in minutes from the onset of exercise to the attainment of a steady-state heart rate
3) Pulse deficit	Number of additional heart beats that would have occurred during the adaption period if the heart rate had been at its final steady-state level from the onset of exercise (i.e., the number of heart beats represented by area A of Fig. 2)
4) Recovery time	Time in minutes from the cessation of exercise to the attainment of a resting level of heart rate during seated recovery
5) Recovery pulse sum	Number of additional heart beats above the resting level that is attained during seated recovery (i.e., the number of heart beats represented by area C of Fig. 2)
6) Total net heart beats	Total number of additional heart beats during exercise and recovery above the levels for standing rest and seated recovery, respectively (i.e., the number of heart beats represented by the sum of areas B and C of Fig. 2)
7) Average net heart beats	Total net heart beats divided by the duration of exercise in minutes

Tabelle 36: Definition der Indizes der Herzfrequenz

Diese Anhaltspunkte werden in Tabelle 36 definiert. Der Korrelationskoeffizient zwischen jedem der sechs Anhaltspunkte und der Nettorate des Energieverbrauchs zeigt den Index Wert an. Die durchschnittlichen Korrelationskoeffizienten für jede der vier Basen werden in Tabelle 37 angegeben.

Independent variable	Mean correlation coefficient (rank)			
	Single subject-single task	Single subject-grouped tasks	Grouped subjects-single task	Grouped subjects-grouped tasks
Net heart rate	0.768 (1)	0.810 (1)	0.749 (1)	0.783 (1)
Adaption time	0.410 (6)	0.513 (6)	0.446 (6)	0.471 (6)
Pulse deficit	0.533 (4)	0.593 (4)	0.550 (4)	0.556 (4)
Recovery time	0.373 (7)	0.362 (7)	0.394 (7)	0.382 (7)
Recovery pulse sum	0.487 (5)	0.527 (5)	0.459 (5)	0.473 (5)
Total net heart beats	0.727 (3)	0.785 (3)	0.704 (3)	0.749 (3)
Average net heart beats	0.760 (2)	0.806 (2)	0.742 (2)	0.775 (2)

Tabelle 37: Durchschnittlichen Werte des einfachen Korrelationskoeffizienten zwischen der Nettorate des Energieverbrauchs und unabhängigen Variablen

Die Reihenfolge der Anhaltspunkte, in Bezug auf ihren durchschnittlichen Korrelationskoeffizienten, war für alle vier Basen gleich. Folgende drei Anhaltspunkte korrelierten am höchsten mit der Nettorate des Energieverbrauchs:

- 1) Nettoherzfrequenz,
- 2) durchschnittliche Nettoherzschläge und
- 3) Gesamtnettoherzschläge

Die paarweise angeordneten Korrelationskoeffizienten bei diesen drei Anhaltspunkten waren für jede der vier Basen 0,96 oder höher. BRADFIELD et al. (1969: 22) und DURNIN et al. (1959: 13) sind der Meinung das der Anhaltspunkt Gesamtnettoherzschläge, eng in Zusammenhang mit der Messung der so genannten "angesammelten Herzschläge" steht, die von Ernährungswissenschaftlern beim Konstruieren von Regressionsgleichungen zur Schätzung des Energieverbrauchs verwendet wurden.

In einem Versuch, die Vorhersage der Rate des Energieverbrauchs von der Herzfrequenz zu verbessern, wurden vielfache Regressionsanalysen, die die Nettoherzrate und die sechs abgeleiteten Anhaltspunkte umfassten, vom Autor ANDREWS et al. (1966: 27) untersucht. Diese Analysen verwendeten dieselben experimentellen Versuche, Kategorien von Tätigkeiten, und Basen wie im vorhergehenden Abschnitt. DIXON (1965) verwendete ein Programm, BMD O₂R, um die Analysen durchzuführen. Dieses Programm baut eine geradlinige vielfache Regressionsgleichung auf, indem es bei jedem Schritt, den Index hinzufügt, der die größte Verminderung der Fehlerwahrscheinlichkeit bei der Regressionsgleichung herbeiführt. Der Prozess wird so lange wiederholt, bis der Index auf eine nicht mehr bedeutende Fehlerwahrscheinlichkeit hinausläuft. Insgesamt wurden 85 Regressionsgleichungen entwickelt. Die durchschnittliche Zahl von Anhaltspunkten, die in diese Gleichungen eingeschlossen wurden, waren drei oder vier. Gewöhnlich war der erste hinzugefügte Anhaltspunkt jener der drei, der mit der Nettorate des Energieverbrauchs am höchsten korrelierte. Wegen der außergewöhnlich hohen Interkorrelation enthalten die drei Anhaltspunkte größtenteils überflüssige Information. Typischerweise wurde nur einer dieser drei Anhaltspunkte in jede multiple Regressionsgleichung eingeschlossen, mit dem Verbleib von zwei oder drei unabhängige Variablen, die aus der Zahl von den anderen vier Anhaltspunkten ausgenommen werden.

Die gewogenen Mittelwerte der Fehlerwahrscheinlichkeit, in der Nettorate des Energieverbrauchs, über die vielfachen Regressionsgleichungen für jede der vier Basen werden in Tabelle 38 angegeben.

Basis of regression equation	Median number of indices in "best-fit" multiple regression equations	SD of observed values of net rate of energy expenditure about the regression line (kcal/min) ^a	Percent increase in SD of observed values about regression line above the trial-to-trial variation for respiratory calorimetry of 0.37 kcal min ^b	Percent reduction in SD from substitution of multiple regression equations for regression equations based only on net heart rate ^c
Single subject single task	3	0.39	5.4	23.5
Single subject grouped task	4	0.58	56.7	7.9
Grouped subjects single task	3	0.53	43.2	13.1
Grouped subjects grouped tasks	4	0.66	71.4	8.3

Tabelle 38: Variationen der multiplen Regressionsgleichung um die Nettorate des Energieverbrauchs anhand von Indizien der Herzfrequenz vorherzusagen

Das bedeutendste Ergebnis ist die Verminderung der Fehlerwahrscheinlichkeit, bei der Verwendung von multiplen Regressionsgleichungen gegenüber der Verwendung von einzelnen Regressionsgleichungen. Die Standardabweichung, der Fehlerwahrscheinlichkeit, über multiple Regressionsgleichungen, für individuelle Testpersonen beträgt, 0,39 kcal/min. Die Standardabweichung, für die von Versuch zu Versuch intraindividuelle Schwankung bei der Kalorimetrie im Laboratorium beträgt 0,37 kcal/min.

Die Gebiete A, B, und C in der Abbildung 32 repräsentieren die Summierung des Herzschlages. Um solch eine Anhäufungen des Herzschlages zu bestimmen, muss das wirkliche kartographische Gebiet bestimmt werden und dieses Gebiet wird mit einem Skalenfaktor multipliziert. So schließt der Gebrauch einer multiplen Regressionsgleichung, ein oder mehrere Anhaltspunkte bezüglich diesem Gebiete und die Aufnahme der Herzfrequenz auf kalibriertem Papier ein, so dass das erforderliche Gebiete gemessen und ein Skalenfaktor festgestellt werden kann.

Es ist wichtig zu bemerken, dass die Gültigkeit der multiplen Regressionsgleichungsmethode nur über kurze Perioden gleichförmiger Tätigkeit demonstriert worden ist. Zwei Indizien, der Gesamtherzschlag und der durchschnittlichen Nettoherzschlag wurden über eine Versuchsdauer von 4 Stunden gezeigt, die auf eine Mischung von Tätigkeiten anwendbar sind, die die Steady-State Bereiche von Tätigkeiten, von den meisten Personen umfassen (siehe BRADFIELD, 1969: 22, 1970: 23).

Von den vier verbleibenden Anhaltspunkte kann erwartet werden, dass Zusatzinformationen zur Verfügung stehen, die für die Vorhersage des Energieverbrauchs, für relativ gleichförmige Tätigkeiten, mit wenig zeitlicher Schwankung beim Energieverbrauch, von Bedeutung sind.

Deshalb ist es wahrscheinlich, dass multiple Regressionsgleichungen, der in dieser Studie untersuchten Art, nur in Ernährungsstudien nützlich sein werden.

Zusammenfassung

Wenn man die Rate des Energieverbrauchs während einer Tätigkeit schätzen möchte, ohne die Verwendung einer direkten oder indirekten Kalorimetrie, gibt es zurzeit, nur zwei Möglichkeiten, die Regressionsgleichungen beruhend auf der Herzfrequenz und die Kombination der Respirometer-Tagebuch-Technik (siehe DURNIN et al., 1959: 13). Anhand der viel versprechende Herzfrequenzmethode wird die Entwicklung eines einzelnen Satzes von Regressionsgleichungen angestrebt, die auf der Nettoherzfrequenz beruhen, um intersubjektive Unterschiede zu minimieren. Jeder Regressionsgleichungssatz würde auf eine gegebene Kategorie von Tätigkeiten anwendbar sein, die ein ähnliches Kreislaufmuster haben und die folglich durch eine ähnliche Beziehung zwischen der Nettoherzfrequenz und dem Energieverbrauch charakterisiert werden. Solch ein Satz von Standardregressionsgleichungen könnte wie folgt angewendet werden:

- 1) Wenn alle Tätigkeiten der Testperson solcher wären, bei denen eine einzelne Standardgleichung genügen würde, müsste während der Studie nur die Nettoherzfrequenz kontrolliert werden.
- 2) Wenn die Tätigkeiten der Testperson solcher wären, dass Regressionsgleichungen für mehr als eine Kategorie erforderlich wären, wäre ein Tagebuch erforderlich, um die Zeitabschnitte innerhalb jeder Kategorie der Tätigkeit zu registrieren, zusätzlich zur permanenten Überwachung der Herzfrequenz.

Zum Beispiel, wenn die Testperson mit unterschiedlichen Tätigkeiten beschäftigt wäre, von denen eine, das Sitzen, und eine das Gehen wäre, würde es notwendig

sein, jene Perioden zu registrieren, in der die Testperson sitzt und diejenigen in der die Testperson geht. Anhand von solch einem Tagebuch könnte die richtige Regressionsgleichung angewandt werden, um den Energieverbrauch für die Periode des Sitzens und des Gehens zu schätzen. Es scheint dass nur einige Kategorien (z.B. Stehen, das Sitzen, Beugen, und Wandern) erforderlich wären, um Gruppierungen von Tätigkeiten, die durch ein besonderes Kreislaufmuster charakterisiert werden zu vertreten, die zu einer Beziehung zwischen der Herzfrequenz und dem Energieverbrauch führen. Selbst wenn ein Tagebuch erforderlich ist, würden man nur einige Kategorien von Tätigkeiten und der Gebrauch der damit verbundenen Regressionsgleichungen benötigen.

Im Vergleich zur Respirometer-Tagebuch-Methode hat die Herzfrequenz Methode den Nachteil, dass eine permanente Aufzeichnung der Herzfrequenz notwendig ist. Es ist jedoch bewiesen, dass heutige Herzfrequenz Messsysteme zuverlässig sind und sie die Testperson bei ihrer Leistung nicht einschränken. Die Regressionsmethode hat gegenüber der Respirometrie drei Vorteile.

- 1) Kann ein Standardsatz von Regressionsgleichungen entwickelt werden. Dieser macht die Kalibrierung, die für die Respirometer-Tagebuch-Methode jedes Mal erforderlich ist, wenn eine neue Tätigkeit oder eine neue Testperson studiert werden, unnötig.
- 2) Wann auch immer eine einzelne Regressionsgleichung für alle Tätigkeiten die während der Studie durchgeführt werden, genügend ist, muss kein Tagebuch geführt werden.
- 3) Beruht die Schätzung des Energieverbrauchs auf der Messung der Herzfrequenz während der körperlichen Tätigkeiten. Wenn die Testperson die Intensität der körperlichen Leistung verändert, wird diese Modifizierung in einer Änderung der Herzfrequenz widergespiegelt.

In der Respirometer-Tagebuch-Methode wird eine einzelne Schätzung des Energieverbrauchs für jede Haupttätigkeit verwendet.

Wenn man die Herzfrequenz Methode eingesetzt wird, zeigen die Studien, dass der Kompromiss, den Forscher machen müssen, zwischen dem Niveau der Ansammlung, in Bezug auf Testpersonen oder Aufgaben, oder beide, und dem

Fehler der Einschätzung zu tätigen ist. In Bezug auf die Testpersonen muss die Wahl zwischen getrennten Regressionsgleichungen für jede Testperson oder einer allgemeinen Regressionsgleichung für alle Testpersonen, gefällt werden. Eine Zunahme in der Standardabweichung, welche die Fehlerwahrscheinlichkeit der Regressionsgleichung, die auf der Nettoherzfrequenz beruht, schlägt mit ungefähr 0,10 kcal/min zu Buche. In Bezug auf Tätigkeiten ist die Wahl zwischen getrennten Regressionsgleichungen für jede körperliche Tätigkeit und einer allgemeinen Regressionsgleichung für eine Gruppe von körperlichen Tätigkeiten, die durch ähnliche Kreislaufmuster charakterisiert werden, zu treffen. Eine Zunahme in der Standardabweichung, welche die Fehlerwahrscheinlichkeit der Regressionsgleichung, die auf die Nettoherzfrequenz beruht, schlägt mit ungefähr 0,12 kcal/min zu Buche.

3.5.3. „Energy expenditure form minute by minute heart rate recording: comparison with indirect calorimetry“

Spurr GB; Prentice AM; Murgatroyd PR; Goldberg GR; Reina JC and Christman NT

Versuche, die körperliche Tätigkeit oder den täglichen Energieverbrauch bei Personen oder bei Gemeinschaften zu bestimmen, liefen auf folgende Methoden hinaus:

- 1) Die faktorielle Methode (siehe DURNIN et al., 1976),
- 2) Fragebögen (siehe MONTROYE, (1971: 24) und GODIN et al. (1985: 10),
- 3) Schrittzähler oder Accelerometer (siehe KEMPER et al. (1977: 37); SARIS et al. (1977: 37 & 1977:37))
- 4) Herzfrequenz Messsysteme (siehe BARDFIELD (1977: 24); SPADY (1980: 33) und SPURR et al. (1986: 44)) und
- 5) Doubly labeld water Methode (siehe SCHOELLER et al. (1984: 40), PRENTICE et al. (1984))

Im Moment scheint die Letzt genannte Methode die am meisten akzeptierte Methode, bezüglich der Bestimmung des täglichen Gesamtenergieverbrauchs und der Genauigkeit, zu sein. Diese Methode hat jedoch auch zwei Nachteile. Die Methode misst den durchschnittlichen Energieverbrauch über eine Perioden von 10-12 Tagen, kann jedoch keine Auskunft über das Grundmuster der körperlichen Tätigkeit geben und die Kosten, sowohl für die Materialien als auch für die Analysen der zwei Isotope und die erforderliche Ausrüstung, sind hoch. Deshalb wird nach einer weniger kostspieligen Methode geforscht, die in Feldsituationen angewendet werden kann und eine angemessene Genauigkeit aufweisen kann und auch eine Messung der körperlichen Tätigkeit ermöglicht.

Herzfrequenz Geräte die fähig sind die „minute by minute“ Herzfrequenz zu registrieren und zu speichern, ohne die körperliche Tätigkeit zu stören, wurden bereits entwickelt (siehe SARIS et al. (1977: 4, 1977: 37) und BAHARESTANI et al. (1979: 79)). Die Fähigkeit, die „minute by minute“ Herzfrequenz zu messen und die große Datenmenge an einen Computer für die Analyse zu übermitteln, geschieht über die ältere Herzfrequenz Anhäufungsmethode. Laut SARIS et al.

(1986:18) ist die Herzfrequenzmethode trotz allen potenziellen Kritiken die beste praktische Methode, um den täglichen Energieverbrauch in vielen Feldsituationen zu schätzen und deshalb ist eine Gültigkeitserklärung gegenüber einer Standardmethode dringend erforderlich. Diese Studie stellt einen Vergleich des Energieverbrauchs bei der indirekten Kalorimetrie und der „minute by minute“ Herzfrequenz an.

Testpersonen und Methoden

Die Messungen wurden mit zwei Kalorimetern zur Bestimmung des Energieverbrauchs über 24 Stunden, am British MRC Dunn Nutrition Center in Cambridge, durchgeführt. BROWN et al. (1984: 22) und HANISH et al. (1984: 22) beschreiben die Instrumente und den Gebrauch dieser, sowie die Berechnung des Sauerstoffverbrauchs der sich aus Änderungen in der körperlichen Tätigkeit ergibt. Die nun beschriebene Arbeit wurde durch das Dunn Nutrition Unit Ethical Committee genehmigt.

Testpersonen

Zu den Testpersonen zählten 16 Männer zwischen 18 und 66 Jahren und 6 Frauen zwischen 19 und 47 Jahren. Die durchschnittlichen physischen Eigenschaften werden in Tabelle 39 präsentiert.

Variable	Men (n = 16)	Women (n = 6)
Age (y)	31.9 ± 13.0	30.2 ± 9.7
Weight (kg)	68.5 ± 5.7	59.4 ± 7.8
Height (m)	1.746 ± 0.050	1.635 ± 0.032
Midupper arm circumference (mm)	266 ± 20	269 ± 24
Sum skinfold measurements (mm)	27.5 ± 15.3	47.3 ± 16.7 (n = 5)

* $\bar{x} \pm \text{SD}$.

Tabelle 39: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Das Körpergewichte (± 50 g) wurden auf einem CMS beam balance (CMS Weighing Equipment, Ltd, London, UK) gemessen. An den folgenden drei Stellen (Trizeps, subscapular und am illiac Kamm) wurde mit Hilfe eines Harpenden Caliper (Holtain, Ltd, Crymmych, UK) die Hautfaltendicke gemessen. Der Oberarm Umfang wurde mit einem flexiblen Maßband gemessen.

Herzfrequenz Geräte

Das für die Registrierung der Herzfrequenz verwendete Gerät, wurde im Forschungsdienst, Zablocki VA Medical Center (by NTC) entworfen und gebaut. Es ist 10 x 7,5 x 4 cm, wiegt 170 g, und wird auf einem Riemen getragen, ohne die normale körperliche Tätigkeit der Testperson zu stören. Es besteht aus einem analogen Teil, der für die Signalaufbereitung und die Verarbeitung des EKG's Signal verantwortlich ist und einem digitalen Bestandteil, für die Sammlung des Herzschlages in einem ein Minuten Intervall und Speicherung in einem 2 Kilobyte großen Speicher, der fähig ist 2048 Datenpunkte über einen Zeitraum von > 34 Stunden zu speichern. Nach dem Konzept von HANISH et al. (1971: 24) wurden drei Elektroden auf der Brust angelegt, zwei, um die präkardiale Ableitung CM 5 zu registrieren und eine, für fundamentale Zwecke. Am Ende der Studie wurden die gesammelten Herzfrequenzdaten mit einem RS-232 Interface auf einen Desktop Computer übertragen und auf einer Diskette gespeichert.

Kalibrierungsvorgang der Testpersonen

Jede Testperson wurde individuell kalibriert, um eine Beziehung zwischen Sauerstoffverbrauch (VO_2) und Herzfrequenz (HF) herzustellen. Diese Kalibrierung wurde am Nachmittag durchgeführt, bevor die Testperson den Kalorimeter betrat, oder innerhalb derselben Woche in der die Kalorimeter Studie durchgeführt wurde. Die letzte Mahlzeit sollte mindestens 2 Stunden zurück liegen. Vier bis fünf Ruhewerte der VO_2 und der HF wurden, im Liegen, auf einem Stuhl sitzend, Stehend, und beim ruhigen Sitzen auf dem Fahrradergometer (Monark 868, Varberg, Schweden) gemessen. Die Messungen wurden nach fünf bis zehn Minuten Ruhephase, in jeder Position gemacht. Der Durchschnitt all dieser Messungen, wurde als der Ruheenergieverbrauch (RMR) angesehen. Die

Testpersonen begannen dann, auf dem Fahrradergometer bei 50 Umdrehungen/Minute mit Hilfe eines Metronoms und bei einem Widerstand von 0 Watt zu fahren. Alle 3 Minuten wurde der Widerstand um 4,9 N erhöht bis die Herzfrequenz der Testperson 150 Schläge/Minute erreichte. Die Messung der HF und des VO_2 wurden während der letzten Minute, der drei Minuten Belastungsperioden gemacht.

Der VO_2 wird mit einer Zweiweg Atmungseinheit und einem Parkinson-Cowan trockenen Gasmeter (Model CD4, C Poe Co, Houston, TX), welcher mit einem Mundstück versehen ist, um die Lungenventilation zu bestimmen, gemessen. Ein Servomex OA 137 Sauerstoffanalysator (Croborough, UK) kalibriert mit frischer Luft und einem sauerstofffreien Stickstoff und einem „Dual beam“ Infrarotkohlendioxydanalysator (Typ 801, PK Morgan, Chatam, UK) kalibriert mit 5% CO_2 (Haldane apparatus; kalibriert bis auf $\pm 0,02\%$), um das ausgeatmeten O_2 und CO_2 zu messen. Die Herzfrequenz wird von einem EKG Monitor aufgezeichnet. VO_2 und VCO_2 , werden wie durch CONSOLAZIO et al. (1963) beschrieben, berechnet. Zwei Eichkurven, eine für Männer und eine für Frauen, werden in der Abbildung 33 gezeigt.



Abbildung 33: Eichkurve der männlichen und weiblichen Teilnehmern

Trotz des hohen Korrelationskoeffizienten der Ruhewerte der männlichen Testpersonen, abgebildet in Abbildung 72 waren die üblichen Werte sehr viel niedriger als die durchschnittliche $\pm$ SD der 22 Testpersonen, nämlich $0,24 \pm 0,36$ im Vergleich zu $0,98 \pm 0,05$ für die während der körperlichen Tätigkeit erhaltenen Daten.

Kalorimeter Protokoll

Jeder Kalorimeter wurde mit einem Stuhl, einem kleinen Schreibtisch, einem Klappbett, Toilette, einem Telefon, einer Gegensprechanlage, einem Fernseher und einem Fahrradergometer mit einem Metronorm, um die Trittschwindigkeit zu steuern, ausgestattet. Mahlzeiten wurden durch eine doppelte Fensterklappe zwischen dem Kalorimeter und dem „Kontrollraum“ gereicht. Bevor die Testpersonen den Kalorimeter betraten, wurde ihnen der Arbeitsablauf und die Gerätschaften erklärt. Jede Testperson erhielt auch eine schriftliche Beschreibung des Arbeitsprotokolls, dem sie zu folgen hatten. Das allgemeine Kalorimeter Protokoll wird in der Abbildung 34 gezeigt.

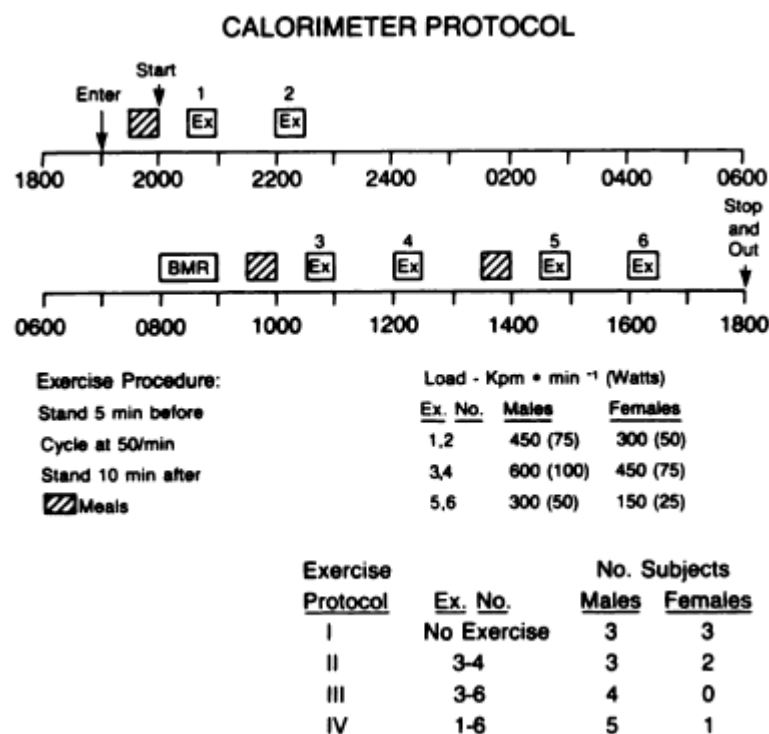


Abbildung 34: Testprotokoll

Außerdem wurde die Testperson vor dem betreten des Kalorimeters, mit Elektroden für die Herzfrequenzaufzeichnung ausgestattet und das Aufnahmegerät wurde gestartet. Die Testpersonen wurden um 19 Uhr in den Kalorimeter „gesperrt“ und erhielten zwischen 19:30 und 20:00 Uhr ihre Abendmahlzeit. Die Studienphase begann um 20:00 Uhr und wurde um 18:00 Uhr am nächsten Abend wieder beendet, indem die Testpersonen den Kalorimeter verließen. Folglich basieren die Daten auf einer Herzfrequenzaufzeichnung (mit Ausnahme der Schlafenszeit) und der Kalorimetermessung über einen Zeitraum von 22 Stunden.

Die Testpersonen folgten einem von vier Übungsprotokollen (Abbildung 34):

- 1) keine Übung;
- 2) zwei Arbeitsgänge, die zwischen 10:30 und 11:00 Uhr sowie zwischen 12:00 und 12:30 Uhr , bei einer Leistung von 100 Watt für Männer und 75 Watt für Frauen, durchgeführt wurden;
- 3) vier Arbeitsgänge über einen Zeitraum von 30 Minuten, zwei wie bei Protokoll 2 und zwei zwischen 14:30 und 15:00 Uhr sowie zwischen 16:00 und 16:30 Uhr, bei einer Leistung von 50 Watt für Männer und 25 Watt für Frauen; und
- 4) sechs Arbeitsgänge, vier wie im Protokoll 3 plus zwei zwischen 20:30 und 21:00 Uhr und zwischen 22:00 und 22:30 Uhr an jenem Abend an dem die Testpersonen den Kalorimeter betreten haben, bei einer Leistung von 75 Watt für Männer und 50 Watt für Frauen.

Das Übungsverfahren bestand aus fünf Minuten ruhig neben dem Fahrradergometer zu stehen, bevor die Belastungsphase von 30 Minuten, bei einer Leistung von 50 Watt begonnen wurde und wiederum gefolgt von einer fünf Minuten Phase ruhigen Stehens neben dem Fahrradergometer. Die Perioden des Nichtstuns wurden beim Lesen, Schreiben und Fernsehen usw. beobachtet. Im Tagesverlauf wurden ausführliche Notizen über die Tätigkeiten der Testpersonen gemacht. Eine Nachtkrankenschwester war zwischen 20:00 und 08:00 Uhr im Dienst, um Tätigkeiten, Zeit die für Schlaf aufgewendet wurde usw. zu registrieren und um die Testpersonen bei einem Notfall zu versorgen, was nicht vorkam.

Unter Feldbedingungen und in der gegenwärtigen Studie, wird der Energieverbrauch während des Schlafes als das Produkt des basal Metabolismus (BMR) und der Schlafzeit, anhand der Herzfrequenzmethode ermittelt. Der Kalorimeter wird verwendet um den BMR zu messen. Die Testperson wurde freundlich um 7:00 Uhr am Morgen geweckt und falls es notwendig war, konnte diese zur Toilette gehen. Kurz vor 8:00 wurde die Testperson wieder geweckt und ersucht, für die nächste Stunde ruhig und wach liegen zu bleiben. Eine sorgfältige Überwachung versicherte, dass die Testperson nicht wieder einschlief. Messungen der VO_2 und des VCO_2 während dieser Periode wurden herangezogen um die BMR mit Hilfe des entsprechenden kalorischen Äquivalents von O_2 , der anhand des Respiratorischen Quotienten wie durch LUSK (1924: 59) beschrieben, zu berechnen.

Die durch den Kalorimeter gemachten Messungen werden in kJ/min berechnet und durch den Computer während der Messung in drei Minuten, 20 Sekunden Intervallen aufgelistet und am Ende der Messung als 30 Minuten Durchschnitt, als Gesamtenergieverbrauch während der 22 Stunden, und als durchschnittliche kJ/min während der ersten Stunde, in der die BMR Messung erfolgt, tabellarisiert.

Am Ende des Kalorimeter Verfahrens wurde der Herzfrequenzrecorder von der Testperson abgemacht, und der Inhalt wurde in den Computer, zusammen mit den Zeiten des Startens und Aufhörens, des Schlafens, des Aufweckens und des Gehens, übertragen. Auf Grund einer Fehlfunktion bei zwei Testpersonen, die wahrscheinlich infolge von Elektrodenproblemen auftraten und sich die Elektroden sogar bei einer dritten Testperson ganz abgelöst haben, treten verkürzte Perioden von 20,75; 19 und 16 Stunden der Energieverbrauchsmessung, durch die Herzfrequenzmethode auf. Jedoch basieren die Datenanalysen dieser Studie auf den 22 Stunden.

Bewertung des Energieverbrauchs durch die Herzfrequenzmethode

RMR wurde als der Durchschnitt aller Ruhewerte der VO_2 , die während des Kalibrierungsverfahrens berechnet wurden und als kJ/min, wie für den BMR beschrieben, ausgedrückt.

Aus der Abbildung 33 ist ersichtlich, dass es zwei Kurven der Herzfrequenz gibt, nämlich die Ruheherzfrequenz und die Herzfrequenz bei körperlicher Tätigkeit. Folglich ist es notwendig, eine Herzfrequenz zu berechnen, die die Steigung und den Schnittpunkt der auf dem Rad erhaltenen Eichkurve verwendet, um die VO_2 zu errechnen und eine Herzfrequenz unter dem RMR zu verwenden, um den Energieverbrauch (EE) für die fraglichen Minuten zu schätzen. Die entscheidende Herzfrequenz (HF) wird FHFLEX genannt. Verschiedenen HF Werte wurden für die Berechnung des täglichen Gesamtenergieverbrauch (TDEE) herangezogen: der Durchschnitt der höchsten Herzfrequenz in Ruhe und der niedrigsten während der körperlichen Tätigkeit auf dem Rad (berechnete FHFLEX), die planmäßigen Werte, und eine Reihe von Werten der berechneten FHFLEX +5, + 10, + 15, und +20 Schläge/min. Der VO_2 des HF Wertes, der grafisch dargestellt wurde, wurde als zu subjektiv betrachtet. Die anderen berechneten FHFLEX Werte wurden verwendet und empirisch (beruhend auf einem hohen Korrelationskoeffizienten (r), und einem niedrigem Standardfehler der Schätzung (SEE), als Regressionsanalyse von TDEE anhand der Herzfrequenz (abhängige Variable) auf dem Kalorimeter TDEE (unabhängige Variable) geprüft. In der gegenwärtigen Analyse wurde der FHFLEX + 10 Wert verwendet. Auch die Ergebnisse von TDEE und Energieverbrauch bei körperlicher Tätigkeit (EAC), berechnet mit einer FHFLEX + 15, waren den Werten bei einer FHFELX + 10 sehr ähnlich. Die berechnete FHFLEX + 10 wird jetzt als FHFLEX bezeichnet. Die $\pm\text{SD}$ beträgt im Durchschnitt 86 ± 10 Schläge/min bei Männern, und 96 ± 6 Schläge/min bei Frauen, und der Unterschied ist statistisch signifikant ($p = 0,04$). Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich zu jenen subjektiv geschätzt Werten der Kalibrierungsmessung von VO_2 (85 ± 9 und 94 ± 5 , beziehungsweise). Die „minute-by-minute“ EE in kJ/min ist dann

$$\text{EE} = (m \times \text{HF} + b) \text{ 20,48 wenn HF} > \text{FHFLEX} \quad (1)$$

oder

$$\text{EE} = \text{RMR wenn HF} \leq \text{FHFLEX} \quad (2)$$

wobei m der Anstieg und b der Achsenabschnitt der Kalibrierungslinie der körperlichen Tätigkeiten ist (Abbildung 33) und RMR ist der Durchschnitt vom Ruhe Energieverbrauch Wert (REE), der während des Kalibrierungsverfahrens erhalten wurde. Die Herzfrequenzüberwachung wurde verwendet, um den EE zu schätzen. Dieser Zeitraum erstreckt sich von 20:00 Uhr, bis sich die Testperson für die Nacht zum Schlafen hinlegte, und nachdem die Testperson die BMR Messung um 09:00 Uhr beendeten, bis die Testperson den Kalorimeter um 18:00 Uhr verließ. Folglich ergibt sich der EE vom Monitor (EEM)

$$EEM = \sum EE \quad (3)$$

während dieser zwei Perioden und des täglichen Gesamtenergieverbrauchs war der TDEE:

$$TDEE = (ST \times BMR) + EEM \quad (4)$$

wobei ST, die Schlafzeit in Minuten und der BMR in kJ/min angegeben werden. Der BMR wurde mit Hilfe eines Kalorimeters gemessen und sollte daher dem BMR entsprechen, der durch jede andere indirekte Kalorimetrie Methode gemessen wird. Der EE während des Schlafes im Kalorimeter, wird für die Ermittlung des TDEE, aus den individuellen Kalorimetermessungen abgeleitet, nicht vom BMR. Die Energie für die Aufrechterhaltung der Körperfunktionen (MEE) ist dann

$$MEE = (ST \times BMR) + [(1440 - ST) \times RMR]$$

Wobei der BMR und der RMR beide durch unabhängig Messungen in einem Kalorimeter gemacht wurden und in kJ/min ausgedrückt werden.

Die Energie, die für körperliche Tätigkeiten benötigt wird (EAC, ist dann

$$EAC = TDEE - MEE$$

Diese Berechnungen von MEE und EAC sind dieselben, die durch SPADY (1980: 33) präsentiert werden.

Ergebnisse

Die Eichkurven der zwei Geschlechter zeigen einige Unterschiede, die Erwähnung verdienen. Bei diesen Testpersonen gab es keine statistisch bedeutenden Unterschiede im Hang oder den Abschnitten bei niedrigen körperlichen Tätigkeiten (ruhend). Die Werte zwischen Männern und Frauen und auch die durchschnittlichen Ruhewerte des EE (RMR) waren signifikant unterschiedlich ($6,7 \pm 0,6$ und $5,3 \pm 0,2$ kJ/min [$1,6 \pm 0,14$ und $1,3 \pm 0,05$ kcal/min]) ($p < 0,001$). Außerdem war der durchschnittliche Hang der Kurven auf dem Fahrradergometer bei Männern bedeutsam höher als bei Frauen ($p < 0.001$)

Die Ergebnisse des EE's, bei verschiedenen Gruppierungen, werden in Tabelle 40 gezeigt.

Condition	n	TDEE-MJ (kcal)		EAC-MJ (kcal)	
		Calorimeter	Heart rate	Calorimeter	Heart rate
Women	6	7.80 ± 1.30 (1866 $\pm$ 311)	8.10 ± 1.46 (1938 $\pm$ 349)	1.47 ± 1.12 (352 $\pm$ 268)	1.77 ± 1.30 (423 $\pm$ 311)
Men	16	10.13 ± 1.39 (2423 $\pm$ 332)	10.34 ± 1.55 (2474 $\pm$ 371)	2.52 ± 1.38 (603 $\pm$ 330)	2.72 ± 1.50 (651 $\pm$ 359)
Protocol I	6	7.37 ± 0.86 (1763 $\pm$ 206)	7.35 ± 0.66 (1758 $\pm$ 158)	0.59 ± 0.36 (141 $\pm$ 86)	0.57 ± 0.51 (136 $\pm$ 122)
Protocol II	5	9.47 ± 0.76 (2266 $\pm$ 182)	9.92 ± 1.25 (2373 $\pm$ 299)	1.98 ± 0.38 (474 $\pm$ 91)	2.42 ± 0.76 (579 $\pm$ 182)
Protocol III	4	10.57 ± 0.54 (2529 $\pm$ 129)	11.29 ± 0.87 (2701 $\pm$ 208)	2.48 ± 0.72 (593 $\pm$ 172)	3.20 ± 1.35 (766 $\pm$ 323)
Protocol IV	6	11.01 ± 1.30 (2634 $\pm$ 311)	10.94 ± 1.00 (2617 $\pm$ 239)	3.86 ± 0.88 (923 $\pm$ 210)	3.79 ± 0.72 (907 $\pm$ 172)
All subjects	22	9.49 ± 1.71 (2270 $\pm$ 409)	9.73 ± 1.81 (2328 $\pm$ 433)	2.23 ± 1.37 (533 $\pm$ 328)	2.46 ± 1.48 (588 $\pm$ 354)

* $\bar{x} \pm SD$. There are no statistically significant differences between the two methods in any of the data groupings.

Tabelle 40: Ergebnisse des EE's, bei verschiedenen Gruppierungen

Die Daten werden als täglicher Gesamtenergieverbrauch (TDEE) und als Verbrauch bei körperlicher Tätigkeit, präsentiert. Die Daten der Testperson, bei denen sich die Elektroden gelöst haben, sind in Protokoll 5 beschrieben, wurden aber nicht für die Auswertung herangezogen. Es gibt keine statistisch bedeutenden Unterschiede bei dem paarweise angeordneten t Vergleichen zwischen den zwei Methoden. Individuelle Werte für TDEE und EAC durch die zwei Methoden werden in Tabelle 41 präsentiert.

Subject				TDEE-MJ (kcal)		EAC-MJ (kcal)	
Number	Age	Sex	Protocol	Calorimeter	Heart rate	Calorimeter	Heart rate
1	33	M	4	10.57 (2529)	12.10 (2895)	2.96 (708)	4.49 (1073)
2	47	M	3	10.68 (2554)	12.35 (2955)	3.28 (785)	4.96 (1186)
3	22	M	2	9.74 (2330)	11.73 (2807)	1.39 (333)	3.38 (810)
4	29	M	3	11.25 (2692)	11.40 (2728)	2.31 (553)	2.46 (589)
5	19	F	1	7.51 (1797)	6.71 (1606)	0.99 (238)	0.19 (46)
6	23	F	2	8.68 (2076)	8.22 (1967)	2.38 (570)	1.93 (461)
7	30	M	1	7.84 (1876)	7.09 (1696)	0.80 (192)	0.05 (13)
8	20	M	3	9.95 (2381)	10.23 (2447)	1.59 (380)	1.86 (446)
9	31	F	1	6.39 (1528)	7.01 (1678)	0.49 (118)	1.12 (267)
10	28	F	2	8.64 (2068)	9.80 (2345)	1.92 (460)	3.08 (737)
11	28	M	2	10.26 (2454)	9.68 (2315)	2.22 (532)	1.64 (393)
12*	32	M	4	10.25 (2453)	10.39 (2486)	3.64 (846)	3.67 (879)
13	33	M	4	12.64 (3025)	10.78 (2580)	4.70 (1124)	2.84 (679)
14	47	F	1	6.23 (1490)	6.94 (1662)	0.10 (24)	0.82 (196)
15	46	M	1	8.16 (1952)	8.40 (2009)	0.88 (211)	1.12 (268)
16	43	M	4	12.50 (2990)	12.25 (2931)	5.03 (1203)	4.78 (1143)
17	23	M	1	8.09 (1936)	7.94 (1901)	0.27 (64)	0.12 (29)
18	19	M	2	10.04 (2403)	10.15 (2429)	1.97 (472)	2.08 (498)
19†	18	M	3	10.40 (2488)	11.16 (2670)	2.74 (657)	3.51 (839)
20‡	21	M	4	8.93 (2137)	9.48 (2269)	2.55 (610)	3.10 (742)
21	66	M	4	10.77 (2577)	10.23 (2448)	4.01 (959)	3.47 (830)
22	33	F	4	9.33 (2233)	9.90 (2367)	2.93 (701)	3.49 (836)

* 20.75-h period.

† 19-h period.

‡ 16-h (three exercise periods).

Tabelle 41: Individuelle Werte für TDEE und EAC

Die Unterschiede zwischen TDEE gemessen durch den Kalorimeter (Cal) und mit Hilfe der Herzfrequenz (HF) sind gleich, weil MEE unabhängig gemessen wird.

$$\text{EAC (Cal)} = \text{TDEE (Cal)} - \text{MEE} \quad (7)$$

und

$$\text{EAC (HF)} = \text{TDEE (HF)} - \text{MEE} \quad (8)$$

Weil MEE für beide Gleichungen gebräuchlich ist, kann gesagt werden, dass

$$\text{TDEE (HF)} - \text{TDEE (Cal)} = \text{EAC (WI)} - \text{EAC (Cal)} \quad (9)$$

Als die Werte der Kalorimetrie von der Herzfrequenzmethode-Methode abgezogen wurden, variierten die Unterschiede von -1,86 MJ (-445 kcal) bis zu +1,99 MJ (+476 kcal) in allen 22 Testpersonen. Wie aus Tabelle 2 abgelesen werden kann, war der durchschnittliche Unterschied 0,24 MJ (57 kcal).

Ein F-Verhältnis-Vergleich der SD's, der zwei Methoden offenbarte keine statistisch bedeutenden Unterschiede, weder für TDEE noch für EAC, in jedem

der sieben gezeigten Gruppierungen (Tabelle 40). So zeigt die Herzfrequenzmethode keine größere Schwankung als die Messungen anhand eines Kalorimeters.

Die Regression von TDEE durch die Herzfrequenzmethode, beruhend auf den Daten des Kalorimeters, wird in der Abbildung 35 gezeigt.

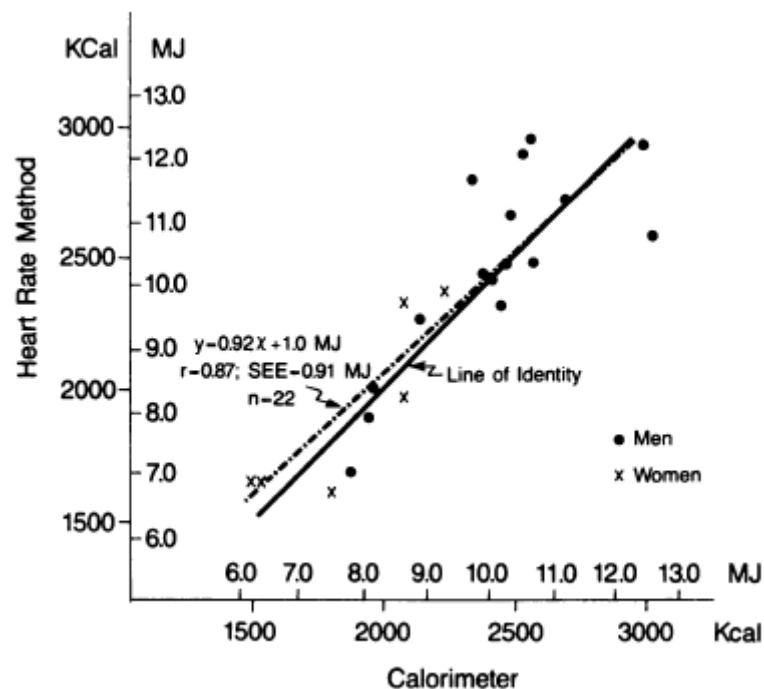


Abbildung 35: Regression von TDEE durch die Herzfrequenzmethode, beruhend auf den Daten des Kalorimeters

Die Regressionsgleichung

$$y = 0,92X + 1,0 \text{ MJ (10)}$$

ist der „Linie of identity“ nah. SEE war 0,91 MJ (218 kcal) und r war 0,87. Mit dem Kalorimeter als Standard, änderten sich die maximalen Abweichungen der Werte von TDEE anhand der Herzfrequenzmethode für die 22 Testpersonen zwischen +20 % und - 15 %. Abbildung 36 präsentiert eine ähnliche Regressionsanalyse für EAC.

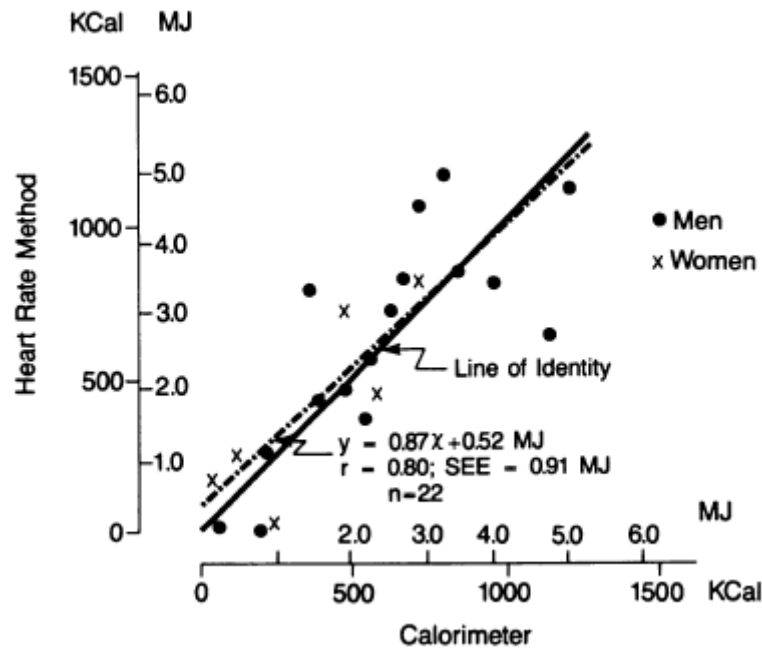


Abbildung 36: Regression des Energieverbrauchs in Aktivität durch die Herzfrequenzmethode, beruhend auf den Daten des Kalorimeters

Wieder ist die Regressionsgleichung der „Linie of identity“

$$y = 0,87X + 0,52 \text{ MJ}$$

mit $r = 0,87$ und $\text{SEE} = 0,91 \text{ MJ}$ (218 kcal) ähnlich.

Mit sechs Perioden körperlicher Tätigkeiten und 22 Testpersonen kommt man auf 132 mögliche Perioden der körperlichen Tätigkeit. Das Protokoll in Abbildung 34 sagt aus, dass es 62 Perioden ohne körperliche Tätigkeit und 65 Perioden mit körperlicher Tätigkeit auf dem Fahrradergometer bei unterschiedlicher Intensität gab. Die fünf fehlenden Perioden kamen auf Grund der abgelösten Elektroden zustande. Ein Diagramm der 127 durchschnittlichen 30 Minuten Perioden, von denen der EE anhand der Herzfrequenzmethode und dem Kalorimeter berechnet wurden, wird in Abbildung 37 präsentiert.

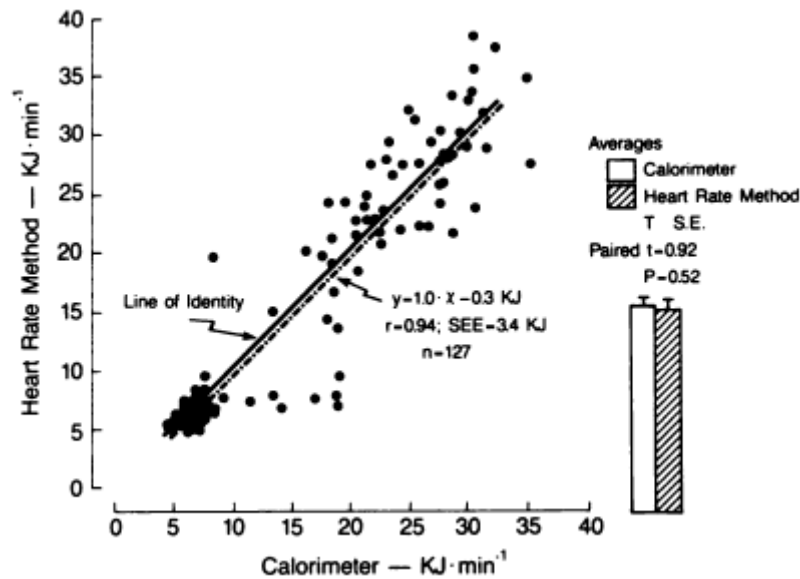


Abbildung 37: EE anhand der Herzfrequenzmethode und dem Kalorimeter während jeder mögliche Periode

Es gibt 61 Punkte im niedrigeren linken Quadrat, abgegrenzt durch 10 x 10 kJ/min, die während der Perioden ohne körperliche Tätigkeit gemessen wurden. Obwohl die meisten der Testpersonen während der meisten dieser Perioden gesessen sind, sind einige jedoch herum gegangen, und so können nicht alle dieser Werte als Ruhezustand beschrieben werden. Eine Messung bei keiner körperlichen Tätigkeit zeigt einen anormal hohen Wert an. Dieser wurde anhand der Herzfrequenzmethode bestimmt (Abbildung 37).

In Abbildung 37 gibt es auch sieben Werte bei körperlicher Tätigkeit, die einen erhöhten EE aufweisen. Diese erhöhten Werte wurden lediglich mit dem Kalorimeter ermittelt, nicht jedoch mit der Herzfrequenzmethode. Drei von diesen kamen während des Radfahrens bei einem Arbeitspensum von 1470 N x m/min (25 W), drei bei 2940 N x m/min (50 W), und einer bei 4410 N x m/min (75 W) vor. Diese sieben Messungen kamen bei fünf Testpersonen vor. Die verbleibenden 58 Punkte, während körperlicher Tätigkeit wurde wie gezeigt, gemessen. Die gesamte Regressionsanalyse kam der „Linie of identity“ und trotz der acht Punkte sehr nah, r war 0,94, und SEE war 3,40 kJ/min (0,81 kcal/min). Eine paarweise angeordnete Beispielanalyse all der 127 Vergleiche zeigte keinen statistisch bedeutenden Unterschied (Abbildung 37).

Ein individuelles Diagramm der 30 min Durchschnittswerte des EE von 20:00 bis 18:00 des nächsten Tages, für eine Testperson wird in der Abbildung 38 präsentiert.

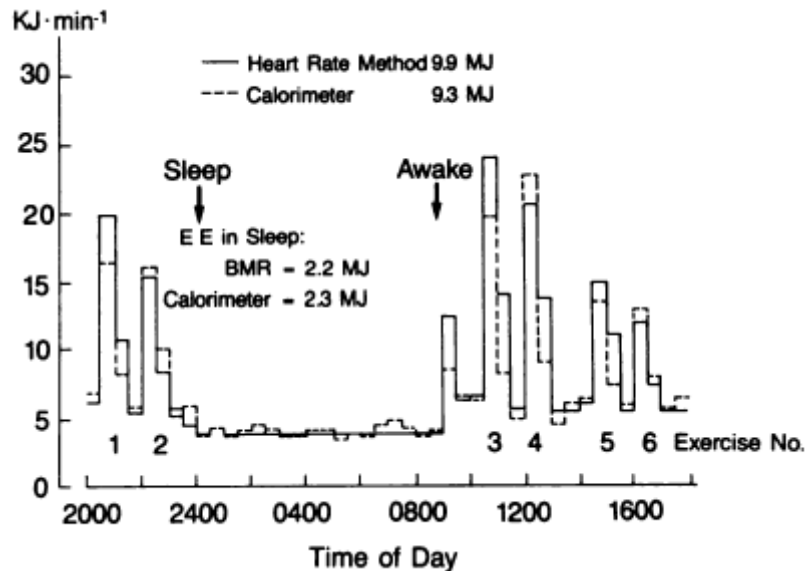


Abbildung 38: Individuelles Diagramm der 30 min Durchschnittswerte des EE

Die Ergebnisse dieser weiblichen Testperson zeigen, dass die Herzfrequenzmethode eine gute Variante für die Abschätzung des Energieverbrauchs bei körperlicher Tätigkeit ist, aber der TDEE um 0,6 MJ (144 kcal) überschätzt wird.

Der EE während des Schlafes wurde permanent durch den Kalorimeter kontrolliert. Deshalb war es möglich, den BMR der anhand der Herzfrequenzmethode gemessen wurde als eine Fehlerquelle zu ermitteln. Für die 22 Testpersonen, betrug die SD für EE während des Schlafes gemessen anhand des BMR $2,6 \pm 0,3$ MJ (622 ± 72 kcal) und durch den Kalorimeter waren es $2,7 \pm 0,3$ MJ (646 ± 72 kcal). Der Unterschied war statistisch nichtsignifikant.

Weil die Messung des BMR für die Berechnung des EE während des Schlafes unter Feldbedingungen schwierig sein könnte, wurde die Gleichungen von SCHOFIELD (1985: 39C) verwendet, um den BMR der Testpersonen bezüglich dem Geschlecht, Alter, und der Körpergewicht zu schätzen. Der BMR der bei den 22 Testpersonen durch den Kalorimeter gemessen wurde, betrug $4,72 \pm 0,58$

kJ/min ($1,13 \pm 0,14$ kcal/min) und der durch die Gleichung von SCHOFIELD (1985: 39C) geschätzte BMR machte $4,72 \pm 0,54$ kJ/min ($1,13 \pm 0,13$ kcal/min). Insofern kann die SCHOFIELD Gleichungen bei einer Gruppe von Testpersonen, bei schwierigen Feldbedingungen verwendet werden, um den BMR zu schätzen. Die Herzfrequenzmethode sollte hauptsächlich bei Tätigkeiten während des Tages verwendet werden und nicht während des Schlafens.

Diskussion

In der Literatur führen die Versuche, die Herzfrequenzmethode als ein Mittel zur Schätzung der metabolischen Rate zu verwenden, auf die Arbeit von BENEDICT 1907 zurück, und wurde kurz durch BOOYENS et al. (1960: 38) nachgeprüft. Diese Autoren erkannten früh die Beziehung zwischen VO_2 und HF bei individuellen Testpersonen und die Schwierigkeit, die metabolische Rate anhand der HF zu schätzen, besonders bei Tätigkeiten mit niedriger Intensität. WARNOLD et al. (1977: 30) und ACHESON et al. (1980: 33), berichten über einen befriedigenden Gebrauch, von einer durchschnittlichen Herzfrequenz, die über einen Zeitraum von 24 h angesammelt wurde und anhand dieser eine Bewertung des täglichen Energieverbrauchs getätigt wurde. DAUNCEY et al. (1979: 42) und CRISTENSEN et al. (1983: 37) drücken ihre allgemeine Unzufriedenheit mit dieser Annäherung aus. Diese Unzufriedenheit beruht wahrscheinlich daher, dass bei den meisten Erwachsenen die durchschnittliche HF, erhoben, über einen Zeitraum von 24 h, sich nicht wesentlich von den Ruhewerten abheben und somit die VO_2 -HF Beziehung nicht genau ist. Laut SPADY und SPURR und SPURR et al. (1980: 33, 1986: 44, 1987: 41C), kommt es bei der Anwendung der Herzfrequenzmethode bei Kindern, die körperlich aktiv sind zu annehmbaren Werten für den TDEE.

Mit der Entwicklung von kleinen, leichten Geräten für die Aufzeichnung der „minute by minute“ Herzfrequenz, der Fähigkeit diese Werte auf einen Computer zu übertragen und diese zu untersuchen, wird es möglich, einen gegebenen HF in hohe oder niedrige HF auf der Kalibrierungskurve zu trennen. Dies erlaubt eine Bewertung des EE in niedrigen Bereichen, durch den Gebrauch des durchschnittlichen RMR, erhalten durch eine Reihe von Tätigkeiten in einem

leichten Intensitätsbereich. Aber auch eine Berechnung des EE, anhand der Regressionsgleichung bei Tätigkeiten in höherer Intensität während des Kalibrierungsverfahrens, ist möglich. Der Erfolg dieser Annäherung wird von der Fähigkeit abhängig sein, den HF Krümmungspunkt in der Kalibrierungskurve (Figur 1) zu bestimmen. BLACKBURN et al. (1985: 42) sind der Meinung, dass es auf Grund einer Überlappung der hohen HF in Ruhe und der niedrigen HF bei körperlicher Tätigkeit, es schwierig ist, den EE in einem Bereich von 80-120 Schlägen/min zu bestimmen. In der gegenwärtigen Studie wurde die FHFLEX durch den durchschnittlich höchsten Wert in Ruhe und den niedrigsten Wert während des Radfahrens plus 10, bestimmt. Wie diese Analyse zeigt, sind die Ergebnisse (Tabelle 40) für Gruppenwerte ziemlich gut geeignet. Die Daten für individuelle Testpersonen zeigen eine breitere Veränderlichkeit (Tabelle 41), als für Gruppen, aber sie sind annehmbare Messungen für den TDEE und den EAC. Diese werden durch mehrmalige Messungen in derselben Person, unter ähnlichen Bedingungen der Tätigkeit außerordentlich verbessert.

Der Wert für den RMR den man während des Kalibrierungsverfahrens erhält, wurde mit dem Wert der anhand des Kalorimeters gemessen wurde, verglichen. Der Letztere wurde anhand der Kalorimeterdaten, durch das Ausschließen aller Messungen während des Schlafes, der körperlichen Tätigkeit, 30 min nach körperlicher Tätigkeit und 30 min vor dem Schlaf und nach dem Erwachen am Morgen, berechnet. Die Werte waren $6,35 \pm 0,83$ kJ/min ($1,52 \pm 0,20$ kcal/min) und $6,19 \pm 0,71$ kJ/min ($1,48 \pm 0,17$ kcal/min) für das Kalibrierungsverfahren beziehungsweise den Kalorimeter. Der Unterschied war statistisch nicht signifikant ($p = 0,42$). Folglich war der RMR Wert, der während des Kalibrierungsverfahrens ermittelt wurde, vergleichbar mit dem Wert der anhand des Kalorimeters berechnet wurde und trug nicht signifikant im Vergleich der Herzfrequenzmethode und Kalorimetermethode bei.

SARIS (1986: 18) ist der Meinung, dass eine Ungenauigkeiten auf Grund der langsamen Rückkehr der HF in das Ausgangsniveaus der „minute by minute“ Herzfrequenzmethode verglichen mit der Rückkehr des EE nach körperlicher Tätigkeit, auftreten könnte. Dieses Phänomen wurde in vielen Perioden der körperlichen Tätigkeiten, welche im Kalorimeter gemessen wurden, beobachtet.

Weil es auch hier eine Tendenz für eine langsame Rückkehr der Kalorimeterdaten, nach körperlicher Tätigkeit, zum Ausgangsniveau gab, soll das gegenwärtige Experiment, den Umfang des Unterschieds zwischen den zwei Methoden bestimmen. Der EE gemessen durch den Kalorimeter, für die 30 min Periode nach der körperlichen Tätigkeit wurde mit den gemessenen HF Werten, während derselben 65 Periode der körperlichen Tätigkeit, verglichen. Die durchschnittlichen Werte für die ganzen Perioden waren $9,56 \pm 1,52$ kJ/min ($2,29 \pm 0,36$ kcal/min) und $12,47 \pm 4,33$ kJ/min ($2,98 \pm 1,04$ kcal/min) für den Kalorimeter, beziehungsweise für die Herzfrequenzmethode. Der Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$). Beide Werte wurden anhand der Intensität der Übung (W) in Beziehung gestellt: $r = 0,63$ und $p < 0,001$ für die Herzfrequenzmethode und $r = 0,42$ und $p = 0,002$ für die Kalorimetermethode und unterschieden sich signifikant.

Die Fähigkeit der Herzfrequenzmethode, den Testpersonen bei Perioden körperlicher Tätigkeit (Abbildung 37 und 38) zu folgen, ist zweifellos mit der körperlichen Tätigkeit im Kalorimeter verbunden, da beide Methoden im Kalibrierungsverfahren verwendet werden. Mehrere Studien, die verschiedene Typen der körperlichen Tätigkeit im Kalorimeter verwenden, sind erforderlich um die zwei Methoden zu vergleichen. Außerdem sind Vergleiche zwischen der Herzfrequenzmethode und der „doubly labeld water“ Methode erforderlich. Obwohl die Herzfrequenzmethode wahrscheinlich nie so genau sein wird wie die „doubly labeld water“ Methode, kann eine Schätzung des EE sogar in kleinen Gruppen geben werden und bietet sich als eine billigere Variante an, um relativ genaue Daten bei „frei lebenden“ Testpersonen zu erhalten. Außerdem kann die Herzfrequenzmethode, Information über das Muster der täglichen Tätigkeit geben, was bei der „doubly labeld water“ Methode nicht zur Verfügung steht (Abbildung 38).

3.5.4. Assessment of the heart-rate method for determining energy expenditure in man, using a whole-body calorimeter“

M.J. Dauncey and W.P.T James

Um den Energiemetabolismus des Menschen über eine Periode von 24 Stunden studieren zu könne, ist eine Methode notwendig, die die Testperson nicht einschränkt oder unangenehm ist (z.B. das Tragen einer Maske). Eine dieser Möglichkeiten ist die Verwendung der Beziehung zwischen Herzfrequenz (HR) und dem Energieverbrauch, sowie bei verschiedenen Studien, die diese Methode sowohl am Menschen (BARDFIELD, 1971: 24; POLEMAN et al. 1972: 38) als auch bei anderen Lebewesen, wie Schafen (WEBSTER, 1967: 21; BROCKWAY & McEWAN, 1969: 202), Rindern (YAMAMOTO et al. 1977: 48) und Enten (WOOLEY & OWEN, 1977: 57A) erforscht haben. Studien am Menschen inkludieren eine Kalibrierung der Testperson, Messung der Herzfrequenz (HF) und der Wärmeproduktion (HP) bei verschiedenen Niveaus der körperlichen Tätigkeit (BARFIELD, 1971: 24).

Frühere Studien, bezüglich der Beziehung von HF and HP, beschreiben einige technische Schwierigkeiten. BOOYENS et al. (1960: 38) berichten das es während ruhiger Tätigkeiten wie z.B. Liegen und Sitzen, zu einer weitaus höheren Variation zwischen HF und HP kommt, als bei körperlicher Tätigkeit. PAYNE et al. (1971: 24) schreiben auch über die Beeinflussung der HF auf Grund der Position des Körpers. GOLDSMITH et al. (1966: 189) kommt zu dem Entschluss, dass eine individuelle Variation der HF und dem Energieverbrauch besteht, wenn die Kalibrierungspunkte über eine Periode von zwei Stunden bestimmt wurden. Die Standartmethode der Kalibrierung schaut so aus, dass die HF und HP gleichzeitig gemessen wird, wenn die Testperson eine Vielzahl von körperlichen Tätigkeiten ausführt, welche normalerweise in 24 Stunden gemacht werden.

Diese Studie evaluiert die Verwendung von Standardkalibrierungsprozeduren um den aktuellen Energieverbrauch zu ermitteln. Die Testperson übt in einem „whole-body“ Kalorimeter, nahezu normale Tätigkeiten aus, die über einen Zeitraum von 27 Stunden beobachtet werden.

Testpersonen

8 freiwillige Testpersonen nahmen an dieser Studie teil. Die durchschnittliche Größe, Gewicht und Alter betrugen $1,78 \pm 0,07\text{m}$, $70 \pm 15,6\text{kg}$ und $36,5 \pm 12,8$ Jahre. Die genauen Angaben zu jeder Person sind in Tabelle 42 aufgelistet.

Subject no.	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	SA* (m ²)	Difference between actual and desirable weight† (%)
001	37	1·71	65·9	1·77	+4·8
002	26	1·78	68·5	1·85	-0·1
003	47	1·72	56·2	1·67	-13·2
004	30	1·84	99·5	2·23	+36·9
005	62	1·80	87·6	2·07	+24·0
006	23	1·89	60·6	1·84	-21·3
007	30	1·80	63·2	1·81	-10·5
008	37	1·68	56·6	1·64	-7·0
Mean	36·5	1·78	70·0	1·86	+1·7
SD	12·8	0·07	15·6	0·20	19·7

SA, Surface area.

* Calculated from DuBois & DuBois (1916).

† Desirable weight taken as mid-point of medium-frame size from Metropolitan Life Insurance Company (1960).

Tabelle 42: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Alle Testpersonen waren mit der Versuchsreihe vertraut und hatten keinerlei Erkrankungen. Lediglich Nummer vier war Raucher, rauchte jedoch während der Studie nicht.

Prozedur der Versuchsreihe

Jede Testperson verbrachte 27 Stunden im Kalorimeter. Von 9:30 Uhr bis 12:30 Uhr des folge Tages. Eine Kalibrierung der HR vs. HP wurde zwischen 14:00 und 16:00 Uhr am zweiten Tag durchgeführt. Der Kalorimeter und der Kalibrierungsraum hatten eine Raumtemperatur von 28 Grad Celsius und die Testpersonen trugen Standardkleidung, ein dünnes Baumwolle Shirt und Hosen. Eine Mahlzeit bestehend aus 113g Complan (Glaxo-Farley Food Ltd, Plymouth, Devon) gemischt mit Wasser und 169g Lucozade (Beecham Products, Brentford, Middlesex) wurde um 8:30 Uhr am ersten Tag verabreicht. Diese Mahlzeit ist identisch mit den drei anderen Mahlzeiten die im Laufe des Tages gegeben wurden. Somit nahm jede Testperson 10,46 MJ (2500 kcal) in einem Zeitraum von 24 Stunden zu sich.

Die Testpersonen wurden aufgefordert ein Aktivitätenprogramm, dass in einen leichten und einen moderaten Bereich, gegliedert war, durchzuführen. Die zwei Bereiche und deren Aktivitäten sind in Tabelle 43 aufgelistet.

Postural activity	Period spent in each posture between 12.30 hours on day 1 and 12.30 hours on day 2 (h)	
	Light activity session	Moderate activity session
Lying*	10.0	10.0
Sitting	12.5	10.5
Standing†	1.0	1.5
Cycling‡	0.5	2.0

* Between 22.30 hours on day 1 and 08.30 hours on day 2.
† 18.00–18.30 hours on day 1 and 08.30–09.00 hours on day 2 for light activity session; and 18.30–19.00, 22.00–22.30 hours on day 1 and 08.30–09.00 hours on day 2 for moderate activity session. Meals were at 08.30, 12.00, 16.00 and 19.00 hours.
‡ 1 N at 25 rev/min at 15.00–15.30 hours for light activity session; and 1 N at 50 rev/min at 15.00–15.30, 18.00–18.30, 21.30–22.00 hours on day 1, and 11.00–11.30 hours on day 2 for moderate activity session.
Meals were at 08.30, 12.00, 16.00 and 19.00 hours.

Tabelle 43: Auszug der Aktivitäten die von jeder Testpersom im Kalorimeter ausgeführt wurden

Den Testpersonen war es möglich zu lesen, zu schreiben, zu telefonieren und fern zu sehen. Jede Testperson bewohnte den Kalorimeter als Minimum für eine leichte und eine moderate Testperiode. Außerdem führten die Testpersonen ein bis fünf, leichte Testperioden und die Testpersonen eins bis vier, die moderate Testperiode doppelt aus.

Messung der HP im Kalorimeter

Zwei Messungen des Energieverbrauchs, totaler Wärmeverlust (HL) und HP wurden in einem Kalorimeter (2,08m lang, 1,22m breit und 1,95m hoch) durchgeführt. Details des Kalorimeters und der Kalkulationsmethode der HL und HP, sind in der Publikation von DAUNCEY et al. (1978: 39) zu finden. Nur die Ergebnisse der HP werden präsentiert. Die Messung der HL wurde vor und nach der 27 Stunden Testperiode durchgeführt. Die Gaskonzentration die eingeleitet und den Kalorimeter verließ, wurde mit eine Paramagnetic Analysator für Sauerstoff und einem Infrarotanalysator für Kohlendioxid bestimmt. Der Gas Analysator wurde vor jeder, 27 Stunden, Testperiode kalibriert.

Messung der HF im Kalorimeter

Die HF wurde mit einem „single channel“ SAMI (TEM Sales Ltd, Crawley, Sussex) und einem „Medilog miniature analogue tape recorder“ (Type 4-24, The Oxford Instrument Co. Ltd, Osney Mead, Oxford) gemessen. Beide dieser Geräte sind klein und handlich und werden in Feldstudien eingesetzt.

SAMI verwendet eine elektrochemische „E-cell“ um die Anzahl der Herzschläge, über einen langen Zeitraum, aufzuzeichnen (vgl. BAKER et al. 1967: 188). Nach Beendigung der Aufnahme, wurden die gesammelten Daten mit Hilfe eines „E-cell“ Lesegerät (TEM Sales Ltd) ausgewertet. Die Testpersonen verwendeten drei dieser „E-cells“ im Kalorimeter, um die HF zwischen den Stunden 12:30 - 22:30 Uhr am ersten Tag, 22:30 - 08:30 des ersten Tages und 08:30 - 12:30 des zweiten Tages, aufzuzeichnen. Das Bandgerät zeichnete ein kontinuierliches EKG auf (vgl. LITTER et al. 1972: 3; McKINNON 1974). Ein Standardmagnetband (Philips C120) wurde von 10:00 Uhr des ersten Tages bis 12:30 Uhr des zweiten Tages eingesetzt. Die Kassette wurde auf einem Abspieldeck (The Oxford Instrument Co Ltd.), welches so modifiziert ist das eine visuelle Wiedergabe des EKG möglich ist erlangt und die HF wurde über bestimmte Bereiche bestimmt.

Je zwei Paar Elektroden (V-trace, Abbott Laboratories, manufactured by NDM Corp., Dayton, Ohio, USA) wurden supra-sternal, am fünften Interkostal Raum und sub-sternal als auch sub-axillar angebracht. Die Elektroden wurden so angebracht, dass ein Minimum an Hautwiderstand gewährleistet wurde und die Herzschläge gut aufgezeichnet werden konnten.

SAMI mit den „E-cells“ wurde mit Hilfe eine Puls Generator getestet und kalibriert (calibration oscillator type 28S, TEM Sales Ltd). Nach dieser Prozedur konnte gesagt werden, dass sich SAMI bezüglich der Aufzeichnung der HF nicht von dem Kassettenrecorder unterschied. Die Ergebnisse waren zum größten Teil gleich, jedoch werden in dieser Studie nur die Ergebnisse des Kassettenrekorders angeführt. Außerdem wurde der Kassettenrecorder auch für die Bestimmung der durchschnittlichen HF für ein Zeitintervall von 30 Minuten über den gesamten Zeitraum von 27 Stunden verwendet, was bei dem Gerät SAMI nicht möglich war.

Kalibrierung der HF vs. HP

Im ersten Teil der Studie wurde eine Kalibrierungsprozedur ähnlich dieser, die von den meisten verwendet wird, durchgeführt. Zum Beispiel mit einem Kalibrierungspunkt, bei einem niedrigen Level des Energieverbrauchs, wie dem Liegen oder Sitzen und einem Punkt während körperlicher Aktivität. Eine gleichzeitige Messung der HF und HP wurde durchgeführt, während die Testpersonen lagen, saßen, standen und beim Radeln auf einem Ergometer bei vier unterschiedlichen Intensitäten.

Im zweiten Teil der Studie wurden die Messungen der HF und HP bei höheren Arbeitsintensitäten, außerhalb des Kalorimeters durchgeführt. Zwei Messungen im Liegen, Sitzen und Stehen wurden gemacht. Die ersten Aufzeichnungen wurden während einem Minimum an Bewegung gemacht, während die zweite Aufzeichnung unter „normalen“ Bedingungen gemacht wurde. Die Testperson wurde aufgefordert leichte Arm- und Beinbewegungen durchzuführen. Weitere Messungen wurden am Ergometer, bei zwei unterschiedlichen Intensitäten, durchgeführt. Diese korrespondierten mit denen im Kalorimeter.

Nachdem die Testperson für eine Stunde im Kalibrierungsraum, bei 28 Grad Celsius lag, wurde ein Set von Elektroden an einen EKG Rekorder angeschlossen (Mingograf-803; Siemens-Eléma AB, Solna, Sweden) und die Testperson atmeten in ein Mundstück, dass mit einem Kofranyi-Michaelis (K-M) Respirometer verbunden war. Eine Periode von fünf Minuten wurde eingehalten, um die HF und die Atmung zu stabilisieren und dann folgte die Aufzeichnung der HF und HP. Die ausgeatmete Luft (100 l) wurden bezüglich O_2 und CO_2 mit einer Lolyd-Haldane Apparatur analysiert. Eine alternative Prozedur maß das Volumen der eingeatmeten Luft, unter Verwendung eines Parkinson Cowan dry gas meter und die ausgeatmete Luft wurde jede erste Minute innerhalb von 15 Minuten mit einem paramagnetic O_2 Analysator (Type OA 272; Taylor Servomex Ltd; Crowbarough, Sussex) und einem Infrarot CO_2 Analysator (Analytical Development Co. Ltd, Hoddesdon, Herts.) bestimmt. Die HF wurde durchwegs, auch während der Gasanalyse gemessen. Weitere Kalibrierungen wurden gemacht, während die Testperson ruhig stand und dann, bei ansteigenden Intensitäten, radelte. Eine

Periode von fünf bis zehn Minuten wurde gewährleistet, damit sich die HF und die Atmung zwischen den Aktivitäten einspielen konnten.

Methode der Kalorimeter Verwendung (Methode CAL)

Um eine besser Kalibrierungsmethode als die Standardmethode zur Bestimmung der Beziehung von HF und HP über einen Zeitraum von 24 Stunden und die Erlangung von Kalibrierungspunkten über einen langen Zeitraum während des Schlafens zu liefern, wurden die Ergebnisse von einer Testperiode innerhalb des Kalorimeters verwendet. Die durchschnittlichen erzielten Werte der HF und HP während vier, fünf Stunden und einer, vier Stunden Periode wurden verwendet. Die Zeitperioden waren: 12:30-17:30 Uhr, 17:30-22:30 Uhr, 22:30-03:30 Uhr, 03:30-08:30 Uhr und 08:30-12:30 Uhr. Diese Perioden wurden so gewählt, dass sie nicht nur Schlafphasen enthielten, sondern auch eine Variation von Aktivitäten in stehender und sitzender Position. Ebenfalls waren kurze Perioden des Radfahrens inkludiert, sodass das ganze Ausmaß der HF und HP für die Analyse verwendet werden konnte.

Vorhersage der HP anhand der HF

Das Ausmaß für die Vorhersage des Energieverbrauchs anhand der HF in einem Kalorimeter, wurde unter Verwendung von sechs Methoden untersucht. Die vorhergesagte HP wurde dann mit der aktuellen HP, die durch den Kalorimeter gemessen wurde, verglichen. Bei jeder der sechs Methoden wurde über einen Zeitraum von 24 Stunden gemessen. Die Perioden waren von 12:30 Uhr des ersten Tages bis 12:30 Uhr des zweiten Tages

Verwendung von Standardkalibrierungstechniken

Die vorhergesagte HP wurde immer von den Kalibrierungswerten abgeleitet, nachdem die Testperson den Kalorimeter verlassen hat. Methode A bis D verwenden die Methoden der kleinsten Quadrate um die Regressionsline der HF vs. HP zu erhalten. Jede Regressionsgleichung wurde verwendet um die 24 Stunden HP anhand der 24 Stunden HF vorherzusagen.

Methode A:

Die Kalibrierungspunkte welche während des ruhigen Liegens und dem radeln festgestellt wurden, wurden verwendet. BARDFIELD et al. (1971: 24) und POLEMAN et al. (1972: 38) verwendeten eine ähnliche Methode, bei der der Ruhepunkt in der Rückenlage festgestellt wurde.

Methode B:

Diese Methode verwendet die Kalibrierungspunkte, die während dem ruhigen Sitzen und dem radeln erhalten wurden und ist ähnlich der Methode von PAYNE et al. (1971: 24).

Methode C:

Diese Methode verwendet die Kalibrierungspunkte, die während dem Liegen, Sitzen und ruhigen Stehen festgestellt wurden und ist ähnlich der von BOOYENS & HERVEY (1960: 38) diskutierter Methode.

Methode D:

Diese Methode verwendet die Kalibrierungspunkte, welche repräsentativ für die Aktivitäten der Testperson im Kalorimeter sind (WARNOLD & ARVIDSSON LENNER, 1977: 30) bei der alle Kalibrierungspunkte fürs Liegen, Sitzen und Stehen usw., während der Ruhe und während geringfügiger Bewegung, und dem radeln inkludiert sind und mit der Arbeit im Kalorimeter korrespondieren.

Methode E:

Während die Methoden A-D eine gerade Linie für die Vorhersage der HP anhand der HF verwenden, verwendet die Methode E eine Kurve, die versucht auch die niederen Kalibrierungspunkte zu erfassen. Die Kurve wurde an allen Punkten angepasst, die während einer Kalibrierung erfasst wurden, auch jene im Stehen. Die Kurve wurde wie folgt angepasst:

$$y = d + (f / (1 + ge^{-hx}))$$

auch ein asymptotisches exponentielles Regressionsmodell wurde angepasst, wenn lediglich zwei Punkte beim Radfahren erfasst wurden:

$$y = a + be^{kx}$$

wobei y die abhängige Variable, x die unabhängige Variable und a, b, d, f, g, h und k die Konstanten sind. Die Kurve wurde extrapoliert, um zwei zusätzliche Punkte am unteren Ende der Skala zu passieren, wo x 20 oder 40 Schläge/Minute und y 4kJ/min waren. Die Vorhersage der HP wurde für jede kurze Periode in der die HF konstant war gemacht und dies ergab die durchschnittliche HP über einen Zeitraum von 24 Stunden.

Verwendung der CAL Methode

Für jede Testperson wurde eine Testreihe im Kalorimeter durchgeführt und verwendet fünf Kalibrierungspunkte, anhand derer ein lineares Regressionsmodell für die HF vs. HP, angepasst wurde. Die Regression wurde verwendet um die HP während der anderen Kalorimetersessions vorherzusagen. Weil die Regression für jeden kompletten Aktivitätenzeitraum (leicht und moderat) verwendet wurde, um die HP während der anderen drei Testperioden vorherzusagen, war keine Tendenz erkennbar, um eine Kalibrierungssequenz mit gegebenen Aktivitätenniveau, für die Vorhersage der HP für Sequenzen die im gleichen Aktivitätenniveau ausgeführt wurden, zu verwenden.

Ergebnisse

Energieverbrauch und HF im Kalorimeter

Eine zweifache Testperiode wurde von fünf der Testpersonen durchgeführt, und zeigt, dass kein signifikanter Unterschied in der 24 Stunden HP zwischen den zwei Testperioden, mit dem gleichen Niveau von Aktivitäten, besteht. Für die leichte Sequenz beträgt $P > 0,3$ und für die moderate Session $P > 0,8$.

Die Werte der HP und der HF werden in Tabelle 43 für jede Testperson aufgelistet.

(Mean values are given for subjects who carried out sessions in duplicate)

Sessions* Subject no.†	Total (24 h)		Day 1 (10 h)		Night (10 h)		Day 2 (4 h)	
	HP	HR	HP	HR	HP	HR	HP	HR
Light activity session								
001	7580	71	3600	78	2585	60	1395	81
002	7792	60	3721	62	2677	49	1394	79
003	8722	80	4366	84	2692	70	1664	94
004	10514	71	5105	74	3524	65	1886	81
005	9606	‡	4513	72	3286	‡	1807	71
006	7381	49	3524	52	2532	42	1324	56
007	9365	75	4401	75	3186	66	1778	99
008	9076	69	4312	74	3220	60	1544	79
Moderate activity session								
001	8906	78	4628	86	2630	65	1648	88
002	8584	64	4257	69	2686	51	1641	83
003	9220	83	4803	91	2630	70	1787	97
004	11660	74	6064	79	3519	65	2079	86
005	10074	76	4932	82	3199	66	1943	88
006	8624	55	4310	60	2574	45	1740	66
007	10483	68	5152	72	3265	58	2066	84
008	9370	72	5103	78	2488	59	1779	88

* Total, 12.30 hours on day 1 to 12.30 hours on day 2; day 1, 12.30–22.30 hours; night 22.30 hours on day 1 to 8.30 hours on day 2; day 2, 08.30–12.30 hours on day 2.

† For details, see Table 1.

‡ Overnight record for HR incomplete.

Tabelle 44: Hitzeproduktion und Herzfrequenz von jedem Teilnehmer im Kalorimeter

Ein komplettes Set der kontinuierlichen Messung der HF und HP im Kalorimeter ist nicht für alle Testperson verfügbar. Das resultiert von dem inadäquaten Kontakten der HR Elektroden. SAMI ist ein einfaches und kompaktes System, bezüglich der Handhabung. Der Kassettenrekorder hat den Vorteil, dass eine kontinuierliche und EKG genau Aufzeichnung der HR möglich ist.

Wie erwartet, war die HP während der moderaten Session, der 24 Stunden Messung, immer höher als bei der leichten Session. Diese Situation wiederholt sich bei der 24 Stunden HR Messung. Die höheren Werte der HP und HF während der moderaten Session wurden auch unter Tags, sowohl an Tag 1 und Tag 2 beobachtet. Aber in der Nacht wurden keine Unterschiede der HP oder HF beobachtet.

Kalibrierung der HF v. HP

Standartmethode

Ein Beispiel für die Ergebnisse von der Kalibrierungssession der Testperson no. 002 wird in Abbildung 39 gezeigt, in der die lineare Regression für die Methoden A-D, als auch die logistische Kurve von Methode E, zu sehen sind.

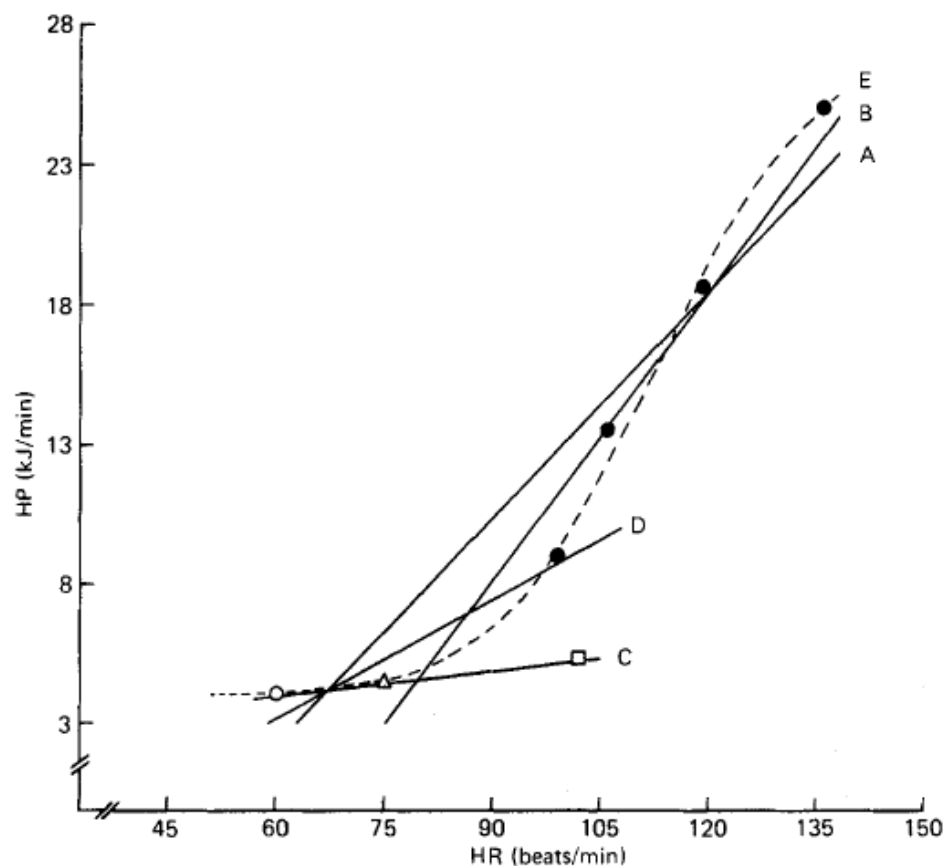


Abbildung 39: Beispiel für die Ergebnisse von der Kalibrierungssession der Testperson no. 002

Die Werte der HF von Testperson no. 002 in Tabelle 45 zeigen die Schwierigkeiten auf, auf die man stoßen kann, wenn man eine gerade Linie zur Vorhersage der HP nutzt und die 24 Stunden HF am unteren Ende der Kalibrierungskurve liegt.

Um einen Vergleich der Kalibrierung mit Ergebnissen von anderen Autoren anstellen zu können, wird der Regressionskoeffizient für die Standartmethode der HP Vorhersage anhand der HF (Methoden A-D) in Tabelle 45 angegeben.

(Mean values and standard deviations for eight subjects)

Method of prediction	Postural activities	Regression coefficients			
		Slope		Intercept	
		Mean	SD	Mean	SD
A	Lying and cycling	0.407	0.112	-22.6	8.7
B	Sitting and cycling	0.429	0.111	-24.2	6.8
C	Lying, sitting and standing	0.109	0.086	-2.2	5.7
D	Similar to those used in the calorimeter	0.233	0.080	-10.7	5.9
CAL	—	0.123	0.032	-2.3	2.3

A-D, Standard calibration procedures.
 CAL, Calorimeter procedure for calibration.
 * For details, see pp. 4-6.

Tabelle 45: Regressionskoeffizient für die Standardmethode der HP Vorhersage anhand der HF

Methode CAL

Ein Beispiel der Regressionslinie die anhand der CAL Methode ermittelt wurde, wird in Abbildung 40 gezeigt.

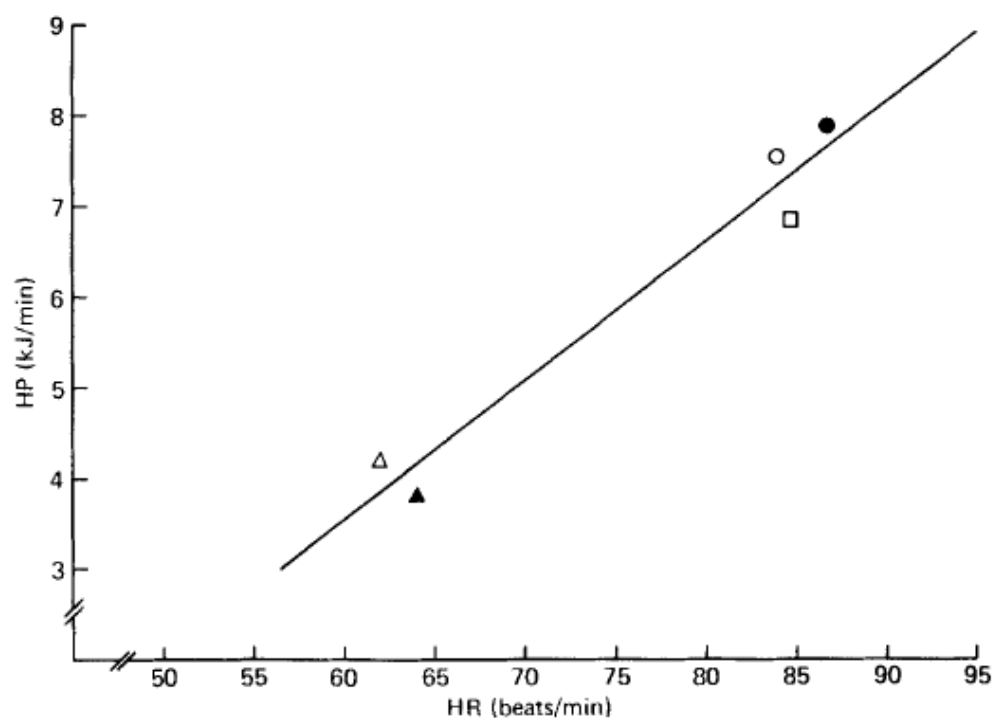


Abbildung 40: Beispiel der Regressionslinie die anhand der CAL Methode

Im Vergleich zu manchen Standardmethoden, ergaben die Punkte für alle Testpersonen eine geradlinige Kalibrierung, die eine Reihe der 24 Stunden HF

Werte umfasst. Der durchschnittliche Regressionskoeffizient wird in Tabelle 45 aufgezeigt.

Vergleich der aktuellen und vorausgesagten HP

Der prozentuelle Unterschied zwischen aktueller und vorausgesagter HP im Kalorimeter, für die acht Testpersonen, wurden mit Hilfe der sechs Methoden, berechnet. Die Reihe der Aktivitäten und des Energieverbrauchs waren sehr begrenzt. Der Korrelationskoeffizient ist irreführend. Als Beispiel, sollte eine perfekte Korrelation mit einem großen durchschnittlichen Unterschied und einer Standardabweichung vereinigt werden. Eine bessere Bewertung der Methoden würde durch eine durchschnittliche ($\pm$ SD) des prozentuellen Unterschieds entstehen.

24 Stunden HP (12:30 Uhr, Tag 1 – 12:30 Uhr, Tag 2)

Abbildung 86 zeigt den Durchschnitt ($\pm$ SD) des Unterschiedes, ausgedrückt in Prozent, zwischen aktueller und vorhergesagter 24 Stunden HP in einem Kalorimeter.

Heart-rate and energy expenditure

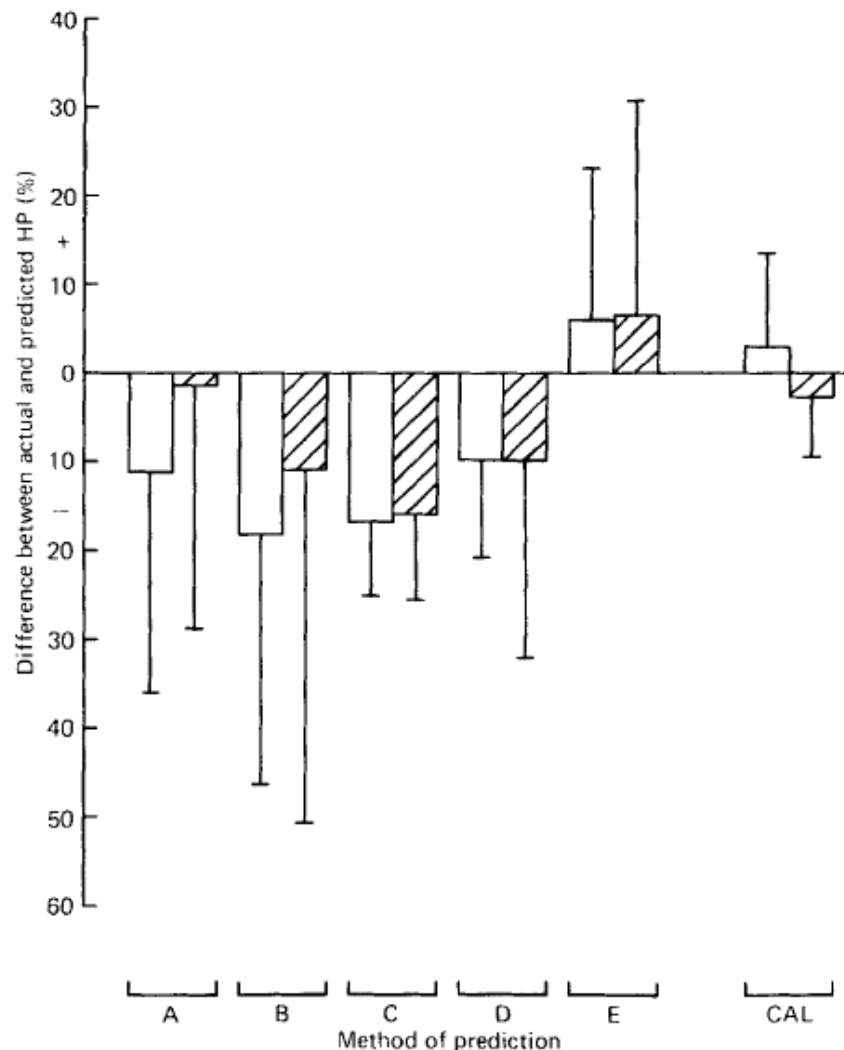


Abbildung 41: Durchschnitt ($\pm$ SD) des Unterschiedes, ausgedrückt in Prozent, zwischen aktueller und vorhergesagter 24 Stunden HP in einem Kalorimeter

Der durchschnittliche Unterschied der vier Methoden der Vorhersage (Methode A-D) ist -14% für die leichte Session und -9% für die moderate Session (siehe Abbildung 41). Die Standardabweichung ist groß, insbesondere für Methode A und B. Eine Vorhersage kann für eine Testperson sehr akkurat sein und bei einer anderen kommt es zu einer Über- bzw. Unterschätzung der HP. Als Beispiel sei Methode A angeführt, wo es bei der leichten Session zwischen den Testpersonen no. 001-004 zu einem Unterschied von -15, -4, +25 und -58% kommt. Methode C ist etwas besser geeignet um die HP zu messen. Die Standardabweichung bei dieser Methode beträgt nur $\pm 8,3$. Die logistische Kurve (Methode E) hat einen durchschnittlichen prozentuellen Unterschied von ± 6 , aber die Standardabweichung ist groß. Die Methode CAL hat einen durchschnittlichen

($\pm$ SD) Unterschied von $+3,1 \pm 10,5$ für die leichte Session und $-2,7 \pm 6,7$ für die moderate Session. Bei den fünf Testpersonen wo eine zweite Session verwendet wurde, um die Vorhersage zu machen, kam es für die Methode CAL zu einer Reduzierung der Standardabweichung. Der durchschnittliche ($\pm$ SD) Unterschied für die leichte Session war lediglich $0,2 \pm 1,9$ und für die moderate Session $2,5 \pm 1,8\%$.

Tageszeit (12:30-22:30 Uhr, Tag 1) und Nachtzeit (22:30-08:30 Uhr, Tag 1-2)
 Untersuchungen von Abbildung 42 und 43 zeigen die ausgeprägten Unterschiede in der Vorhersage der HP unter Verwendung der Standarttechniken, wenn diese mit den Ergebnissen von Tag und Nacht verglichen werden.

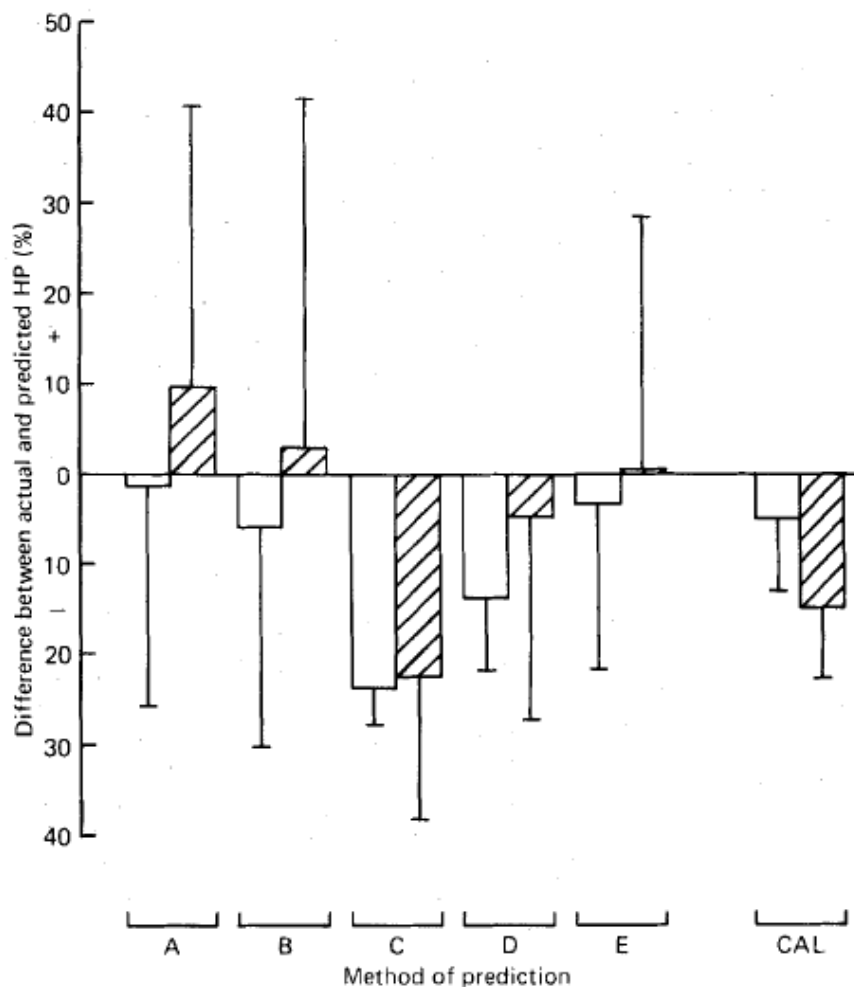


Abbildung 42: Ausgeprägte Unterschiede in der Vorhersage der HP unter Verwendung der Standarttechniken

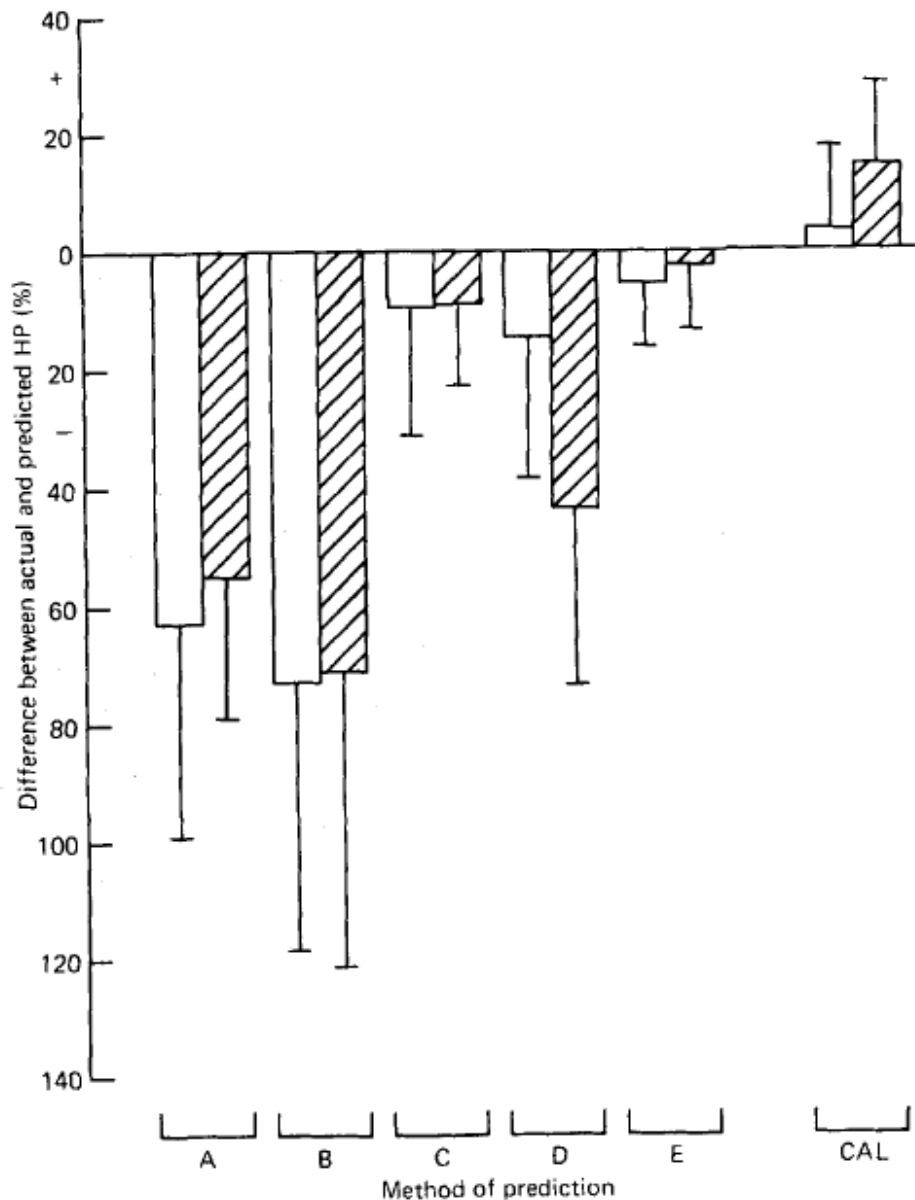


Abbildung 43: Ausgeprägte Unterschiede in der Vorhersage der HP unter Verwendung der Standarttechniken

Während des Tages, ist die Standartabweichung für Methode A und B hoch. Der durchschnittliche Unterschied ist geringer als 10%. Aber in der Nacht wird der Energieverbrauch bei diesen zwei Methoden durchschnittlich um 55 und 75% unterschätzt. Methode C, welche die niedrigeren Aktivitätspunkte verwendet, gibt eine bessere Vorhersage des HP, in der Nacht, aber die Standartabweichung unter Tags ist wieder niedrig. Bei Methode E kommt es zwischen den Ergebnissen von Tag und Nacht zu einem Unterschied von 5%. Die CAL Methode tendiert die HP während des Tages zu unterschätzen und während der Nacht zu überschätzen.

Diskussion

Die Verwendung der Standardmethode, die einen Kalibrierungspunkt in Ruhe und eine Serie von Kalibrierungspunkte bei unterschiedlichen Aktivitäten hat, kann denn 24 Stunden Energieverbrauch anhand der HF nicht ausreichend vorhersagen. Das ist hauptsächlich, weil die Beziehung zwischen HF und HP eine geradlinige Verwendung des Kalibrierungsverfahrens, nur bei einem Energieverbrauch größer als 10kJ/min, nutzt. Die Beziehung schien weniger nah zu sein, als sie gewöhnlich während dem Sitzen oder einem mäßig aktiven Tag erwartet wurde.

Die durchschnittliche 24 Stunden HF im Kalorimeter war 70 Schläge/min mit einer Schwankung von 60-91 Schläge/min während des Tages, bei der moderaten Session. Dies stimmt mit Ergebnissen anderer Forscher überein. Diese berichten selten über eine durchschnittliche HF die 90-100 Schläge/min überschreitet, selbst nicht bei aktiven Testpersonen. BOOYENS & HERVEY (1960: 38) haben HF Werte niedriger als 90 Schläge/min, bei fünf Testpersonen mit normalem Gewicht während des Liegens, Sitzens und Stehens gefunden. BARDFIELD & JOURDAN (1972: 25) berichten über tägliche HF Werte von 81-93 Schläge/min bei sechs übergewichtigen Frauen. Die Standardmethoden der Vorhersage neigen deshalb dazu, für jene Personen unpassend zu sein, die nicht über einen längeren Zeitraum eine körperliche Tätigkeit ausgeführt haben. Als Beispiel, BARDFIELD & JOURDAN (1972: 25) erhielten Kalibrierungskurven, für übergewichtige Frauen, vor einem Gewichtsverlust, bei denen die HF Werten von 75-90, 110-125 und 130-145 Schlägen/min lagen und nach dem Gewichtsverlust war die durchschnittliche HF zwischen 81 und 98 Schlägen/min.

Im Gegensatz zu dieser Studie, ist es anderen Forschern nicht gelungen die Schätzungen der HP mit einer akkuraten Messung der HP zu kombinieren. WARNOLD & ARVIDSSON LENNER (1977: 30) kombinierten ihre Vorhersagen mit der Messung der Energieaufnahme und Körperzusammensetzung. POLEMAN et al. (1972: 38) kombinierten die Vorhersagen auch mit der Messung der Energieaufnahme (eine Methode die nur funktionieren kann, wenn die Testperson sich in einer Energiebalance befindet). POLEMAN et al. (1972: 38) fanden heraus das die HF Methode den Energieverbrauch bei Filipino Männern mehr als 50%

überschätzte und bei Frauen um +9%. Sie kamen zu dem Entschluss, dass der Unterschied zwischen Frauen und Männer auf Grund vom Umwelteinflüssen her resultiert, da die Männer für lange Zeit in der Hitze arbeiteten und somit die HF anstieg. POLEMAN et al. (1972: 38) waren nicht in der Lage, zuverlässige Schätzungen der Ruhe HF zu machen.

Die Standardmethoden der Vorhersage, wie sie verwendet wird, scheint nur nützlich für jene Personen zu sein, die mit kontinuierlicher körperlicher Tätigkeit beschäftigt sind. Tägliche Perioden der Immobilität, können die HF und HP beeinflussen. Im zweiten Teil der Studie, wo die Testpersonen kleine Bewegungen durchführen sollten, kam es zu einer Änderung der HF und HP Beziehung. Die Veränderung im Stehen war auffallend. Die HF nahm ab und die HP nahm ein klein wenig zu. Die Änderung kann auf Grund des venösen Rückfluss und dem Schlagvolumen des Herzen resultieren. In Abbildung 40 sind die Punkte, bei kleinen Bewegungen inkludiert. Diese sind näher an einer geradlinigen Beziehung. Es ist möglich die Standardmethode für Studien von sehr großen Populationen zu verwenden, wo nur der durchschnittliche Energieverbrauch erfasst werden soll. Jedoch könnte die Genauigkeit eines gleichwertigen Ausmaßes wahrscheinlich erhalten werden wenn jede körperliche Tätigkeit der Testperson genau erfasst wird.

Es ist zu erwarten, dass eine Methode der Vorhersage, welche eine Vielzahl von Punkten im Bereich der leichten Aktivitäten verwendet, eine bessere Vorhersage des Energieverbrauchs macht, als Methode A-B. Das ist bei den Methoden C-E tatsächlich zu beobachten. Idealerweise sollten zahlreiche Punkte in liegender, sitzender, stehender und in vielen anderen Tätigkeiten gesammelt werden. Dies macht jedoch diese Methode für klinische oder Feldstudien unbrauchbar, da die Erfassung sehr viel Zeit in Anspruch nimmt.

Diese Studie hat eine neue Methode zur Kalibrierung (Methode CAL) entdeckt, welche einen „whole body“ Kalorimeter verwendet. Abbildung 40 zeigt, dass es möglich ist eine lineare Gleichung für die HF vs. HP zu finden, wenn sich die Testperson über einen langen Zeitraum in einem Messraum befindet.

3.5.5. Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring

M Barbara E Livingstone, Andrew M Prentice, WAndrew Coward, Sana M Ceesay, John J Strain,
P Gerald McKenna, Gerald B Nevin, Margo E Barker, and RaymondJ Hickey

Einleitung

Der gewohnheitsmäßige Energieverbrauch (vgl. DURNIN et al. 1967, BARDFIELD 1971: 24, ACHESON et al. 1980: 33 und COWARD 1988: 47)) und die Bestimmung der körperlichen Tätigkeit (vgl. BOUCHARD et al. 1983: 37, SARIS 1986: 18, AVONS et al. 1998: 42) sind mit einer Vielfalt von Methoden untersucht worden. Jedoch in den meisten Fällen kommt es wegen Beschränkungen des Lebensstils und der Zeitdauer, zu einer Anzweiflung der Gültigkeit der Methoden und einer eingeschränkten Anwendung in Bevölkerungsstudien. Zurzeit sind die doubly labeled water ($^2\text{H}_2^{18}\text{O}$) Methode (DLW) und die Herzfrequenz (HF) zwei der am sozialsten annehmbaren und objektivsten Methoden, um den Gesamtenergieverbrauch (TEE) zu schätzen. Außerdem können diese Methoden über ausreichend lange Perioden angewendet werden, um einen repräsentativen Energieumsatz zu schätzen.

Die DLW Methode ist eine akzeptierte Feldtechnik, wohingegen die Herzfrequenzmethode laut CHRISTENSEN et al. (1988: 37) eine umstrittene und problematische Methode ist. Die Beziehung zwischen HF und Sauerstoffverbrauch (VO_2), wird normalerweise als linear zum Energieverbrauch, über dem basalen Niveau und unter maximaler Belastung beschrieben. In früheren Studien von ACHESON et al. (1980: 33), WARNOLD et al. (1977: 30), DAUNCEY et al. (1979: 42) und BLACKBURN et al. (1985: 42) wurde die HF- VO_2 evaluiert, indem ein TEE Wert von einer durchschnittlichen täglichen HF abgeleitet wurde und eine lineare, zwei lineare oder eine Kurve in Beziehungen zu den Daten gesetzt wurde.

Diese Unterschiede in der Interpretation sind Versuche gewesen, die schlechte Vorhersagekraft der HF zu überlisten, die als ein Index des Energieverbrauchs bei niedrigen Niveaus von körperlicher Tätigkeit, besonders im kritischen Bereich der HF, wenn sich die Ruhebedingungen und die Bedingungen der körperlichen

Tätigkeit überlappen. Weil die täglich durchschnittlich HF in den meisten Fällen innerhalb diesem kritischen Bereichen liegen, hat sich die Messungen des 24 Stunden TEE auf diese Weise als ungünstig erwiesen (vgl. ACHESON et al. (1980: 33)). In Kombination mit anderen Feldtechniken oder einer „whole body“ Kalorimetrie, liefert diese Technik genauere Ergebnisse (vgl. DAUNCEY et al. (1979: 42)).

In dieser Studie wird die individuelle HF der VO_2 Kalibrierungskurve gegenübergestellt und die HF (FLEX HF) die zwischen Ruheherzfrequenz und der Herzfrequenz bei körperlicher Tätigkeit unterscheidet, identifiziert. Die Kalibrierungskurven wurden verwendet, um einen Energiewert anhand der „minute by minute“ Herzfrequenz über die FLEX HF zu bestimmen. Für Perioden der Inaktivität, bei denen die Herzfrequenz nicht verwendet werden kann, um den Energieverbrauch mit einem annehmbaren Grad der Korrektheit, wird der individuelle Energieumsatz anhand der „resting metabolic Rate“ geschätzt (RMR) (vgl. SPURR et al. (1988: 48) und CEESAY et al. (1989: 61)). In anfänglichen Gültigkeitserklärungsstudien, die die „whole body“ Kalorimetrie als Standard verwendeten, war der durchschnittliche Fehler $2,7 \pm 9,2 \%$ (vgl. SPURR et al. (1988: 48)) und $-1,2 \pm 6,2 \%$ (vgl. CEESAY et al. (1989: 61)), was eine sehr gute Vorhersage für die Schätzung des TEE für Gruppen ist.

Das Ziel dieser Studie ist, die FLEX HF Methode für „frei lebende“ Situationen zu validieren, indem die Ergebnisse des HF TEE mit den Ergebnissen von gleichzeitiger Messung des TEE durch die DLW Methode verglichen werden.

Testpersonen und Methoden

Vierzehn Testpersonen (neun Männer, fünf Frauen) nahmen an der gegenwärtigen Studie teil. Die Testpersonen waren ein Teil einer größeren Gruppe von 32 Testpersonen (16 Männer, 16 Frauen), die an einer Studie teilgenommen hatten, bei der gleichzeitig der TEE durch die DLW Methode gemessen wurde und die Nahrungsmittelaufnahme durch eine 7 Tage Bestandsaufnahme festgehalten wurde. Alle Testpersonen hatten vorher an der Diät- und Gesundheitsstudie von Nordirland (vgl. BARKER et al. (1989))

mitgewirkt und wurden ausgewählt, um eine Bandbreite von Energieaufnahmen, wie sie in dieser Studie der 7 Tage Bestandsaufnahme ermittelt wurden, zu vertreten. Die Einladung zur Studie erfolgte per Brief und ein Interview wurde mit jeder Testperson durchgeführt.

Basal metabolische Rate

Die basal metabolische Rate (BMR) wurde unter Standardbedingungen, in einem angenehm warmen Zimmer gemessen. Die Testperson lag völlig ruhig und hatte vorher für 13 h gefastet. Sofort, nachdem die Testperson aufwachte, wurden Atmungsgaswechselrate in ein Minuten Intervallen, für einen Zeitraum von 40 min, mit einem Mijnhardt Oxycon-4/Apfel II Computertestsystem, verbunden mit einer trockenen Gasmeter paramagnetischer Sauerstoffanalysator, Infrarot Kohlendioxydanalysator und einem elektronischen Mikroprozessor-System (Cardiokinetics Ltd, Medical Diagnostic Instrumentation, Salford, UK), gemessen. Die ausgeatmete Luft wurde mit Hilfe einem Zweiwegventil und Nasenklipp (Hans Rudolph Inc, Kansas City, MO) gesammelt. Die Gasanalysatoren wurden vor jeder Messperiode mit Standardgas kalibriert. Daten für die ersten fünf Minuten wurden verworfen, um eine Anpassung des Systems an die Raumluft zu gewährleisten. Am Abend, bevor die Messungen gemacht wurden, wurde jede Testperson mit der Ausrüstung und der Technik vertraut gemacht. Gasvolumina wurden hinsichtlich der Standardtemperatur und dem Druck (STPD) korrigiert, und die Energiewerte wurden anhand des Sauerstoffverbrauchs und anhand der Weir- Formel bestimmt (vgl. WEIR (1983: 37)).

Doubly labeled water Methode

Nachdem eine Urinprobe gesammelt wurde, wurde jeder Testperson 0,05 g $^2\text{H}_2\text{O}$ und 0,15 g H_2^{18}O /kg Körpergewicht oral verabreicht und die Teilnehmer wurden gebeten, für einen Zeitraum von 4 Stunden nichts zu essen und zu trinken. Nach Verabreichung der Lösung wurde jede Urinabgabe, über einen Zeitraum von 24 Stunden, gesammelt. Über einen Zeitraum von 14 Tagen wurde vormittags eine einzelne Urinprobe genommen. Die Isotopenbereicherungen bei den prä- und Postdosis-Urinproben wurden durch einen Isotopverhältnisse

Massenspektrometer (Aqua-Sira model, VG IsoGas, Cheshire, UK) gemessen. Isotop-Bereicherungen von Postdosis-Urinproben wurden korrigiert, indem die durchschnittlichen Bereicherungswerte der jeweiligen Vordosis-Urinprobe abgezogen wurden. Jede Messung wurde in doppelter Ausfertigung gemacht.

Konstanten für das Isotop Fluktation (K_o , und K_d , für ^{18}O und ^2H) und Isotop-Verteilungsvolumina (V_o und V_d) wurden von Monoexponentialkurven berechnet und an die Isotopen Daten angepasst (vgl. COWARD et al. (16)). Korrekturen für die Isotopenfraktionierung, den Wasserverlust der Atmung und der Schweißdrüsen wurden ausgebessert, annehmend, dass die Gleichwertigkeit des Atemwasserverlusts zur Kohlendioxydproduktion 1,027 mol H_2O /mol CO_2 ist, und dass 27,8 mol H_2O /Tag als unempfindlicher Verlust durch die Haut erfolgen. Faktoren von 0,93 und 0,99 wurden für ^2H und ^{18}O Fraktionierungen eingesetzt. Für die ^{18}O Aufteilung in der Kohlendioxydproduktion wurde ein Wert 1,04 angenommen. Der Ursprung und die biologische Bedeutung dieser Werte werden in der Studie von COWARD (4) besprochen. Wenn diese Annahmen gemacht werden, kann die Kohlendioxydproduktion (F_{CO_2}) in mol/Tag ausgedrückt, aus der folgenden Gleichung abgeleitet werden:

$$F_{\text{CO}_2} = \frac{K_o V_o - K_d V_d - 27.8 (0.99 - 0.93)}{2 (1.04) + 1.027 (0.99 - 0.93)}$$

wobei K_o und K_d der Wasserverlust pro Tag und V_o und V_d mol von Wasser sind. Für diese Gruppe von Testpersonen waren die Verhältnisse des totalen Wasserverlusts, zu denen der Fraktionierungskorrektur, $29 \pm 5 \%$ und $32 \pm 6 \%$ für Männer und Frauen. Während der Periode der Isotopenmessung führten die Testpersonen eine genaue Aufzeichnung des Essens und der Flüssigkeiten, die über einen Zeitraum von 7 Tagen aufgenommen wurden. Nährinhalt und Nahrungsmittelquotienten wurden von Nahrungsmitteltabellen (vgl. PAUL et al. (1978)) berechnet. Der durchschnittliche respiratorische Quotient (RQ), erforderlich für die Bewertung des Energieverbrauchs vom Kohlendioxyd, wurde anhand des gemessenen Nahrungsmittelquotienten (vgl. BLACK et al. (1986: 40C)) berechnet. Standardfehler der 15 individuellen Schätzungen wurden von den beobachteten Standardfehlern von K_o , K_d , V_o , und V_d berechnet und waren

$6.0 \pm 2.6 \%$ (vgl. COWARD et al. (1988: 42)). Weitere Details der Methode werden von COWARD et al. (1988: 47, 1988: 42) beschrieben.

Individuelle Herzfrequenz-Energieverbrauch-Regressionsgleichungen

Die Verfahren, die in dieser Studie angewandt wurden, um die Herkunft der Kalibrierungskurve, anhand der FELX HF Schwelle, und der Bewertung des 24 Stunden TEE zu erhalten, werden in anderen Studien ausführlich beschrieben (vgl. CEESAY et al. (1989: 61)). Um die individuelle HF-VO₂ Regressionslinie zu bestimmen, wurden fünf Kalibrierungspunkte durch das gleichzeitige messen des VO₂ und der HF unter standardisierten Bedingungen, ermittelt. Die Testpersonen wurden beauftragt, anstrengende körperliche Tätigkeit am Tag des Experiments zu vermeiden. Kalibrierungen wurden mindestens 2 Stunden postprandial ausgeführt, und nachdem sich die Testperson für 30min, nach dem Erreichen des Laboratoriums, ausgeruht hatte. Kalibrierungspunkte wurden für die folgenden in der Folge ausgeführten Tätigkeiten erhalten: in Rückenlage liegend, ruhig sitzen, ruhig Stehen und auf einen 22,5 cm hohen Block, mit einer Frequenz von 25 Schritten/min auf und abzustiegen, sowie auf einem Radergometer, bei einem Arbeitspensum von 9,8 N und 50 rpm trainierend. Ein Metronom wurde verwendet, um „steady-state“ Bedingungen für das Treten und Radfahren von Übungen zu erreichen.

Eine fünf Minuten Periode wurde zugelassen damit sich die HF und Atmung zwischen jeder der ausruhenden Tätigkeiten stabilisieren konnte, und zehn Minuten Pausen waren zwischen dem steigen auf den Block und dem Radfahren erlaubt. Eine einleitende Periode von drei Minuten vor jeder Tätigkeit wurde zugelassen, gefolgt von einer drei Minuten Testperiode. Die HF wurde kontinuierlich vor und während der ganzen Periode der Atemgassammlungen registriert. Energiewerte wurden von VO₂, wie vorher beschrieben, bestimmt. Der Kalibrierungspunkt für jede Tätigkeit wurde als durchschnittliche HF und VO₂ Werten für die drei Minuten Testperiode geschätzt.

Herzfrequenz Aufzeichnung

Die HF wurde im Laboratorium und unter „frei lebenden“ Bedingungen mit einem Herzfrequenzmesser (Sport Tester PE 3000, Polar Electro, Kempele, Finnland) kontrolliert. Das System besteht aus einem Elektrodengürtel Sender und einem Handgelenk Mikrocomputerempfänger, der den Puls in einem Speicher speichert. Der Puls wurde in ein Minuten Intervallen bis hin zu einem Maximum von 16 Stunden registriert. Die Daten wurden über ein Interface übertragen und der TEE anhand der HF, wurde mit Hilfe eines zusätzlichen Programms geschätzt. Ziel war es, drei oder vier vertretbaren Schätzungen des 24 Stunden Energieverbrauchs während der Isotopsmessungsperiode, zu erhalten. Stichprobenerhebung von zwei Arbeitstagen (unter der Woche) und 2 Ruhetage (Wochenende) wurden genommen. Jede Testperson wurde mit den Geräten für die Herzfrequenzmessung, früh am Morgen ausgerüstet. Es wurde für 16 Stunden getragen, bis es durch die Testpersonen, spät am Abend entfernt wurde. Ein Nachteil der Herzfrequenzgeräte war, dass sich der Elektrodengürtel gelegentlich gelöst hatte, während die Testpersonen ihren normalen täglichen Tätigkeiten folgten und somit ein Verlust der Daten zustande kam. Zwei Testpersonen erlitten, geringe Hautveränderungen und 12 Testpersonen produzierten mehrere 16 Stunden Aufzeichnungen.

Die Testpersonen wurden beauftragt, eine tägliche Aufzeichnung der ungefähren Dauer aller Tätigkeiten während der Testperiode, zu machen. Genaue Aufzeichnungen der körperlichen Tätigkeiten wurden nicht gefragt, weil es durch diese Auferlegung zu einer Veränderung der gewohnheitsmäßigen körperlichen Tätigkeit kommen würde. Ein Interview Fragebogen wurde verwaltet, um gewohnheitsmäßige Muster der körperlichen Tätigkeit, beruflich als auch im eigenen Ermessen zu bewerten.

Berechnung des 24 Stunden Energieverbrauch anhand der Herzfrequenz

Die FLEX HF wurde als der Durchschnitt der höchsten HF für stehende Tätigkeiten und der niedrigsten HF für körperliche Tätigkeiten, berechnet. RMR wurde anhand der durchschnittlichen VO_2 für Tätigkeiten in Ruhe (das Liegen, Sitzen, und Stehen) berechnet. Der Energieverbrauch für die 16 Stunden HF

Aufzeichnung wurde wie folgt bestimmt. Der Energieverbrauch für Perioden in denen die HF unter die FLEX HF fiel, wurde als RMR berechnet. Für den Rest der Zeit, wenn die HF über der FLEX HF war, wurde aus der registrierten „minute by minute“ HF, bezüglich der VO_2 Regressionslinie der Testpersonen korrespondierend zur HF, abgeleitet. Der 24 Stunden Energieverbrauch wurde geschätzt, in dem der Energieverbrauch anhand der Herzfrequenz Überwachung und dem Energieverbrauch über Nacht summiert wurden. Der Letztere wurde angenommen, dass dieser relativ gleich mit dem BMR ist.

Statistische Analyse

Werte im Text und in den Tabellen werden als durchschnittliche SD und in den Figuren als durchschnittliche SEM ausgedrückt. Die Streuung wird als Schwankung des Variationskoeffizienten (CV) ausgedrückt. Die Übereinstimmung zwischen den zwei Methoden wurde mit der Methode von ALTMAN (1986: 1) bewertet. Das verlangt, dass der Unterschied zwischen dem Test und den Referenzwerten gegen den Durchschnitt der zwei Schätzungen für jede Person aufgezeigt wird. Andernfalls wurde die statistische Analyse mit Hilfe vom t-Tests und dem Korrelationskoeffizienten von PEARSON (1987) angewendet. Werte wurden ab $p < 0,05$ als signifikant betrachtet.

Ergebnisse

Die beruflichen und physischen Eigenschaften der Testpersonen werden in Tabelle 46 gezeigt.

Occupation	Age	Height	Weight	Percent ideal body weight*
	<i>y</i>	<i>m</i>	<i>kg</i>	<i>%</i>
Male subjects				
1 Construction laborer	32	1.79	88.2	124
2 Policeman	25	1.80	111.4	155
3 Retail manager	28	1.77	77.5	111
4 Clerical officer	32	1.74	76.5	112
5 Sales executive	41	1.67	65.5	101
6 Architectural technician	30	1.93	79.1	97
7 Fireman	32	1.75	81.8	119
8 Full-time student	17	1.72	67.3	102
9 Policeman	28	1.82	90.0	123
$\bar{x} \pm SD$	29.4 $\pm$ 6.4	1.78 $\pm$ 0.07	81.9 $\pm$ 13.8	116 $\pm$ 18
Female subjects				
10 Clinical teacher	28	1.67	59.5	98
11 Company cashier	46	1.64	68.2	116
12 Part-time librarian	31	1.53	53.6	100
13 Housewife	34	1.60	46.8	82
14 Housewife	32	1.66	63.6	105
$\bar{x} \pm SD$	34.2 $\pm$ 6.9	1.62 $\pm$ 0.06	58.3 $\pm$ 8.4	100 $\pm$ 12

* Midpoint of the weight range for medium frame size (21).

Tabelle 46: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Alle Testpersonen waren Nichtraucher und nahmen keine Rauschgifte oder Medikament, die den Metabolismus beeinflussen konnten. Keine der weiblichen Testpersonen nahm orale Empfängnisverhütungsmittel und niemand war schwanger. Nur eine weibliche Testperson (Testperson 10), stillte.

Die Gruppe bestand aus einer weiten Bandbreite von Voll- und Teilzeitberufen, sozioökonomische Gruppen, Alter, und Körpergewichten. Eine männliche Testperson (Testperson 1), übte eine körperlich anstrengende Vollzeitbeschäftigung aus. Die Berufsanforderungen von Testperson 3, 7, und 10 schlossen eine körperliche Anstrengung ein, aber sonst war die Mehrheit der Berufe vorwiegend sitzender Tätigkeit.

Nur eine Testperson (Testperson 2), übte regelmäßige körperliche Aktivitäten aus. Viele der Testpersonen waren regelmäßige Teilnehmer von Sportarten einer mittleren bis hohen Intensität, wie Fußball, Jogging, Karate und Volleyball (hauptsächlich die männlichen Testpersonen) und Badminton, Schwimmen, Radfahren, wurden von den weiblichen Testpersonen ausgeführt.

Die interindividuelle Schwankung in der Ruheherzfrequenz, dem Körpergewicht, und dem Zustand der physischen Ausbildung spiegeln sich im Rahmen des Hanges und der Abschnitte für die Kalibrierungsregressionsgleichungen wider. Der

durchschnittliche Anstieg von $0,59 \pm 0,12 \text{ kJ} \times \text{Minuten}^{-1} \times \text{Schläge}^{-1}$ (Bandbreite $0,40\text{-}0,72 \text{ kJ} \times \text{min}^{-1} \times \text{Schläge}^{-1}$), war für die männlichen Testpersonen ($p < 0,01$) steiler als der entsprechende Wert von $0,41 \pm 0,05 \text{ kJ} \times \text{Minuten}^{-1} \times \text{Schläge}^{-1}$ (Bandbreite $0,31\text{-}0,47 \text{ kJ} \times \text{Minuten}^{-1} \times \text{Schläge}^{-1}$) für die weiblichen Testpersonen. Die Abschnittswerte erstreckten sich von $-50,2$ bis $-19,6 \text{ kJ/min}$ für die Männer und $-40,3$ bis $-20,2 \text{ kJ/min}$ für die Frauen, aber die durchschnittlichen Abschnittswerte (Männer, $11,4 \text{ kJ/min}$; Frauen, $7,0 \text{ kJ/min}$) unterschieden sich nicht signifikant. Die Korrelationskoeffizienten für alle Kalibrierungen waren hoch, $0,976 \pm 0,014$. Für die Versuchsreihen ohne Korrelation betrug dieser im Durchschnitt $<0,950$. Ähnlich wie in Tabelle 47 gezeigt, gab es eine breite Schwankung in der FLEX HF Schwellen der Testpersonen (männliche Testpersonen $84\text{-}113 \text{ Schläge/min}$; weibliche Testpersonen, $98\text{-}105 \text{ Schläge/min}$), aber der Unterschied zwischen der durchschnittlichen FLEX HF der Frauen ($102 \pm 3 \text{ Schläge/min}$), und der Männer ($95 \pm 9 \text{ Schläge/min}$) war nicht signifikant. Die durchschnittliche Tages HF der Frauen ($93 \pm 3 \text{ Schläge/min}$) war entsprechend höher als die der männliche Testpersonen ($87 \pm 9 \text{ Schläge/min}$).

Subject	Days sampled	Mean TEE	Coefficient of variation	FLEX HR	Daytime HR	
					Mean	Range
	<i>n</i>	<i>MJ/d</i>	<i>%</i>	<i>beats/min</i>	<i>beats/min</i>	
1	3	16.90	26	99	92	60–151
2	3	14.10	5	113	90	66–127
3	2	16.75	16	84	80	42–160
4	4	12.55	26	92	82	53–147
5	4	9.53	6	90	78	57–132
6	3	16.77	3	99	94	58–163
7	3	16.38	33	94	84	54–171
8	3	19.77	11	100	105	70–169
9	2	13.19	30	86	75	46–124
10	3	10.16	9	98	88	56–149
11	3	9.74	15	101	95	60–154
12	3	8.17	8	105	94	63–140
13	3	8.18	11	100	91	62–153
14	3	9.69	7	104	96	74–154
Males*	3 ± 0	15.10 ± 3.05	17 ± 12	95 ± 9	87 ± 9	
Females*	3 ± 0	9.19 ± 0.94	10 ± 3	102 ± 3	93 ± 3	
All subjects*	3 ± 0.6	12.99 ± 3.83	15 ± 10	97 ± 8	89 ± 8	

* $\bar{x} \pm \text{SD}$.

Tabelle 47: Messung des 24-h Energieverbrauchs anhand der FLEX Herzfrequenz

Die Ergebnisse für den geschätzten TEE durch die DLW Methode und der Aufzeichnung der HF werden in Tabelle 48 verglichen.

Subject	DLW TEE	HR TEE	Percent difference*
	<i>MJ/d</i>	<i>MJ/d</i>	%
1	21.71	16.90	-22.2
2	15.69	14.10	-10.1
3	16.52	16.75	+1.4
4	11.17	12.55	+12.4
5	9.87	9.53	-3.4
6	15.24	16.77	+10.0
7	15.18	16.38	+7.9
8	13.00	19.77	+52.1
9	13.16	13.19	0.0
10	11.97	10.16	-15.1
11	11.18	9.74	-12.9
12	7.59	8.17	+7.6
13	7.51	8.18	+8.9
14	10.60	9.69	-8.6
Males†	14.62 ± 3.44	15.10 ± 3.05	+5.3 ± 20.6
Females†	9.77 ± 2.08	9.19 ± 0.94	-4.0 ± 11.5
All subjects†	12.89 ± 3.80	12.99 ± 3.83	+2.0 ± 17.9

* Percent difference = [(HR - DLW)/DLW] × 100.

† $\bar{x} \pm SD$.

Tabelle 48: TEE Messung anhand der DLW und Herzfrequenz Methode

Durchschnittlich überschätzte die HF Methode den TEE um $+2,0 \pm 17,9$ % ($t = +0,15$, NS). Bei den männlichen Testpersonen kam es zu einer Überschätzung des TEE durch die HF ($+5,3 \pm 20,6$ %), und bei den weiblichen Testpersonen kam es zu einer Unterschätzung ($-4,0 \pm 11,5$ %). Obwohl es zu individuellen Diskrepanzen von -22,2 % bis +52,1 %, (-4.8 1 zu +6.77 MJ/d) bei neun Testpersonen kam (sechs Männer, drei Frauen), lagen die Werte innerhalb von ± 10 % der DLW Schätzungen.

Der Grad der Übereinstimmung zwischen DLW und HF TEE wurde durch den Unterschied zwischen den zwei Methoden, bewertet (Abbildung 44) (1986: 1).

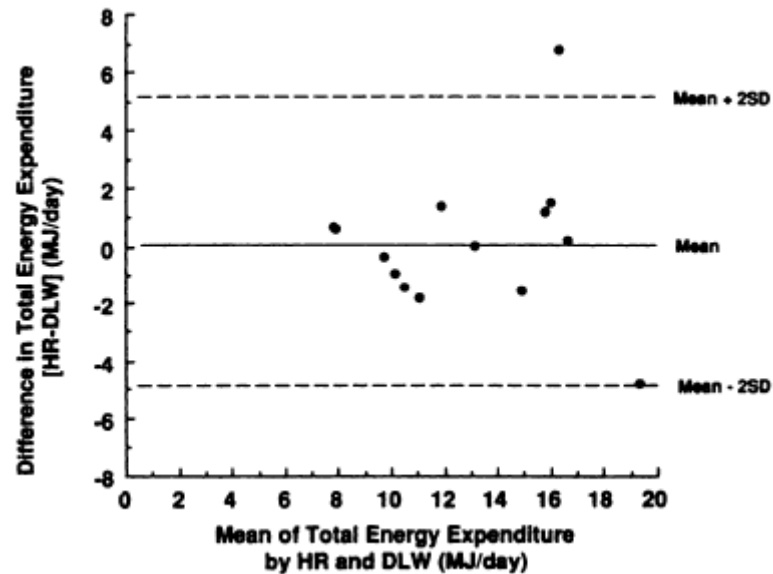


Abbildung 44: Unterschiede des Energieverbrauchs vs. Durchschnittlichen Energieverbrauch für DLW und Herzfrequenz Daten

Die statistische Signifikanz von 95 % war -1,37 bis +1,57 MJ/d ($t = 0.5$; NS). Die statistische Signifikanz von 95 % (durchschnittliche Unterschied des TEE $\pm 2SD$) waren -5,0 bis +5,19 MJ/Tag. Wenn die Daten der zwei Testpersonen (Testperson 1 und 8), dessen HF TEE -22,2 % und +52,1 % waren, vom DLW TEE ausgeschlossen werden, dann entspricht die statistische Signifikanz von 95 % -0,79 bis +0,71 MJ/Tag, und die statistische Signifikanz von 95 % ist -2,40 bis 2,31 MJ/Tag.

Abbildung 45 zeigt die Verteilung des geschätzten TEE durch die FELX HF Methode, in den drei Komponenten: BMR, RMR, und körperliche Tätigkeit über der FLEX HF.

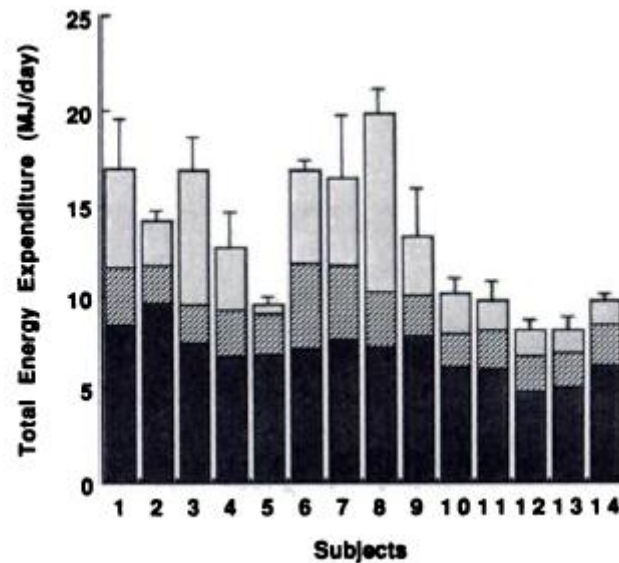


Abbildung 45: Verteilung des geschätzten TEE durch die FELX HF Methode, in den drei Komponenten: BMR, RMR, und körperliche Tätigkeit über der FLEX HF

Die Mittelwerte für das Verhältnis von RMR zu BMR, die die Energiekost von sitzenden Tätigkeiten widerspiegeln, waren $1,30 \pm 0,07$ für Männer und $1,33 \pm 0,06$ für Frauen. In absoluten Bedingungen war der Energieverbrauch im Sitzen $2,29 \pm 0,55$ MJ/d für Männer und $1,88 \pm 0,45$ MJ/d für Frauen. Der Index für körperliche Tätigkeiten (PAI), der das Verhältnis von TEE zu BMR ausgedrückt, stellt ein Maß der Tätigkeit zur Verfügung, die vom Körpergewicht, Geschlecht, und Alter unabhängig ist, weil diese die Ergebnisse der BMR Schätzungen verfälschen können.

Die Werte für den PAI korrelierten sehr stark ($r = +0,947$) mit den Werten der Tages HF über der FELX HF (Abbildung 46 und 47).

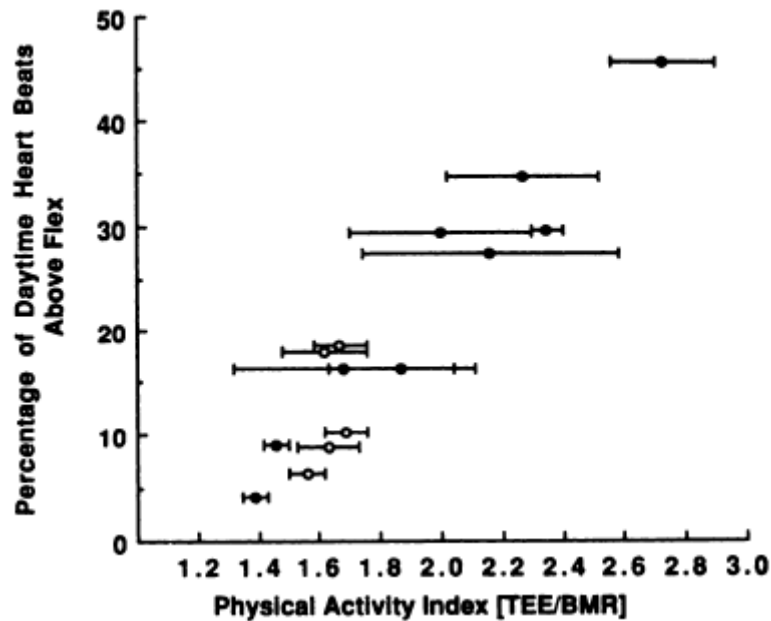


Abbildung 46: Beziehung zwischen körperlichen Aktivitäten Index und Prozents der Zeit inder die Herzfrequenz über der FLEX Herzfrequenz war

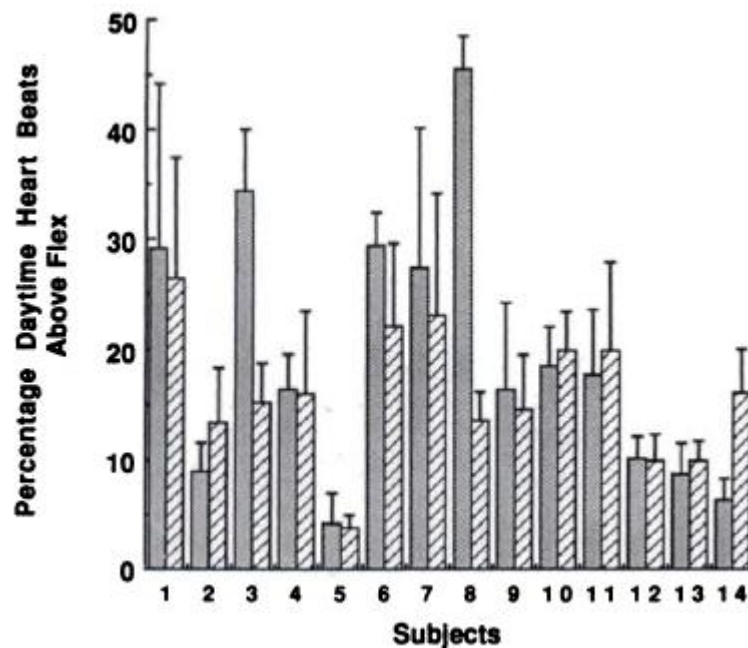


Abbildung 47: Prozents der Zeit inder die Herzfrequenz über der FLEX Herzfrequenz war

Bei diesen Testpersonen variierte die körperliche Tätigkeit von 0,5 bis 7 Stunden und spiegelte die extremen körperlichen Tätigkeiten der Gruppe wider. Die durchschnittliche PAI Werte waren $1,99 \pm 0,44$, Bandbreite 1,39 -2,73, für Männer und $1,63 \pm 0,05$, Bandbreite 1,56 -1,69, für Frauen. Wenn dies in absoluten

Werten ausgedrückt wird, (TEE - BMR) gab es eine ungefähr fünffache Bandbreite des Energieverbrauch, zwischen den Testpersonen bei körperlicher Tätigkeit (2,69-12,54 MJ/d, CV 51 %).

Abbildung 4 illustriert den Prozentsatz der Zeit, während des Tages, in der die HR über der FELX HF und bei einer FLEX HF ± 5 Herzschläge war. Weil die vorhersagende Kraft der Methode für die FELX HF ± 5 Herzschläge (~ 80 -115 Schläge/min für diese Gruppe) wegen eines Überlappens der Ruhe HF und der HF bei körperlicher Tätigkeit schlecht sein kann, steigt der Fehler der Schätzung des TEE hinsichtlich der Zeit in der sich die HF in diesem Bereich bewegt. In dieser Gruppe betrug die Tageszeit der HF die im Bereich der FLEX HF ± 5 Herzschläge war 0,5 Stunden, für eine sehr inaktive Testperson (Testperson 5) und 4 Stunden für eine körperlich schwer arbeitende Testperson (Testperson 1). Bei der Mehrheit der Testpersonen kann ein annähernder Wert von 1,5 bis 4 Stunden/Tag, verbracht in der FLEX HF ± 5 Herzschläge und somit über der FELX HF angenommen werden. Im Gegensatz dazu belief sich die anhaltende submaximale Tätigkeit der Testperson 3 und 8 auf 2 Stunden pro Tag in der die HF über der FELX HF ± 5 Herzschläge, aber zwischen 5 und 7 Stunden der HR über der FELX HF Schwelle.

Diskussion

Zurzeit ist die DLW Methode die genaueste Methode, eine einheitliche und vertretbare Schätzung des TEE für eine Person zu machen, aber die Methode der Wahl, bei groß angelegten Bevölkerungsstudien, ist diese durch die enormen Kosten nicht. Außerdem ist in epidemiologischen Untersuchungen die DLW Methode nicht das passende Verfahren, um z.B. die intraindividuelle Veränderlichkeit, in Mustern der körperlichen Tätigkeit und des Energieverbrauchs zu bewerten. In diesen Fällen ist die Anwendung von weniger hoch entwickelten, kostengünstigeren Methoden wie z.B. die HF Methode angezeigt.

Bei „frei lebenden“ Testpersonen wird die erhaltene Präzision durch die FLEX HF Methode, bedingt durch die körperliche Tätigkeit in Bezug auf ihre definierten HF Schwellen, abhängig sein. Die durchschnittliche Tages HF, die mit der Zeit breite

Schwankung der HF und die interindividuelle Ausbreitung in abgeleiteten PAI-Werten dieser Testpersonen zeigen, dass deren Lebensstile hauptsächlich durch deren sitzenden Beruf geprägt sind und hin und wieder unterschiedliche körperliche Tätigkeiten (Freizeit oder Beruf) von unterschiedlichen Intensitäten eingestreut werden. Somit kann die Gruppe als ein angemessen breites Spektrum, die auch körperliche Tätigkeiten zur Verfügung stellen, angenommen werden, um die Gültigkeit der Methode in „frei lebenden“ Bedingungen zu bewerten.

Bei Testpersonen die sehr viel saßen, ist die Präzision der Schätzung von der Genauigkeit der RMR-Werte abhängig, weil in diesen Fällen die durchschnittliche Tages HF nicht annähernd an der FELX HF ist und was noch wichtiger ist, es wurden relativ niedere HF Werte rund um oder über der FELX HF ausgegeben. Unter Feldbedingungen lag der abgeleitete RMR dieser Testpersonen (Männer, $1,30 \pm 0,08 \times \text{BMR}$; Frauen, $1,33 \pm 0,06 \times \text{BMR}$) zwischen den theoretisch geschätztem ($1,27 \times \text{BMR}$) und den Erwartungswerten ($1,4 \times \text{BMR}$) (vgl. FAO/WHO/UNU (1985)) und sind mit der Berechnung des BMR, anhand der 24 Stunden ganzen Körper Kalorimetrie (vgl. CEESAY et al. (1989: 61)) vereinbar. Ermittlungen des RMR anhand von relativ kurzen Kalibrierungsverfahren scheinen nicht weniger genau als diejenigen zu sein, die mit Hilfe einer genaueren Methodik abgeleitet wurden, und somit ist eine gültige Schätzung der Energiekosten einer sitzenden Person möglich. Bei sehr untätigen Personen, wie zum Beispiel bei Testperson 5, ist eine zuverlässige Messung des TEE wahrscheinlich anhand von abgeleiteten RMR Werten plus eine kleine Erhöhung für die körperliche Tätigkeit, vorausgesagt durch die HF über der FELX HF, möglich.

Die Hauptherausforderung war die Integrität der Methode des Liegens um den Energieverbrauch von Personen mit hauptsächlich sitzender Berufstätigkeit und mit periodisch auftretenden Episoden der körperlichen Tätigkeit mit unterschiedlicher Intensität, wie es bei der Mehrheit der Gruppe der Fall war, vorherzusagen. Rund 1,5 bis 4 Stunden wurden im Bereich der FELX HF ± 5 verbracht, wo die Fähigkeit den Energieverbrauch anhand der HR und/oder RMR vorherzusagen, am schwächsten ist, weil sich die Ruhe HF und die HF bei körperlicher Tätigkeit überlappen. Dann wird die Definition für die passend FLEX HF ein Hauptfaktor um die Vorhersagekraft der Methode zu bestimmen. Jedoch

würden mögliche Fehler in der Definition die beobachteten Diskrepanzen in TEE, geschätzt anhand der DLW und HF teilweise erklären. Zum Beispiel zeigt die neue Darlegung der Daten für Testperson 10 und 11 an, dass Werte der FELX HF, +10 und -8 Herzschläge sein sollte, beziehungsweise, von denjenigen, die vorausgesagt sind, um für die beobachteten TEE Unterschiede verantwortlich zu sein. Vorhersagefehler bei der FELX HF Definition dieser Ordnung scheinen unwahrscheinlich. Außerdem beruht diese Erklärung auf der Annahme, dass ein getrennter Pulspunkt eine klare physiologische Unterscheidung zwischen dem Ruhe HF und der HF bei körperlicher Tätigkeit ausüben kann. Eher ist der Hauptfehler bei der FELX HF ± 5 zu suchen, da die Definition der FELX HF durch quantitativ unbestimmbare kardiovaskuläre Variablen, wie die Art, die Intensität der Muskeltätigkeit; die Haltung; die Erschöpfung; und prandiale Status, beeinflusst werden.

Das andere Extrem ist die körperliche Tätigkeit, wie sie bei Testperson 3 und 8 beobachtet wurde, wenn eine relativ kleine Tages HF im FELX HF ± 5 Bereich verbracht wird. Im Vergleich zum Verhältnis über der FELX HF, ist der Vorhersagefehler nicht nur vom FELX Punkt, sondern auch auf Grund der abgeleiteten Regressionslinien möglich. Methodologische Fehler in einem oder beiden dieser Faktoren werden wahrscheinlich zur sehr großen Überschätzung beim TEE der Testperson beigetragen haben.

Eine andere potenzielle Fehlerquelle in der Schätzung des TEE anhand der HF besteht darin, dass ein Energiewert für die Schlafphase zusätzlich zum BMR angenommen wird. Wie man gezeigt hat, ist die metabolische Rate während des Schlafes um 10% niedriger gewesen als standardisierte Messungen des BMR, der eine durchschnittliche Überschätzung von 5 % während der Schlafperiode (vgl. GOLDBERG et al. (1988: 42)) anzeigt. Weil die Energiekosten während des Schlafes so niedrig sind, würde eine Integration in den geschätzten TEE Wert, über einen Zeitraum von mehr als 24 h gemessen, nur auf einen durchschnittlichen Fehler von 1,6 % hinauslaufen. Weil direkte Messungen des BMR in dieser Studie angewandt wurden, ist der eingeschlossene Fehler wahrscheinlich unbedeutend und nicht für den Fehler verantwortlich.

Jedoch, in groß angelegten Gesellschaftsstudien ist die einzige ausführbare Alternative die metabolische Rate beim Schlafen anhand von BMR Werten vorauszusagen, die eine Genauigkeit von $\pm 10\%$ hat (vgl. SCHOFIELD et al. (1985: 39C)). Der individuelle Fehler beim Berechnen des Energieumsatzes für den Schlaf wird wahrscheinlich groß sein. Jedoch hinsichtlich der Voraussagen des Tagesenergieverbrauchs, wird die Bedeutung des Fehlers nicht so groß sein.

Obwohl ein Teil der beobachteten individuellen Diskrepanzen bei der TEE Messung anhand der DLW und HF, zweifellos wegen der innewohnenden Fehler bei der Messung sind, können sie auch teilweise der Methodik der Probenahmen zugeschrieben werden. Die repräsentativen mittelfristigen Beobachtungen der DLW Methode und die signifikante Ausbreitung der intraindividuellen Schwankung der HF TEE weisen darauf hin, dass in einigen Fällen die Perioden der Probenahme unpassend kurz war, um reproduzierbare Daten zur Verfügung zu stellen. Zum Beispiel wurde der Energieverbrauch von Testperson 1 nur über einen Tag gemessen wo die Testperson inaktiv war, ebenso nur über 1 Tag zwischen beruflichen Tätigkeiten und Tätigkeiten außerhalb des Berufs und über einen Tag intensiver beruflicher Tätigkeiten, die auf einen CV von 26 % und -2,2 % (-4,81 MJ/Tag) im geschätzten TEE durch die zwei Methoden, hinausläuft. Teilweise kann diese Diskrepanz durch die Natur der beruflichen Tätigkeit erklärt werden, die die Herztätigkeit erhöhen und das erhöhte Schlagvolumen auf Grund von beugen und aufrichten die Zunahme des Sauerstoffverbrauchs und der HF entsteht. Jedoch kann es auch wegen der Stichprobenerhebung sein, weil ein gewichtiger Durchschnitt auf gewohnheitsmäßigen körperlichen Tätigkeiten eines 12 Stunden Arbeitstag, für 6 Tage/Woche beruht, würden der TEE anhand der HF 20,65 MJ/Tag und eine Diskrepanz von -4,7 % zwischen HF und DLW Schätzung des TEE, ergeben.

Die Definition eines reproduzierbaren FELX HF Wert ist eine der problematischsten Eigenschaften der Technik und in Feldsituationen können zusätzliche Probleme zu denjenigen der „whole body“ Kalorimetrie auftreten. An erster Stelle sei gesagt, dass egal wie genau die Kalibrierung eines Verfahren durchgeführt wird, ist es unwahrscheinlich das HF Änderungen in diesen notwendigerweise erfundenen Situationen für eine Kardiorespirometrie oder den

Energieverbrauch für „frei lebende“ Situationen, kopiert werden können. Die Präzision wird wahrscheinlich verbessert, wenn Kalibrierungsverfahren die üblichen körperlichen Aktivitäten von Personen erfassen können. Jedoch, wird die Durchführbarkeit in Gemeinschaftsstudien von den Möglichkeiten der Messung des Atemgasaustauschs und der Möglichkeit die Homogenität oder Heterogenität von gewohnheitsmäßigen körperlichen Tätigkeiten zu messen. Außerdem kann das unphysiologische Atmen mit einer Gesichtsmaske oder einem Mundstücken und Nasenklipp zu einer stressinduzierten Tachikardie führen und so die FLEX HF Definition beeinflussen. Obwohl das Verfahren für die Vorhersage anhand der FLEX HF auch in anderen Studien diskutiert wird (vgl. SPURR et al. (1988: 48) und CEESAY et al. (1989: 61)), bleibt die Vorhersage des Energieverbrauchs anhand der FLEX HF die Hauptfehlerquelle in Feldanwendungen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass keine einzige Feldmethode, zur Messung bzw. Schätzung des Energieverbrauchs, alle Fragen zur Auswertung des Energieverbrauchs bei „frei lebenden“ Personen beantworten kann. In dieser Beziehung kann die FLEX HF nur einen Beitrag leisten. Obwohl individuelle Schätzungen des TEE, Fehlern unterliegen können, sollte der Gebrauch dieser Methode nicht ausgeschlossen werden. Die Einfachheit, Objektivität, soziale Annehmbarkeit, und die Sammlung von Daten unterstützt den Aspekt der Anwendung. Außerdem ist diese Methodik die erste Feldtechnik, um objektive gewohnheitsmäßig körperliche Tätigkeiten und kardiorespirometrische Funktion, bei Personen zu erfassen. Das Potenzial dieser Methode liegt darin, die Wirkung von körperlicher Tätigkeit auf die Gesundheit und bei Krankheiten aufzuzeigen.

3.6 Körpertemperatur

3.6.1. Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings

Chin Leong Lim,^{1PhD}, Chris Byrne,^{2PhD}, Jason KW Lee,^{1PhD}

Messung verschiedener Vitalparameter im äußeren Gehörgang

Thermoregulation

"Eine konstante Körpertemperatur setzt die Gleichheit von Wärmeproduktion und Wärmeabgabe voraus. Wenn innere oder äußere Störungen eine dieser beiden Größen verändert, wird die andere so nachgeführt, dass sich ein neues Gleichgewicht einstellt. Signale aus Temperaturmessfühlern im Körperkern und in der Haut bilden die Eingangsgrößen dieser Regelung."

Messmethoden und Messstellen

Bevor der Thermometer im 18. Jahrhundert erfunden wurde, haben die Ärzte ihre Hände auf die Haut gelegt, um die Körpertemperatur festzustellen. Auch die Temperaturskalen (Fahrenheit und Celsius) wurden erst im 18. Jahrhundert herausgegeben. Die Wichtigkeit des Thermometers zur Diagnose von Fieber wurde erstmals 1868 beobachtet.

Wie genau die Körpertemperatur gemessen werden kann, hängt vom Messort und vom Messverfahren ab. Autoren wie **CHIN LEONG LIM et al**, **RAINER KLINKE**, **STEFAN SILBERNAGEL** und **GREG KELLY** und weitere bezeichnen Orte wie die Lungenarterie sowie im Rektum als goldenen Standard zur Messung der Körpertemperatur (vgl. EL-RADHI & BARRY (2006: 91), FARNELL et al. (2005: 14); RUPP et al. (2004: 32)). Sie zählen zu den Methoden mit der höchsten Genauigkeit. Die Messung an der Lungenarterie zählt jedoch zu den invasiven Methoden und kommt in der Praxis nicht zur Anwendung und im Bereich Sport ist eine Anwendung unvorstellbar. Somit ist es notwendig, andere Messstellen für die Ermittlung der Körpertemperatur zu finden. Geeignete Orte sind Körperhöhlen in der Nähe großer Blutgefäße, da diese die Körpertemperatur gut widerspiegeln. Messorte wie der Mund, die Achselhöhle und der äußere Gehörgang erfüllen die oben angeführten Voraussetzungen einer Körperhöhle in der Nähe eines großen

Blutgefäßes (vgl. GISOLFI & MORA (2000: 1-13), FOLK et al. (1998)). Um Schwankungen bei der Körpertemperatur feststellen zu können, sollte die Körpertemperatur unter standardisierten Bedingungen stattfinden. Zu den standardisierten Bedingungen zählen, das Messen an immer der gleichen Stelle und zur gleichen Tageszeit. Ansonsten kann es bei den Ergebnissen der Messungen zu Schwankungen kommen, die aber nicht von der Körpertemperatur resultieren, sondern auf Grund der abgeänderten Standardbedingungen entstehen.

Grundsätzlich sind uns unterschiedliche Methoden zur Ermittlung der Körpertemperatur bekannt. Zu den Standardmethoden zählen mittlerweile folgende 5 Methoden:

- Rektale Methode
- Aurale Methode
- Axillare Methode
- Sublinguale Methode
- Temporale Messung

Die Entwicklung geht jedoch dahin, dass die Messung der Körpertemperatur auch andere Funktionen hat.

Messung in der Achselhöhle (axillar):

Die Achselhöhlen Temperatur wird unter der Achselhöhle in der Nähe einer Arterie gemessen. Die Achselhöhlen Temperaturmessung ist praktisch und sicher, und ist für Säuglinge und jüngere Kinder gut geeignet (vgl. EL-RADHI & BARRY (2006: 91)). Jedoch auf Grund der Ungenauigkeit und Instabilität der Achselhöhle Temperatur ist sie nur bedingt für klinische Studien und Forschungsanwendung geeignet (vgl. CATTANEO et al. (2000: 90)). Obwohl eine Studie berichtet, dass die Achselhöhle Temperatur bei Neugeborenen ebenso genau gemessen werden kann, wie die rektale Temperatur (T_c) (vgl. MAYFIELD et al. (1984: 104)). Andere Studien berichten über relativ schlechte Ergebnisse bezüglich der Achselhöhlen Temperatur und anderen Messmethoden der T_c bei Erwachsenen und Kindern (vgl. EL-RADHI & BARRY (2006: 91)). Die

Empfindlichkeit der Achselhöhlen Temperatur, um Fieber zu entdecken, ist schwach. Sie liegt zwischen 27,8 % und 33% (vgl. HADDOCK et al. (1996: 22), KARESH (1984: 104)). Die Achselhöhlen Temperatur kann unter Einfluss der Umgebungstemperatur, des Schweißes, der Feuchtigkeit und der Dichte des Haars an der Achselhöhle, schwanken und sie ist eine unpassend Methode für die Messung der Körpertemperatur während sportlicher Aktivitäten.

Messung im Mund oder unter der Zunge (oral, sublingual):

Die Messung der oralen Temperatur ist eine der allgemeinen Methoden, um Tc in klinischen Studien zu ermitteln. Die orale Temperatur schwankt zwischen 0,4°C unter der IPA Temperatur (vgl. ILSLEY et al. (1983: 11)). Die sublinguale Seite ist gut geeignet, um die orale Temperatur zu nehmen und die orale Temperatur zeigt auch Änderungen der Tc auf (vgl. MORAN & MENDAL (2002: 32)). Es dauert jedoch ungefähr fünf Minuten bis eine stabile orale Temperatur erreicht wird (vgl. FOLK et al. (1998)) und die Genauigkeit kann durch das Atmen beeinflusst werden, was die orale Temperaturmessung unpassend für sportliche Studien macht. Gesichts- und Haupttemperaturen und die Nahrungsaufnahme von Getränken und Essen vor der Temperaturmessung, können auch das Ergebnis der oralen Temperatur beeinflussen. Die orale Temperaturmessung vergrößert die Gefahr einer Infektion, und ist für kleine Kinder nicht passend (<5 Jahre alt), die die Tendenz haben, das Thermometer zu zerbeißen. Die orale Temperatur kann ein nützlicher Stellvertreter für die Tc in klinischen Studien sein, aber es sollte darauf acht genommen werden, dass Umwelteinflüsse und Verhaltensfaktoren minimiert werden, um die Genauigkeit der Messung zu steigern.

Messung im Ohr:

Die Mittelohr Temperatur wird an der Mittelohrmembran gemessen. Unter den nicht invasiven Methoden für die Tc Messung, hat die Mittelohr Temperatur wahrscheinlich die stärkste Vereinigung mit der Tc. Die Mittelohrmembran enthält die Blutversorgung von der inneren Halsschlagader, die auch dem Hypothalamus, dem Gebiet des Gehirns, Blut liefert (vgl. MORAN & MENDAL (2002: 32)). Die Mittelohr Temperatur zeigt genaue Ergebnisse der Tc für Menschen > 3 Jahre auf (vgl. EL-RHADI & BARRY (2006: 91)), aber es besteht die Sorgen, dass die Technologie von Infrarottemperaturscannern den Gesundheitsfürsorge-

Industriestandards für Temperaturmessungen, (vgl. PUSNIK & DRNOVSEK (2005: 26)) nicht entspricht, und dass die Genauigkeit des Mittelohr Temperaturmessung von der Sachkenntnis der Anwender ausgeht (vgl. CATTANEO et al. (2000: 90), AMOATENG-ADJEPONG (1999: 115)). Nur ungefähr 50,9 % des Mittelohr Temperaturergebnisses waren annähernd an der T_c (vgl. FARNELL et al. (2005: 14)). Die Mittelohr Temperatur unterschätzt auch die T_c bei Patienten die einer allgemeinen oder lokalen Anästhesie unterliegen (vgl. CATTANEO et al. (2000: 90)). Das Infrarotmittelohr-Thermometer kann die Temperatur nicht permanent messen und ist daher eine unpassend Methode für die permanente Temperaturmessung bei sportlicher Aktivität.

Gastrointestinal-Temperatur (GI)

GI Temperatur wird gemessen, indem ein telemetrischer Temperatursensor aufgenommen wird, der die Temperatur der GI Umgebung drahtlos an eine externe Registriereinheit übersendet. Die Idee des telemetrischen Temperatursensors wurde vor mehr als 30 Jahren, (vgl. SHARP et al. (1974: 37)) berichtet und fand vorerst in Tierstudien Anwendung (vgl. FOLK et al. (1998)). Der Gebrauch eines telemetrischen Temperatursensors, um die GI Temperatur beim Menschen zu messen, wurde vor ungefähr 10 Jahren berichtet (vgl. KOLAK et al. (1997: 22), O'BRIEN et al. (1998: 30)) und der Gebrauch dieser Technik nahm stark zu (vgl. BYRNE et al. (2006: 38), LEE et al. (2000: 71)). Die GI Temperatur zeigt sowie die oesophageal und rektale Temperatur, T_c Änderungen, gut an (vgl. KOLAK et al. (1997: 22), O'BRIEN (1998: 30), LEE et al. (2000: 71), McKENZIE & OSGOOD (2004: 29)), obwohl die GI Temperatur langsamer auf T_c Änderungen reagieren kann als die oesophageal Temperatur (LEE et al. (2000: 71)). Eine Meta-Analyse zwischen GI, rektal und Speiseröhre-Temperaturen durch zwei der Autoren, fanden eine bessere Vereinbarkeit zwischen der GI und Speiseröhren Temperatur als zwischen der GI und rektalen Temperatur (vgl. BYRNE & LIM (2007: 41)). Die GI Temperatur reagiert am Anfang und Ende und bei Intensitätsänderungen sportlicher Aktivität, langsamer auf Änderungen in der Temperatur als die Speiseröhren Temperatur, aber die GI Temperatur antwortet schneller auf Änderungen der T_c als die rektale Temperatur (vgl. BYRNE & LIM (2007: 41)). Die Vorteile, der GI Temperatur mit dem aufgenommenen Temperatursensor, liegen darin, dass die Temperatur permanent gemessen

werden kann. Dieser Vorteil ermöglichte zum ersten Mal die permanente Aufzeichnung der GI Temperatur, bei Läufern eines Halbmarathons (vgl. BYRNE et al. (2006: 38)). Vorhergehende Studien, die die Tc gemessen haben, ermittelten einzelnen Werte der rektalen Temperatur, lediglich am Ende des Laufes ((vgl. WYNDHAM (1977: 301) , PUGH et al. (1967 : 23) , NOAKES et al. (1991 : 23))). Einer der Nachteile des telemetrischen Temperatursensors ist die Schwierigkeit, die Position des Sensors in der GI Fläche zu standardisieren. Um sicherzustellen, dass der Temperatursensor in der GI Fläche ist, wird der Sensor gewöhnlich 4 bis 8 Stunden vor der Messung geschluckt. Jedoch ist die GI Tätigkeit zwischen Personen verschieden. Der Sensor darf nicht im Bereich der Eingeweide liegen. Die GI Temperaturmessung kann durch aufgenommenes Wasser und auf Grund der Nahrungsmittelaufnahme beeinflusst werden (vgl. WILKINSON et al. (2008: 40)). Der telemetrische Temperatursensor hat gutes Potenzial als Stellvertreter der Tc Messung. Benutzer müssen genügend Erfahrung mit dem System gewinnen, um die passende Zeit zu schätzen, um den Sensor aufzunehmen, um gültige und zuverlässige Temperaturergebnisse zur Verfügung zu stellen. Die GI Temperaturmessung durch den aufgenommenen Temperatursensor scheint, das beste Gleichgewicht zwischen Durchführbarkeit, Bequemlichkeit, Benutzerakzeptanz und wissenschaftlicher Gültigkeit und Zuverlässigkeit zu erreichen.

Kern und Schalen Temperatur ***Chin Leong Lim et al***

Beim menschlichen Körper muss man zwischen der Kerntemperatur und der "Schalentemperatur" unterscheiden. Die Kerntemperatur (Tc) bezieht sich auf die Temperatur des Abdomens, des Thorax und der Schädelhöhle, während sich die Schalentemperatur (Ts) auf die Haut, subkutanen Gewebe und die Muskeln bezieht (vgl. GISOLFI & MORA (2000: 1-13); FOLK et al. (1998)). Die Kerntemperatur wird im Gehirn durch den Hypothalamus geregelt und entspricht in Ruhe ca. 36,8 Grad (vgl. FOLK et al. (1998)) während die Schalentemperatur mehr durch die Hautdurchblutung und Umweltbedingungen bestimmt wird (vgl. GISOLFI & MORA (2000: 1-13)). Wenn der menschliche Körper nun Kälte ausgesetzt wird, nimmt die Schalentemperatur ab, während die Kerntemperatur weitestgehend konstant bleibt. Obwohl der Mensch als homoiotherm (gleichwarm)

bezeichnet wird, ist die Zweiteilung der Körpertemperatur in Kerntemperatur und Schalentemperatur darin einzigartig, dass die Kerntemperatur vom Gehirn geregelt wird, also endotherm und die Schalentemperatur von äußeren Bedingungen abhängig ist, als exotherm geregelt wird.

Die Kerntemperatur ist im Wesentlichen die Temperatur des Blutes, welches sich im Umlauf befindet. Als "goldener Standard" für die Kerntemperatur wird die Temperatur des Blutes der Lungenarterie herangezogen (vgl. EL-RADHI & BARRY (2006: 91), FARNELL et al. (2005: 14), RUPP et al. (2004: 32)). Die Lungenarterie enthält das Blut, welches zum Herz, in den rechten Ventrikel fließt, welches das Blut ist, das Hitze speichert und diese zur Haut und verschiedenen Organen des Körpers transportiert.

Extreme Schwankungen in der Kerntemperatur >42 Grad Celsius können fatale Folgen auf die Zellular- und Organfunktionen haben (vgl. BOUCHAMA & KNOCHEL (2002: 346)). Diese Hyperthermie kann das Zentralnervensystem beschädigen, Körperentzündungen, Gewebenekrosen und vielfache Organschäden verursachen (vgl. SHAPIRO & SEIDMAN (1990: 22), BOUCHAMA & KNOCHEL (2002: 346)).

Eine Hypothermie, der Kerntemperatur <35 Grad Celsius verschlechtert die Funktionen des kardiovaskulären Atmungs- und Zentralnervensystems, was zu Muskelschäden, Lungenödem, Hypotension, Bradykardie, und Nierenversagen führen kann (vgl. BRUKNER & KHAN (2005)).

Die Regelung der Körpertemperatur während körperlicher Aktivität

SAWKA & WENGER (1998) sind der Meinung, dass bei körperlicher Betätigung die metabolische Wärmeproduktion auf das 10 bis 20 fache ansteigen kann, aber lediglich 30% der erzeugten Wärme werden in mechanische Energie umgewandelt. Die restlichen 70% der metabolischen Wärmeproduktion müssen nun von der Peripherie des Körpers (Muskeln, Fett, Organe) zur Haut transportiert werden, um diese an die Umgebung abzugeben. Im Körper steigt die Wärme an, wenn sich die wärmezerstreuenden Mechanismen und die metabolische

Wärmeproduktion nicht mehr im Gleichgewicht befinden. Als Beispiel führen Chin Leong Lim et al. einen durchschnittlichen Anstieg des gastrointestinalen (Bereichs des Verdauungstraktes) Temperatur von 37,6 Grad Celsius, vor der körperlichen Tätigkeit, auf 39,3 Grad Celsius, nach einem 45 Minuten langen Ausdauerlauf, an (Abbildung 48).

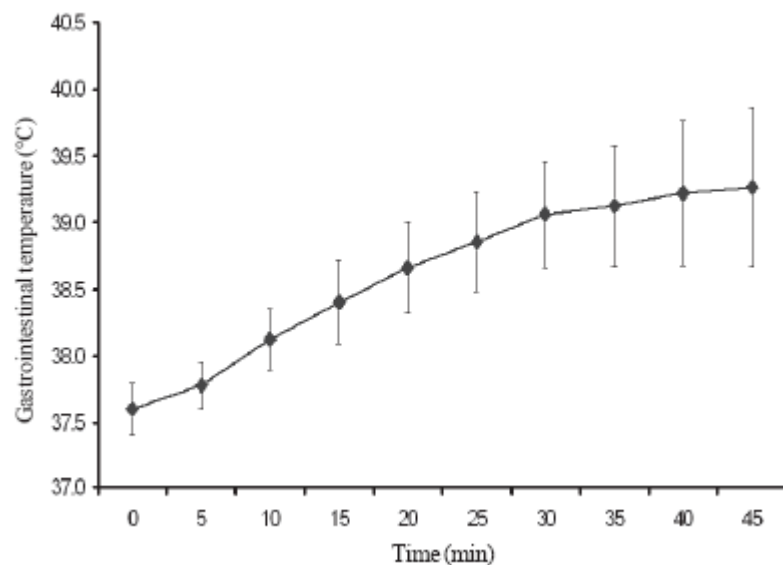


Abbildung 48: Durchschnittlicher Anstieg der gastrointestinalen Temperatur nach einem 45 Minuten langen Lauf

Die höchste gastrointestinale Temperatur während des Laufes betrug 40,3 Grad Celsius.

Als weiteres Beispiel führen Chin Leong Lim et al. die durchschnittliche gastrointestinale Temperatur von Soldaten, vor eine Marsch mit dem Standard Marschgepäck und nach dem 12 km langem Marsch an (Abbildung 49). Die Soldaten wiesen vor dem Marsch eine gastrointestinale Temperatur von 37,5 Grad Celsius und nach dem Marsch eine gastrointestinale Temperatur von 39,4 Grad Celsius, auf. Die höchste gemessene gastrointestinale Temperatur betrug 40,3 Grad Celsius.

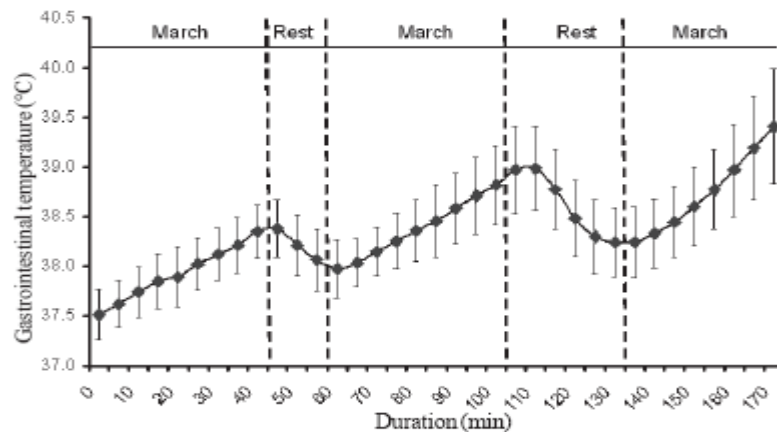


Abbildung 49: Durchschnittliche gastrointestinale Temperatur von Soldaten, vor eine Marsch mit dem Standard Marschgepäck und nach dem 12 km langem Marsch

Der Wärmetransfer zwischen dem Körper und der Außenumgebung hängt von den Komponenten Leitung, Konvektion, Strahlung und Verdunstung ab (vgl. FOLK et al. (1998)). Die Wärmeübertragung bei den Komponenten Leitung, Konvektion und Strahlung sind bidirektional (Übertragung in beide Richtungen). Die Wärmeübertragung zwischen der Hautoberfläche und der Umgebung wird durch den Temperaturanstieg zwischen der Haut und der Umgebung bestimmt. Hitze von der Umgebung wird von der Haut aufgenommen, wenn die Umgebungstemperatur wärmer ist als "Schalentemperatur" und umgekehrt.

Im Gegensatz dazu ist die Wärmeübertragung durch Verdunstung unidirektional (Übertragung in eine Richtung). Die Wärme wird von der Hautoberfläche an die Außenumgebung übertragen aber nicht umgekehrt (vgl. American College of Sports Medicine position stand (2007: 39)). Verdunstung findet statt, wenn Schweiß vom flüssigen Zustand in den gasförmigen Zustand übergeht. Bei körperlicher Aktivität werden >80% der Wärme durch Verdunstung eliminiert und somit ist die Verdunstung das primäre Mittel um die Wärme zu beseitigen (vgl. GISOLFI & MORA (2000)). Deshalb ist die Fähigkeit zu Schwitzen für die Thermoregulation sehr wichtig. Der Schweißverlust bei heißen Bedingungen beträgt für jede Stunde körperlicher Betätigung ungefähr einen Liter (vgl. SATO (1993)). Sogar Schweißverluste von >2 Liter pro Stunde sind bei gut trainierten Athleten gemessen worden (vgl. GISOLFI (1996: 54)). Die relative Luftfeuchtigkeit spielt beim Schwitzen eine große Rolle. Ist die relative Luftfeuchtigkeit hoch, wird

die Wärmeelimination, durch Verdunstung des Schweißes, gehemmt. Die Wärmeelimination durch Verdunstung des Schweißes wird gefördert, wenn die relative Luftfeuchtigkeit niedrig ist. Der Effekte der Luftfeuchtigkeit auf die Wärmeelimination ist zu beachten.

Physiologische Funktionen der Körpertemperatur

Im menschlichen Körper wird die Körpertemperatur im Hypothalamus, einer Region im Hirn, geregelt (vgl. STITT (1993)). Dieser reguliert die Körpertemperatur innerhalb von $\pm 1^\circ\text{C}$, über einen Zyklus von 24 Stunden (vgl. FOLK et al. (1998)). Abweichungen von der Körpertemperatur betreffen verschiedene physiologische Systeme im Körper, welche für die biologischen Funktionen oder Funktionsstörungen verantwortlich sind, die mit der Thermoregulation zusammenhängen (vgl. EL-RHADI & BARRY (2006: 91)). Zum Beispiel ist Fieber eine anerkannte Eigenschaft einer Infektion (vgl. MORAN & MENDAL (2002: 32)). Außer das Fieber ein Symptom für die Diagnose einer Infektion ist, hat Fieber auch eine therapeutische Wirkung, weil eine Zunahme in der Körpertemperatur die Antwort des Immunsystems ist (vgl. WEIDNER et al. (1998: 30)). Die Erhöhung der Körpertemperatur über die optimale Temperaturspanne, kann ein Zeichen für einen Virus sein.

Die Hyperthermie kann auch Auslöser für die zentrale Ermüdung während intensiver Bewegung fungieren (vgl. NIELSEN & NYBO (2003: 33)). Radfahrer erleben bei heißen Bedingungen, eine willensmäßige Erschöpfung der bei einer oesophageal Temperatur von 40.01°C bis 40.02°C , unabhängig der Temperatur beim Start und der Rate der Zunahme der oesophageal Temperatur (vgl. GONZALEZ-ALONSO et al. (1999: 86)). Ergebnisse derselben Studie zeigen, dass eine zentrale Ermüdung die Übungsleistung hemmt. Herzfunktionen (d. h., Schlagvolumen und Herzleistung) werden beschränkt. Das Ereignis der zentralen Ermüdung, bei einer Schwellentemperatur, kann dazu dienen, um den Körper vor einer Überhitzung zu schützen. Die Leistung wird herabgesetzt, um eine weitere Zunahme in der Körpertemperatur zu verhindern (vgl. LIM & MACKINNON (2006: 36)). Die Hyperthermie scheint ein Selbstbegrenzendes Signal für das

Zentralnervensystem zu sein, um den Körper gegen eine tödliche Überhitzung zu schützen.

Die Temperaturregulierung spielt eine wichtige Rolle in der gesamten Funktion des Körpers und das sich thermoregulierende Mechanismen an thermischen Stress anpassen können, um ein höheres Niveau der Thermotoleranz des Hitzeschocks zu erreichen.

Beschluss

Das Ziel dieser Rezension war, die Kompliziertheit der Thermoregulation beim Menschen aufzuzeigen und die Mechanismen kurz zu beschreiben, die die Körpertemperatur während der physischen Anstrengung regeln. Die Kompliziertheit der Wärmeübertragung zwischen der Hautoberfläche und der Umgebung wurde auch besprochen, um den Leser nicht nur auf diese Probleme aufmerksam zu machen, sondern auch um einige allgemeine Missverständnisse der Thermoregulation während sportlicher Leistung hervorzuheben. Außer, dass die Temperatur ein Endprodukt des Metabolismus ist, hat die Wärme auch therapeutische Eigenschaften und kann als ein Selbstbegrenzungssignal dienen, das eine zentrale Hemmung bei sportlicher Leistung auslöst. Die Fähigkeit, die Körpertemperatur zu messen, ermöglicht Forschern die Thermoregulation bei verschiedenen Fragestellungen einzusetzen. Verschiedene Forschungen unterstützen den Gebrauch der oralen Temperatur für die klinischen Fragestellungen. Die GI Temperaturmessung, durch Temperatursensor hat im Laufe des letzten Jahrzehnts an Bedeutung gewonnen, um T_c bei sportlichen Tätigkeiten zu messen.

Zusammenfassung der Studie

Die Studie soll zeigen, welche Messorte geeignet sind, um die Körpertemperatur zu erfassen. Die oben aufgelisteten Messorte sind zwar für die Ermittlung der Körpertemperatur bei klinischen Studien möglich, aber nur wenige kommen für die Feststellung der Körpertemperatur bei Studien der körperlichen Tätigkeit, in Frage. z.B. ist eine Messung der Rektaltemperatur zwar genau, jedoch eine unpassende

Methode für Feldstudien, die die körperliche Tätigkeit betreffen. Welche Methoden bei sportlichen Aktivitäten geeignet sind oder nicht, kann aus der Studie herausgelesen werden.

Körperliche Aktivitäten lösen eine Vielzahl von Prozessen aus, die eine Erhöhung der Körpertemperatur zu Folge haben. Im Moment kann lediglich der Einfluss der erhöhten Körpertemperatur auf die zentrale Ermüdung, festgestellt werden. Steigt die Körpertemperatur bei der körperlichen Aktivität über ein bestimmtes Maß an, wird in unserem Körper ein Schutzmechanismus aktiviert und die Körperfunktionen werden herabgesetzt. Somit ist unser Körper vor einer Überhitzung geschützt, aber die Leistung nimmt ab und die körperliche Aktivität kann nicht mehr im vollen Maße ausgeführt werden.

Die kontinuierliche Messung der Körpertemperatur wäre insofern sinnvoll, das man feststellen kann, wann der Körper in diesen Schutzmechanismus wechselt und man vielleicht einer Leistungsminderung entgegensteuern kann.

3.6.2. „Mobile, kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur“

Johannes Kreuzer

Relevanz der Temperatur

Die Messung der Körperkerntemperatur ist sehr komplex und unterliegt verschiedenen körperlichen Einflussgrößen. Es ist schwer die Körperkerntemperatur unter mobilen Bedingungen zu erfassen. Auch eine kontinuierliche Messung, im Bereich Sport, ist nur unter schwierigen Bedingungen möglich. Umweltfaktoren, Umgebungstemperatur, Luftfeuchtigkeit und Windstärke können zu einer Veränderung der Körperkerntemperatur führen. Doch trotz dieser Hindernisse ist die kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur von großem Interesse.

Stand der Technik

Bis vor kurzem verwendete man zur Bestimmung der Körperkerntemperatur, Thermometer die die Temperatur entweder rektal, sublingual, oral oder axillar erfassen konnten. Aber auch Strahlungsthermometer kamen zum Einsatz. Die Stirn oder das Trommelfell sind bei Strahlungsthermometer der Ort der Bestimmung. Diese Methode ist jedoch auf Grund ihrer Fehleranfälligkeit bei der Messung sehr umstritten (vgl. PUSNIK & DRNOVSEK (2005: 26)). Eine kontinuierliche Temperaturmessung ist jedoch bei keiner dieser Methoden möglich und auch eine mobile Verwendung ist nur bedingt vorstellbar.

Diese Studie hat sich zum Ziel gemacht eine Methode zur mobilen, kontinuierliche und nicht invasive Messung der Körperkerntemperatur zu entwickeln.

Sensoraufbau und Messtechnik

Nach eingehender Forschung hat sich herausgestellt, dass äußere Faktoren und körperliche Aktivität die kontinuierliche und mobile Temperaturmessung im äußeren Gehörgang am wenigsten beeinflussen. Ein Thermofühler (PT1000) wird im Gehörgang platziert. Verbunden wird dieser Thermosensor über einen vorgeformten Kunststoffschlauch mit einer Miniatureinheit. Die Miniatureinheit befindet sich hinter dem Ohr (Abbildung 50).



Abbildung 50Temperatursensoraufbau

Außerdem wird eine Übertragungseinheit, zum erfassen der Daten, verwendet. Abbildung 51 zeigt wie der Kunststoffschirm im äußeren Gehörgang sitzen muss, damit der Thermowiderstand optimal an die Wand des äußeren Gehörgangs gedrückt werden sollte, um optimale Ergebnisse zu erzielen.

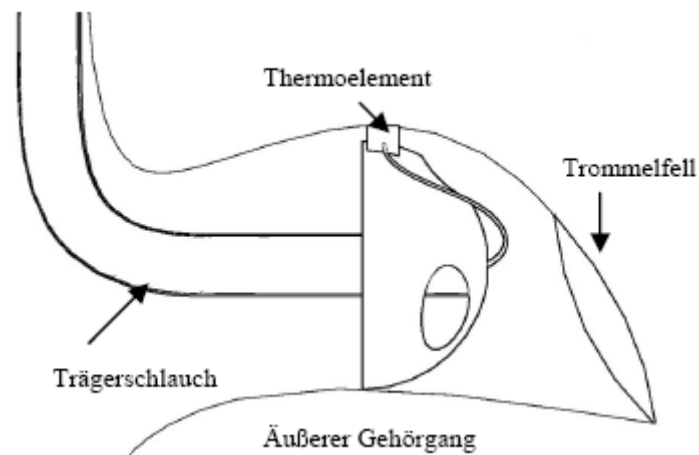


Abbildung 51: Querschnitt durch den im äußeren Gehörgang applizierten Temperatursensor

Mit Hilfe der 4 – Leiter Technik werden die Daten von der Übertragungseinheit übermittelt und direkt in die entsprechende Temperatur umgerechnet.

Datenerfassung und Übertragung

Ein Mikrokontroller vom Typ MSP430, ist mit einem 24 Bit AD Wandler und einem Bluetooth Funkmodul ausgestattet und dient als Mess- und Übertragungseinheit. Strom und Spannung können auf Grund der 4 Leiter Technik gleichzeitig gemessen werden. Es wird kontinuierlich mit 4 bzw. 8 Hz abgetastet und der „gleitende Mittelwert“ der letzten n-Werte (n = konfigurierbar) wird berechnet und per Bluetooth gesendet. In einem EEPROM werden sensorspezifische Kalibrierungsdaten abgelegt um absolute Temperaturen zu bestimmen.

Ergebnisse

Der kontinuierliche mobile Temperatursensor (KMTS) wurde mit einer Oesophagussonde verglichen und es lässt sich eine relativ hohe Genauigkeit feststellen (Abbildung 52).

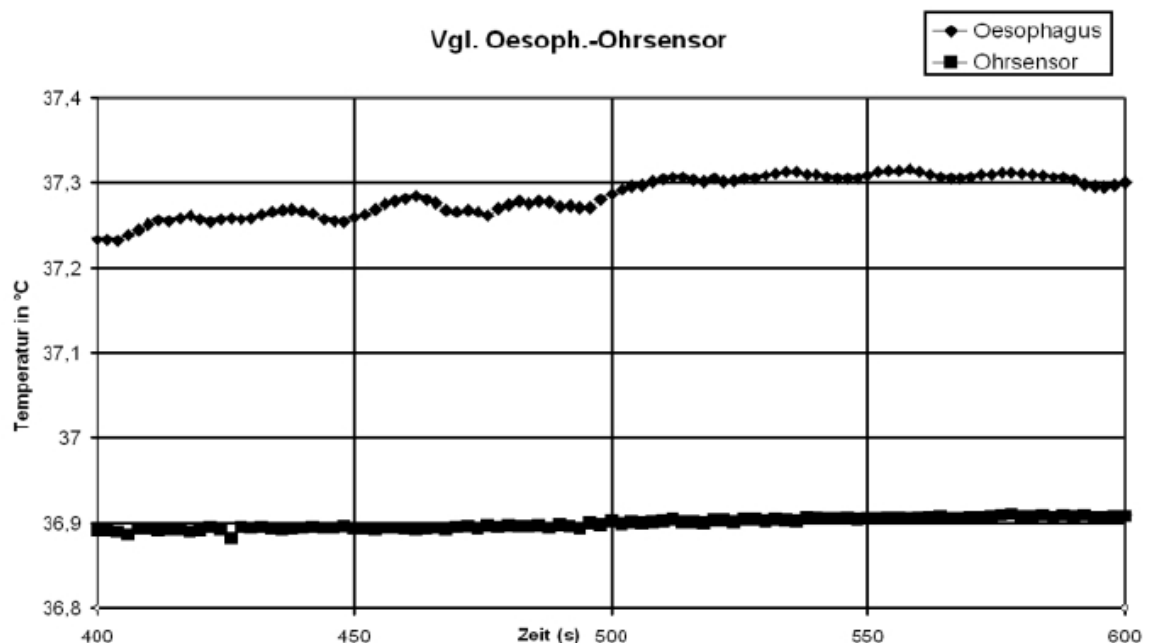


Abbildung 52: Vergleich des Temperaturverlaufs einer Oesophagussonde und des Ohrsensors

Es zeigten sich Temperaturunterschiede von ca. 0,3 bis 0,4°C. Dies ist ein aus der Literatur bekannter physiologischer Wert (vgl. LEFRANT et al. (2003: 29), NORDAS et al. (2005: 125)).

Zusammenfassung

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Studie, Ergebnisse mit sehr hoher Genauigkeit liefert. Durch die besondere Konstruktion ist der Sensor unauffällig und problemlos zu tragen und auch das Hören ist durch den perforierten Kunststoffschild nicht beeinträchtigt. Es müssen jedoch noch weitere Studien folgen um den Einsatz dieser Technik noch genauer zu erforschen. Mögliche Einsatzbereiche können die Rehabilitation, Sport, Training und der Wellness Bereiche sein.

Zusammenfassung der Studie

Diese Studie zeigt die Entwicklung einer neuen Methode für die kontinuierliche Messung der Körpertemperatur. Das Gerät ist im Gegensatz zur gastrointestinalen Messung der Temperatur angenehmer und man muss nicht auf den Zeitpunkt des Einnehmens achten, damit sich der gastrointestinale Sensor im richtigen Bereich befindet. Der Nachteil liegt jedoch darin, dass das Gerät durch äußere Faktoren (z.B. Wind) gestört werden kann.

Das Gerät wurde erst 2008 geplant und seit 2009 stehen die ersten Prototypen zur Verfügung. Auf Grund eines kurzen Gespräches mit der Technischen Universität München, an der dieser Sensor entwickelt wurde, ist mir bekannt, dass der Sensor die erfassten Daten speichern kann oder „on air“ auf einen Empfangsteil gesendet werden kann. Das komplette Set, Sender und Empfangsteil bzw. die nötige Software soll ca. 2000 – 3000€ kosten.

Das Gerät liefert sehr genaue Ergebnisse der Körpertemperatur, jedoch weiß man noch nicht wie dies bei körperlicher Aktivität aussieht. Es liegt bis jetzt noch keine Studie im Bereich Sport vor, die diesen Sensor verwenden um die Erfassung der Körpertemperatur zu testen.

Ich persönlich sehe in der Messung der Körpertemperatur eine neue Methode um festzustellen, wann der Körper das Maximum seiner Leistungsfähigkeit erreicht. Die Methode steckt zwar noch in den Kinderschuhen, aber ich glaube, dass sich in den nächsten Jahren, hinsichtlich dieser Methode einiges tun wird. Vielleicht kann

man dann auch den Energieverbrauch anhand der Körpertemperatur bestimmen. Jedoch glaube ich, dass für die Bestimmung des Energieverbrauchs anhand der Körpertemperatur auch eine Methodik entwickelt werden muss, die die Verdunstung misst. Wenn möglich sollte dies natürlich unter „frei lebenden“ Bedingungen erfolgen und nicht in einem Kalorimeter bzw. in einem Labor.

3.6.3. Estimating changes in mean body temperature for humans during exercise using core and skin temperatures is inaccurate even with a correction factor

Ollie Jay, Francis D. Reardon, Paul Webb, Michel B. DuCharme, Tim Ramsay, Lindsay Nettlefold, and Glen P. Kenny¹

Gemäß der menschlichen Hitzegleichgewichtsgleichung läuft eine Unausgewogenheit zwischen der metabolischen Hitzeproduktion und des Gesamtkörperhitzeverlustes auf eine Änderung in der Körperhitzespeicherung und einer Änderung im Körperhitzegehalt (ΔH_b) hinaus. Seitdem ΔH_b für den thermischen Status einer Person hinweisend ist, ist die genaue Bestimmung von diesem Wert kritisch, wenn die Antwort des menschlichen Körpers zu Umgebungen thermischen Stress hervorruft.

Es wird allgemein akzeptiert, dass die Messung der Gesamthitze, erzeugt durch den Körper infolge von anaerober und/oder aerober metabolischer Oxydation, ATP Hydrolyse, und an die Umgebung abgebende Gesamthitze (Ganzkörper Kalorimetrie) die genauesten Methoden sind, um ΔH_b zu erlangen. Kommt die kalorimetrische Methode nicht zum Einsatz, wird häufig die Thermometrie verwendet, um ΔH_b zu schätzen. ΔH_b wird durch das Produkt der Änderung in der Mitteltemperatur des Körpergewebes (T_b), die Gesamtmasse des Körpers (b_m), und die durchschnittliche spezifische Hitze aller Gewebe des Körpers (C_p) gegeben. Für einen Körper bei dem b_m und C_p bekannt sind, kann ΔH_b thermometrisch geschätzt werden, was der T_b nahe kommt. Die am meisten verwendete thermometrische Methode ist das traditionelle Zwei-Kompartimenten-Modell (vgl. BURTON (1935)), welches die ΔT_b anhand der Messung der Änderung der rektalen Temperatur (ΔT_{re}), welche ein "Kern"-Kompartiment repräsentiert und die Änderung in der durchschnittlichen Hauttemperatur (ΔT_{sk}), die ein "Schale"-Kompartiment repräsentiert, geschätzt. Die relative Beteiligung jedes Kompartiment zu ΔT_b wird durch ein Verhältnis "sum to one" gegeben. Typische Verhältnisse des Kerns zur Schale erstrecken sich von 9:1 oder 4:1 für eine heiße Umgebung (vgl. Stolwijk und Stolwijk et al. (1955, 1977: 9)) oder 2:1 für eine gemäßigte oder kalte Umgebung (vgl. COLIN et al. (1971: 63), GAGGE et al. (1986: 92), HAVENITH (2001: 90), MALCHAIRE et al. (2000: 73) und WEBB (1993: 66)).

Bei mehreren Gelegenheiten bei denen die traditionelle Zwei-Kompartimenten-Thermometrie angewendet wurde, ist zu beobachten das ΔT_b , während „steady-state“ Belastungen, mit einem durchschnittlichen Schätzungsfehler von 15 % (vgl. JAY et al. (2007: 292)) bis hin zu beachtlichen 70 % (vgl. VALLERAND et al. (1992: 65)), unterschätzt wird. Die Quelle des Fehlers, bei der Verwendung des Zwei-Kompartimenten-Modell, welches Kerns und Schale verwendet, dürfte darin liegen, dass die Hitze die im Muskelgewebe gespeichert wird nicht ausgedrückt wird (vgl. JAY et al. (2007: 292), NADEL et al. (1972: 33), TIKUISIS (2003: 95) und WEBB (33)). Ein Drei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell für ΔT_b , welches das Muskel Kompartiment mit den Kern und die Schale vereinigt, ist vorgeschlagen worden (vgl. NADEL et al. (1972: 33), WEBB (1998)) und stellt eine verbesserte Bewertung von ΔT_b und ΔH_b (vgl. JAY et al. (2007: 292)) zur Verfügung. Jedoch verlangt ein Drei-Kompartimenten-Modell die Messung der intramuskulären Temperatur. Die Abschätzung von ΔT_b mit Hilfe des Kern und Schalen Kompartiment wird bevorzugt.

In der Literatur wird das Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell für die Überschätzung verantwortlich gemacht, obwohl eine mathematische Konstante oder ein Korrekturfaktor verwendet wird. SNELLEN (1966: 14) maß unter Verwendung eines Ganzkörper Kalorimeter ΔH_b bei Personen, die Muskelarbeit in einer heißen Umgebung durchführten. Er leitete nachher ein Modell für ΔT_b ab, das Kern und Schale-Koeffizienten ähnlich dem traditionellen Modell und einem Korrekturfaktor von $\sim 0,40$ verwendete. Jedoch wurden nur zwei Teilnehmer und eine Umgebung (vgl. SNELLEN (1966: 14)) geprüft. Ein alternatives Modell ähnlich dem Zwei-Kompartimenten-Modell wurde von COLIN et al. (1971: 31) vorgeschlagen. COLIN et al. (1971: 31) sind der Meinung, dass ein Korrekturfaktor für die verbesserte Bewertung von ΔT_b nicht notwendig ist, aber dass die traditionellen, als eine Funktion der Speicherung der Körperhitze variieren, und mit der Zeit vermutlich in der ganzen Übung. Während das traditionelle Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell, ΔT_b nach dem Erreichen der „steady-state“ Körpertemperatur während der Übung unterschätzt, bleibt es unbekannt, ob solch ein Fehler während Nicht „steady-state“ Körpertemperaturen auftritt.

Das Ziel der gegenwärtigen Studie war, die Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur, wie geschätzt anhand des Zwei-Kompartimenten-Modell und ein angepasstes Zwei-Kompartimenten-Modell zu vergleichen, das einen Korrekturfaktor, mit jenen Werten verwendet, die durch eine Ganzkörper Kalorimetrie direkt nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Übung ermittelt wurden. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass der Unterschied zwischen den Schätzungen für die Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur durch ein reguliertes Modell hinsichtlich der Kalorimetrie nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Belastung weniger sein würde, als durch das traditionelle Zwei-Kompartimenten-Modell.

Methoden

Teilnehmer

Das experimentelle Protokoll von der Universität of Ottawa schaute wie folgt aus: 60 gesunde, Nichtraucher (31 Männer, 29 Frauen) haben sich freiwillig für die Studie angeboten. Die Teilnehmer, 23 (10 Männer, 13 Frauen) wurden einer Lufttemperatur von 30°C (T_a) und einer relativen Feuchtigkeit von 30 % (RH) ausgesetzt; 13 (8 Männer, 5 Frauen) einer T_a von 30°C, RH von 60 %; 14 (9 Männer, 5 Frauen) einer T_a von 24°C, RH von 30 %; und 10 (4 Männer, 6 Frauen) einer T_a 24°C, RH von 60 %. Die durchschnittlichen Eigenschaften für männliche und weibliche Teilnehmer werden in Tabelle 49 aufgelistet.

	Sex	<i>n</i>	Age, yr	Weight, kg	Height, cm	BSA, m ²	BMI, kg/m ²	$\dot{V}O_{2peak}$, ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹
24°C	M	13	25 (8)	78.1 (12.9)	178.5 (6.4)	1.96 (0.17)	24.5 (3.4)	52.1 (7.2)
30°C	M	18	24 (6)	77.5 (13.2)	178.6 (5.7)	1.95 (0.18)	24.2 (3.2)	48.3 (7.2)
24°C	F	11	24 (6)	63.4 (5.4)	167.4 (6.2)	1.71 (0.09)	22.6 (1.8)	41.5 (9.1)
30°C	F	18	23 (3)	61.0 (7.7)	166.9 (6.8)	1.68 (0.13)	21.8 (2.1)	41.1 (6.7)

Values are means (SD). Body surface area (BSA) was estimated using the equation of DuBois and DuBois (7), body mass index (BMI), and peak O₂ consumption ($\dot{V}O_{2peak}$). M, male participant; F, female participant.

Tabelle 49: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen

Die Körperzusammensetzung jedes Teilnehmers wurde mit Hilfe von einem, Dual Energy Röntgenstrahl Absorptionsmesstechnik (DEXA) gemessen, durch den die Körpermasse in fette Gewebemasse, magere Gewebemasse, und Knochenmasse gegliedert wurde. Die magere Gewebemasse (m_l) wird weiter in die Muskelmasse (51.0 % von m_l) unterteilt; Hautmasse (11.0 %); weiße Materie, graue Materie, Auge, Nerv, Linse, und Knorpelmasse (12.9 %); Blutmasse (25.0 %); und flüssige Gehirn-Rückenmarks Masse (0.1 %) (vgl. GANDHI et al. (1996: 44) und SIMUNIC et al. (1996: 43)). Diese Bestandteile wurden verwendet, um die spezifische durchschnittliche Wärme des Körpers (C_p) (vgl. GEDDES et al. (1967: 5)) zu bestimmen und werden in Tabelle 50 aufgezählt.

Tabelle 50: Durchschnittlichen DEXA Werte

	Sex	<i>n</i>	Lean Mass, kg	Fat Mass, kg	Bone Mass, kg	C_P , kJ·kg ⁻¹ ·K ⁻¹
24°C	M	13	60.44 (6.43)	14.46 (8.16)	3.23 (0.48)	3.48 (0.05)
30°C	M	18	71.59–50.48	28.43–3.24	4.01–2.38	3.56–3.42
			61.92 (6.39)	14.17 (8.68)	3.25 (0.46)	3.49 (0.05)
24°C	F	11	74.01–51.89	31.72–5.66	4.02–2.38	3.55–3.39
			44.85 (3.85)	15.99 (4.92)	2.57 (0.19)	3.43 (0.05)
30°C	F	18	51.08–38.76	21.18–4.73	2.85–2.32	3.53–3.36
			43.41 (6.56)	14.36 (3.50)	2.58 (0.38)	3.43 (0.04)
			58.81–33.40	20.20–6.15	3.18–1.91	3.49–3.38

Values are means (SD) and range (maximum–minimum). Specific heat of the human body (C_P) was calculated from partitioning total body mass into lean, fat, and bone, with lean mass subdivided into muscle mass (51.0%), skin mass (11.0%), combined white matter, gray matter, eye, nerve, lens, and cartilage mass (12.9%), blood mass (25.0%) and cerebral spinal fluid mass (0.1%); and assigning a specific heat for each component (11, 12, 25).

Instrumente

Thermometrie

Die ösophageal Temperatur (T_{es}) wurde mit einer pädiatrischen Thermoelement-Untersuchung gemessen. Diese Untersuchung dauerte durchschnittlich 2 min (Mon-a-therm Nasopharyngeal Temperature Probe, Mallinckrodt Medical, St. Louis, MO) und erfolgte durch das Nasenloch des Teilnehmers, während sie gebeten wurden, Wasser durch einen Strohhalm zu trinken. Die Position der Untersuchungslösung in der Speiseröhre wurde geschätzt. Diese Position der Lösung wurde durch das Gebiet der linken Herzkammer und Aorta, auf Höhe des achten und neunten Brustwirbels (vgl. MEKJAVIC et al. (1990: 69)) eingeschränkt. Die rektale Temperatur (T_{re}) wurde ebenfalls anhand einer pädiatrischen Thermoelement-Untersuchung gemessen (Mon-a-therm General Purpose Temperature Probe, Mallinckrodt Medical). Das Thermometer wurde zu einem Minimum von 12 mm in den Schließmuskel eingeführt. Die Ohrkanal Temperatur (T_{au}) wurde durch eine Mittelohr-Thermoelement-Untersuchung (Mon-a-therm Tympanic, Mallinckrodt Medical) ermittelt. Das Messelement wurde in den Ohrkanal bis zur Mittelohrmembran geschoben (bestimmt durch den Teilnehmer, der einen hörbaren kratzenden Ton meldete), danach wurde das Messelement ein bisschen zurückgezogen. Die Mittelohruntersuchung wurde von der Außenumgebung mit Baumwolle und Ohrschützern isoliert. Die Hauttemperatur wurde an 12 Punkten, über die Körperoberfläche verteilt, unter Verwendung eines Wärmeflussensors, integrierte Thermoelemente mit einem Durchmesser von 0.3 mm T-Typs (copper/constantan) (Concept Engineering, Old Saybrook, CT) festgestellt. Die Thermoelemente wurden mit einem durchlässigen chirurgischen Band (Blenderm, 3M, St Paul, MN) befestigt. Die durchschnittliche Hauttemperatur (T_{sk}) wurde anhand der 12 Hauttemperaturen, in deren Verhältnis zum Gesamtkörper, wie von HARDY und DUBAOIS (1938: 15) bestimmt: Kopf 7 %, Hand 4 %, oberer Rücken 9.5 %, Brust 9.5 %, unterer Rücken 9.5 %, Abdomen 9.5 %, Bizeps 9 %, Unterarm 7 %, Quadrizeps 9.5 %, Hamstrings 9.5 %, „vordere“ Wade 8.5 %, „hintere“ Wade 7.5 %.

Die Temperatursensoren wurden vorher mit einem Glaskalibrierthermometer kalibriert, und gaben eine Genauigkeit von 0.01°C. Alle Temperaturdaten wurden in einem HP Agilent Datenerfassungsmodul (Modell 3497A) mit einer Abtastfrequenz von 15

Sekunden gesammelt. Die Daten wurden gezeigt und gleichzeitig in einem Spreadsheet Format auf einem Personalcomputer (IBM ThinkCentre M50) mit der LabVIEW Software (Version 7.0, Nationale Instrumente) registriert.

Kalorimetrie

Die Änderung des Körperhitzegehalts (ΔH_b) wurde mit Hilfe der zeitlichen Summierung der metabolischen Hitzeproduktion durch eine indirekten Kalorimetrie und die Netto Verdunstung und den trockenen Hitzeausaustausch des Körpers mit der Umgebung durch eine direkte Kalorimetrie gemessen. Die Messtechnik war identisch mit der Messtechnik, die in der Studie von JOY et al. (2007: 292) beschrieben wurde. Zusammenfassend, verwendete die indirekter Kalorimetrie eine „open-circuit“ Technik die ausgeatmete Gasproben aus einem 6-Liter-Kasten verwendete, der einem Messungsfehler von 0.25 % für die metabolischen Hitzeproduktion unterliegt. Die Gase wurden mit einem elektrochemischen Gasanalysator (AMETEK model S-3A/1 and CD 3A, Applied Electrochemistry, Pittsburgh, PA) vor jeder Probe kalibriert. Die Gasmischungen bestanden aus 4 % CO₂, 17 % O₂, und ausgeglichenem N₂. Die Ventilometerturbine wurde mit Hilfe einer 3-Liter-Spritze kalibriert. Ein modifizierter SNELLEN (2000: 82) Ganzkörperluftwärmemengenzähler wurde verwendet, um die kompletten Körperänderungen in der Verdunstung und dem trockenem Hitzeverlust zu messen. Eine Genauigkeit von 2,3 W für die Messung des Gesamthitzeverlustes war gewährleistet. Der Wärmemengenzähler wurde vorher für den trockenen Hitzeverlustes kalibriert, indem eine menschenähnliche Gliederpuppe und eine Hitzequelle (5,905 kΩ/m, Easy Heat ZH8-1CBR, New Castle, IN) und für die Verdunstung eine Präzisionsröhren-Pumpe, verwendet wurde (Cole-Palmer, Masterflex 7550-30; Pump head 77200-50) die 5 ml/min (0.01 ml/min) zu einer erhitzten 1200 W Kochplatte lieferte. Eine volle technische Beschreibung der Grundsätze und der Leistungseigenschaften des Snellen Wärmemengenzählers sind verfügbar (vgl. REARDON et al. (2006: 44)).

Experimentelles Protokoll

Alle Teilnehmer führten zwei getrennte Untersuchungssitzungen durch. Am ersten Tag wurde ein zusätzlicher Zyklus am Ergometer durchgeführt um den O_2 Maximalverbrauch (VO_{2peak}) zu testen. Am zweiten Tag wurde das Kalorimetrische experimentelle Protokoll durchgeführt. Zwischen den Untersuchungstagen lag eine Pause von einem Minimum von 72 Stunden. Alle Wärmemengenzähler-Proben wurden zur gleichen Zeit des Tages und zwischen den Monaten September und April durchgeführt. Die Teilnehmer wurden gebeten, sich nach einem kleinen Frühstück (d. h., trockener Toast und Saft), keinen Kaffee oder Tee zu trinken und Hauptthermalstimuli auf ihrem Weg zum Laboratorium zu vermeiden. Außerdem wurden die Teilnehmer auch gebeten, keinen Alkohol zu trinken oder körperliche Tätigkeiten für einen Zeitraum von 24 h vor dem Experiment auszuführen.

Die Teilnehmer wurden entweder bei einer T_a von $24,0^\circ\text{C}$ oder $30,0^\circ\text{C}$ und einem RH von 30 % oder 60 % in den Kalorimeter geschickt. Der Teilnehmer verweilte für 45 Minuten, in einer halbruhenden Position, bis eine „steady-state“ Grundlinie, für die ausruhenden Bedingungen, erreicht wurde. Anschließend radelte der Teilnehmer bei 40 % seines vorher bestimmten VO_{2peak} für ein Maximum von 60 oder 90 Minuten. Die Übungsdauer war so lange, bis eine „steady-state“ Bedingung, definiert als T_{re} , innerhalb von $0,1^\circ\text{C}$ (vgl. WEBB (1995: 268)) während der letzten 10 Minuten der Übung erreicht wurde.

Für das ganze experimentieren, wurde eine standardisierte Wärmeisolierende Kleidung, von $\sim 0,2$ zu $0,3$ clo [d.h., Baumwollunterwäsche, Shorts, Socken, Sportbüstenhalter (für Frauen), und athletische Schuhe] verwendet.

Statistische Analysen

Um thermometrische Annäherungen vergleichen zu können, wurden die Daten gemäß der umgebenden T_a (d.h., 24 oder 30°C) getrennt. Die Daten gemäß dem RH wurden nicht getrennt, da eine reduzierte Zahl von Datenpunkten auf die Voraussage und auf das traditionellen Zwei-Komponenten-Thermometrie-Modells, Einfluss hätte (vgl. BURTON (1935)). Die Bandbreite von den umgebenden Bedingungen wurde geprüft, um eine breite Schwankung bei kalorimetrischen und

thermometrischen Messungen, unter ausgleichbaren Hitzebedingungen zu erreichen.

Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur unter Verwendung der Kalorimetrie

Die Änderung im Körperhitzegehalt, wie mit dem Kalorimeter gemessen ($\Delta H_{b,cal}$) und die Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur ($\Delta T_{b,cal}$) nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Übung wurden ermittelt, indem die folgende Gleichung verwendet wurde

$$\Delta T_{b,cal} = \Delta H_{b,cal} / (b_m \times C_p)$$

wo $\Delta H_{b,cal}$ die Änderung im Körperhitzegehalt gemessen durch die Kalorimetrie (in kJ), b_m die Gesamtkörpermasse (in kg), und C_p die spezifische Hitze jedes Teilnehmers ist, die mit Hilfe von DEXA (in $\text{kJ} \times \text{kg}^{-1} \times ^\circ\text{C}^{-1}$) geschätzt wurde.

Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell: Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur

Das traditionelle Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell (vgl. BURTON (1935)) wurde verwendet, um die Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur ($T_{b,trad}$) nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der körperlichen Tätigkeit zu schätzen

$$\Delta T_{b,trad} = (X \times \Delta T_{re}) + [(1 - X) \times \Delta T_{sk}]$$

Wobei ΔT_{re} , die Änderung in der rektalen Temperatur und ΔT_{sk} die Änderung in der durchschnittlichen Hauttemperatur ist. Der Wert für X ist das Verhältnis des Körpers, repräsentiert durch den Körperkern und den Wert für (1 - X), und das Verhältnis des Körpers, repräsentiert durch die Körperschale. Wert X kann 1 nicht überschreiten oder weniger als 0 sein.

Angepasstes Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell: Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur

Das angepasste Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell vereinigt einen Korrekturfaktor, (vgl. COLIN et al. (1971: 31), SNELLEN (1966: 14)) um die durchschnittliche Körpertemperatur ($T_{b,adj}$) nach 10, 30, 60, und 90 Minuten einer körperlichen Tätigkeit zu schätzen.

$$\Delta T_{b,adj} = X_0 + (X \times \Delta T_{re}) + [(1 - X) \times \Delta T_{sk}]$$

wobei ΔT_{re} , die Änderung in der rektalen Temperatur und ΔT_{sk} die Änderung in der durchschnittlichen Hauttemperatur darstellt, X_0 ist ein zwangloser Korrekturfaktor, und der Wert für X ist denselben Einschränkungen wie in Gleichung 2 unterworfen.

Herkömmliche Koeffizienten

Änderungen in der durchschnittlichen Körpertemperatur wurden mit den traditionelle Zwei-Abteilungen-Modell ($\Delta T_{b,trad}$) berechnet, mit den herkömmlichen Gewichtungskoeffizienten $X = 0,66, 0,79$, und $0,90$ für 24°C und 30°C (vgl. COLIN et al. (5), HARDY et al. (13), STOLWIJK (28)). Außerdem wurden die Änderungen in der durchschnittlichen Körpertemperaturen mit dem angepassten Zwei-Abteilungen-Modell ($\Delta T_{b,adj}$) mit dem vorher empfohlenen Gewichtungskoeffizienten $X = 0,80$ und Korrekturfaktor von $X_0 0,40$ (vgl. COLIN et al. (1971: 31), SNELLEN (1966: 14)) berechnet.

Die am besten passenden Koeffizienten des Thermometrie Modells für Kalorimetrie Daten

Die am besten passenden Koeffizienten des Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modells ($\Delta T_{b,trad}$) und des angepassten Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modells ($\Delta T_{b,adj}$) wurden auch für den $\Delta T_{b,cal}$ und die thermometrischen Messungen (Kern- und Hauttemperatur) in der gegenwärtigen Studie abgeleitet. Um den Einfluss von den verschiedenen Messungen der Kerntemperatur T_b zu studieren, wurden die am besten passenden Koeffizienten, auch für $\Delta T_{b,adj}$ und $\Delta T_{b,cal}$

abgeleitet, die ΔT_{es} und ΔT_{au} statt ΔT_{re} verwendet. Die Optimierungstechnik R^2 wurde verwendet, um beide Modelle nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der körperlichen Tätigkeit, bei 24°C und 30°C getrennt anzupassen. Das Problem besteht darin R^2 Werte abzuleiten, die eine quadratische Funktion minimieren, indem sie gleichzeitig den Einschränkungssatz für X befriedigen (X_0 in Gleichung 3 war zwanglos) (vgl. NOCEDAL & WRIGHT (1999)). Um R^2 durchzuführen, wurde die statistische Programmiersprache "R" verwendend (die Offene Quellsoftware „R“ kann unter <http://www.r-project.org> herunter geladen werden).

Ergebnisse

Die durchschnittlichen Änderungen in der durchschnittlichen Körpertemperatur und dem Körperhitzgehalts, wie durch die Kalorimetrie und durchschnittliche Hauttemperatur und allen Messungen der Kerntemperatur nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der körperlichen Tätigkeit bei 24°C und 30°C gemessen, werden in Tabelle 51 angegeben.

	Core Temperatures, °C			Shell Temperature, °C		$\Delta\bar{T}_{b,cal}, ^\circ C$	$\Delta H_{b,cal}, kJ$
	T_{es}	T_{re}	$T_{\tau u}$	$\bar{T}_{sk}$			
24°C	0 min	36.64 (0.30)	36.82 (0.27)	36.48 (0.29)	31.39 (0.52)		
	10 min	36.91 (0.27)	36.90 (0.28)	36.62 (0.28)	31.34 (0.19)	0.47 (0.10)	116.8 (32.9)
	30 min	37.15 (0.24)	37.25 (0.24)	36.93 (0.28)	32.47 (0.73)	0.93 (0.22)	226.3 (56.9)
	60 min	37.23 (0.22)	37.44 (0.24)	36.95 (0.29)	32.63 (0.72)	1.08 (0.31)	263.0 (77.8)
	90 min	37.27 (0.25)	37.51 (0.23)	36.90 (0.32)	32.52 (0.74)	1.06 (0.36)	260.7 (94.1)
30°C	0 min	36.84 (0.23)	37.01 (0.23)	36.83 (0.28)	33.27 (0.71)		
	10 min	37.13 (0.30)	37.09 (0.25)	36.93 (0.31)	33.44 (0.72)	0.48 (0.14)	112.9 (29.9)
	30 min	37.33 (0.35)	37.42 (0.29)	37.23 (0.29)	33.92 (0.73)	0.91 (0.30)	211.6 (62.6)
	60 min	37.41 (0.39)	37.64 (0.36)	37.27 (0.37)	33.93 (0.83)	1.17 (0.47)	272.6 (100.0)
	90 min	37.44 (0.27)	37.71 (0.26)	37.33 (0.29)	33.88 (0.93)	1.43 (0.51)	332.7 (125.6)

Values are means (SD) for $n = 24$ at 24°C after 10, 30, 60, and 90 min; $n = 36$ at 30°C after 10, 30, and 60 min; and $n = 26$ at 30°C after 90 min. Core temperature was measured in the esophagus (T_{es}), rectum (T_{re}), and aural canal (T_{au}). Mean skin temperature ($\bar{T}_{sk}$) was measured as a weighted mean of 12 sites (13). All thermometry measurements are in °C. Changes in mean body temperature ($\Delta\bar{T}_{b,cal}$) and changes in body heat content ($\Delta H_{b,cal}$) were concurrently measured using the Snellen calorimeter.

Tabelle 51: Durchschnittliche Kerntemperatur und Hauttemperatur

Das Traditionelle Zwei-Kompartimenten-Modell

Im Vergleich mit der Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur abgeleitet anhand der Kalorimetrie ($T_{b,cal}$), der traditionelle Zwei-Kompartimenten thermometrie Modell für T_b das den herkömmlichen Koeffizienten $X = 0,66, 0,79$, und $0,90$ verwendend, wurde ($P = 0,05$) nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Übung sowohl bei 24°C als auch 30°C (Abbildung 53, A-C) statistisch beeinflusst.

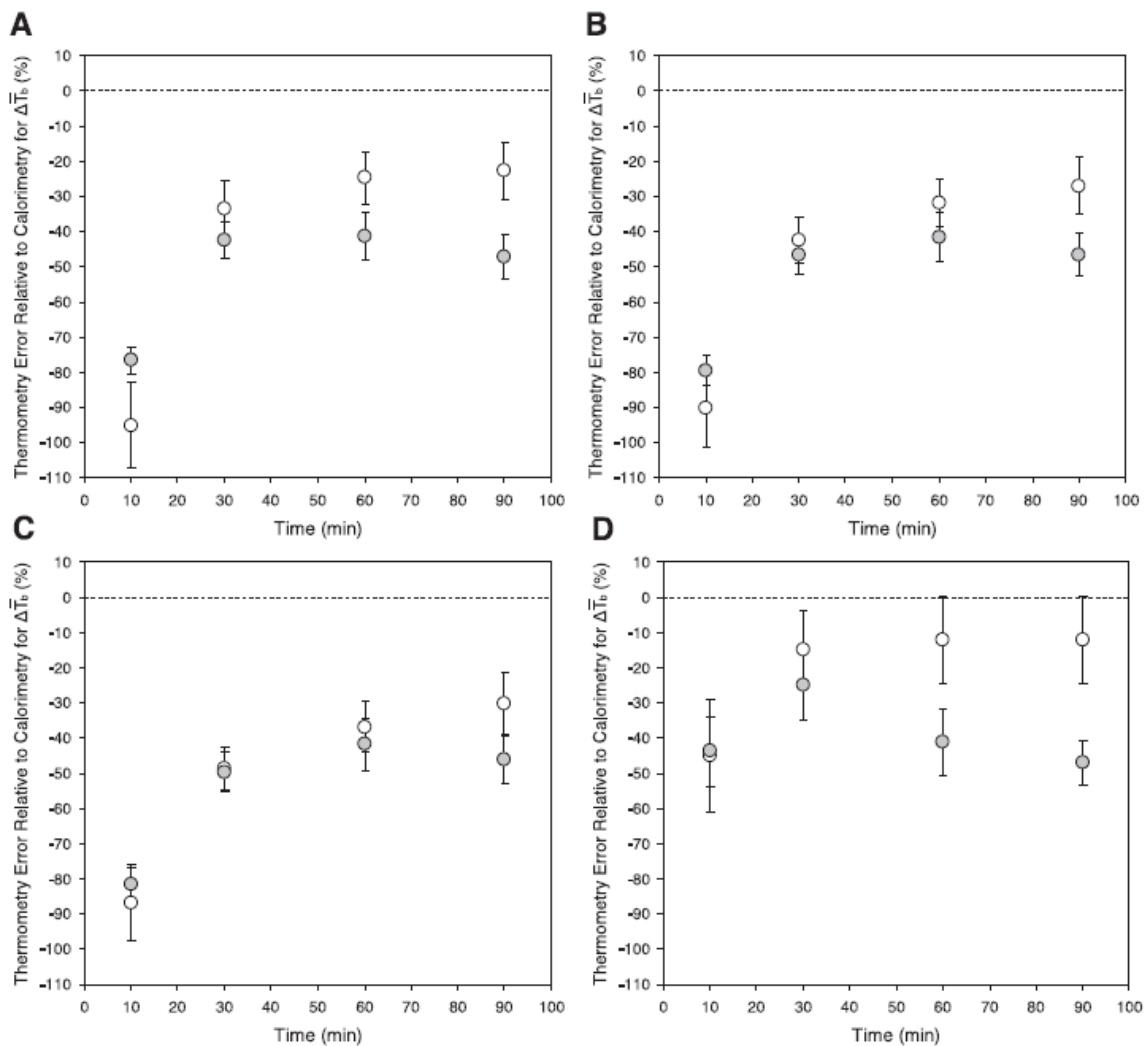


Abbildung 53: Prozentueller Fehler für das bestmögliche traditionelle 2 Kompartimenten Modell

Nach 10 Minuten der Übung war der durchschnittlich prozentuelle Fehler (gezeigt mit niedrigeren und oberen Grenzen des Vertrauensintervalls in Parenthesen) für T_b zwischen $95,2\%$ ($83,0, 107,3$) und $86,7\%$ ($75,9, 97,5$) bei 24°C und zwischen $81,7\%$ ($76,8, 86,5$) und $76,6\%$ ($72,8, 80,5$) bei 30°C . Nach 90 Minuten der Übung war der durchschnittliche prozentuelle Fehler für T_b zwischen $30,3\%$ ($21,4, 39,2$)

und 22,6 % (14,5, 30,7) bei 24°C, und zwischen 47,2 % (40,9, 53,5) und 46,1 % (39,4, 52,8) bei 30°C.

Die Ergebnisse von R^2 für die am besten passenden Koeffizienten für $T_{b,trad}$ nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Übung, die drei getrennte Indexe der Kerntemperatur (d.h., T_{re} , T_{es} , und T_{au}) verwendet, wird für 24°C und 30°C in Tabelle 52 ausführlich berichtet.

			Best-Fit Coefficients		Adjusted R^2
Measures			$X (\Delta T_{core})$	$1 - X (\bar{T}_{sk})$	
24°C	10 min	T_{es}	1.00	0.00	-6.93
	30 min		0.40	0.60	-0.51
	60 min		0.37	0.63	-0.01
	90 min		0.35	0.65	0.09
30°C	10 min	T_{es}	1.00	0.00	-2.05
	30 min		0.10	0.90	-0.37
	60 min		0.12	0.88	-0.72
	90 min		0.12	0.88	-0.71
24°C	10 min	T_{re}	1.00	0.00	-17.41
	30 min		0.37	0.63	-0.62
	60 min		0.41	0.59	0.07
	90 min		0.42	0.58	0.20
30°C	10 min	T_{re}	0.00	1.00	-5.58
	30 min		0.00	1.00	-0.39
	60 min		0.35	0.65	-0.57
	90 min		0.70	0.30	-0.63
24°C	10 min	T_{au}	1.00	0.00	-15.58
	30 min		0.36	0.64	-0.61
	60 min		0.30	0.70	-0.22
	90 min		0.24	0.76	-0.12
30°C	10 min	T_{au}	1.00	0.00	-5.60
	30 min		0.00	1.00	-0.39
	60 min		0.00	1.00	-0.73
	90 min		0.00	1.00	-0.71

Data obtained for the model of $\Delta \bar{T}_{b,trad} = X \cdot \Delta T_{core} + (1 - X) \cdot \Delta \bar{T}_{sk}$. The term ΔT_{core} is represented by esophageal (T_{es}), rectal (T_{re}), or aural canal (T_{au}) temperature. The term $\Delta \bar{T}_{sk}$ is represented by mean skin temperature. Value for X may not exceed 1 or be ≤ 0 and was derived using the optimization technique of quadratic programming.

Tabelle 52: Ergebnisse für das traditionelle zwei Kompartimenten Modell für Kern- und Hauttemperatur

Die am besten passenden Modelle für $T_{b,trad}$ bei 24°C ($P = 0,05$) wurden nach 10 und 30 Minuten der Übung statistisch verzerrt. Sie gaben aber eine nicht verzerrte, niedrige vorhersagende Kraft nach 60 Minuten (regulierte $R^2 = 0,07$), und 90 Minuten der Übung (regulierte $R^2 = 0,20$). Bei 30°C wurden die am besten

passenden Modelle für $T_{b,trad}$ ($P > 0.05$) bei allen Zeitpunkten der Übung (Abbildung 53) statistisch beeinflusst. Individuelle Werte für $T_{b,trad}$, hinsichtlich $T_{b,cal}$ für 24°C als auch 30°C werden in Abbildung 54 angegeben.

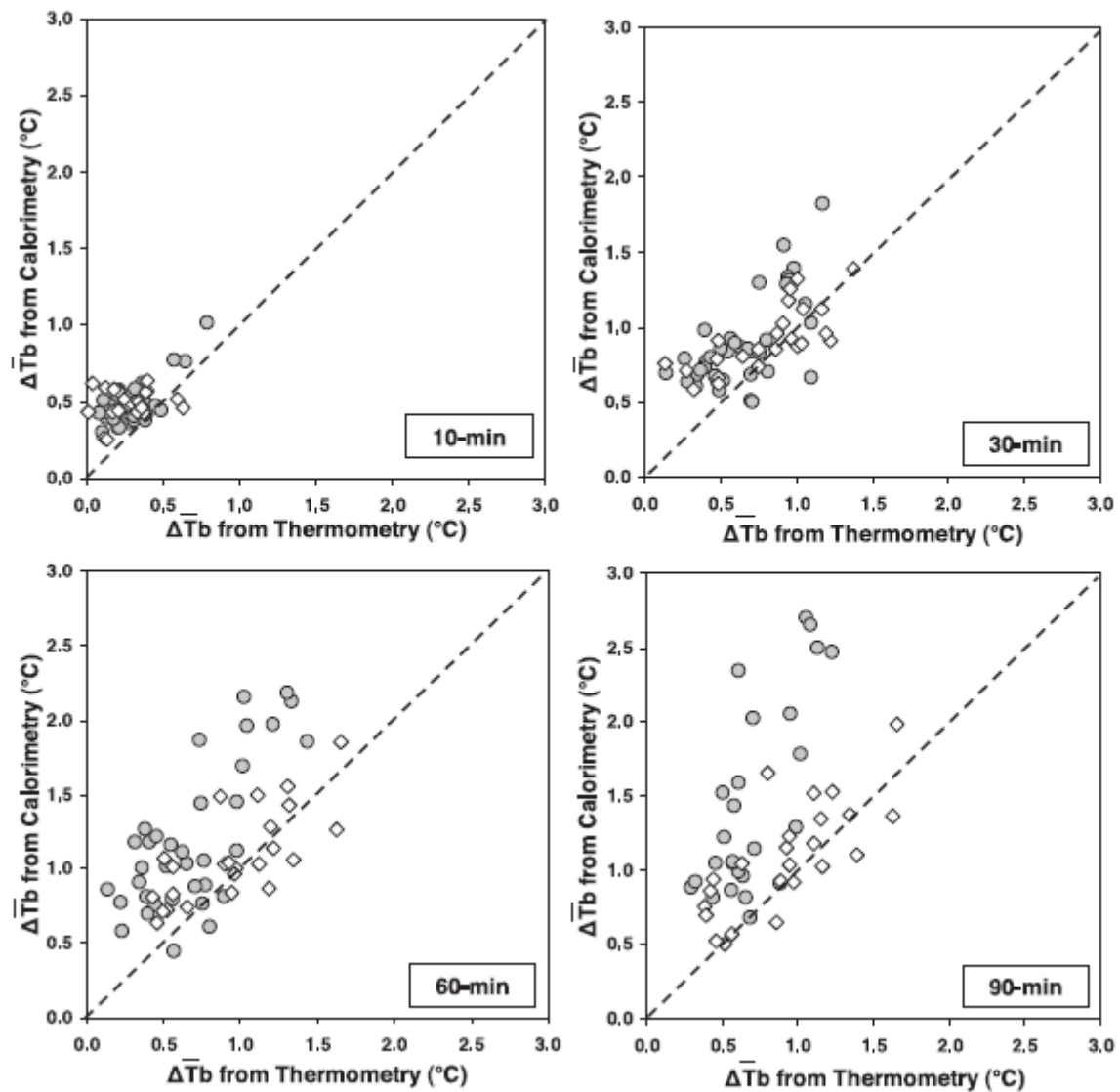


Abbildung 54: Vergleich zwischen den Änderungen der durchschnittlichen Körpertemperatur abgeleitet anhand einer Ganzkörperkalorimetrie und einer Thermometrie

Reguliertes Zwei-Kompartimenten-Modell

Im Vergleich zu $T_{b,cal}$ bei 24°C, ergab das regulierte Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell für T_b , das den vorher vorgeschlagenen Kern zur Schale, Koeffizienten von $X = 0,80$ und den Korrekturfaktor von $X = 0,40$ verwendet, einen regulierten statistischen R^2 von 0,05 nach 10 Minuten, 0,46 nach 30 Minuten, und

0,39 nach 60 Minuten der Übung. Jedoch war eine systematische Überschätzung nach 90 Minuten, der Übung, (Abbildung 55 A) zu beobachten.

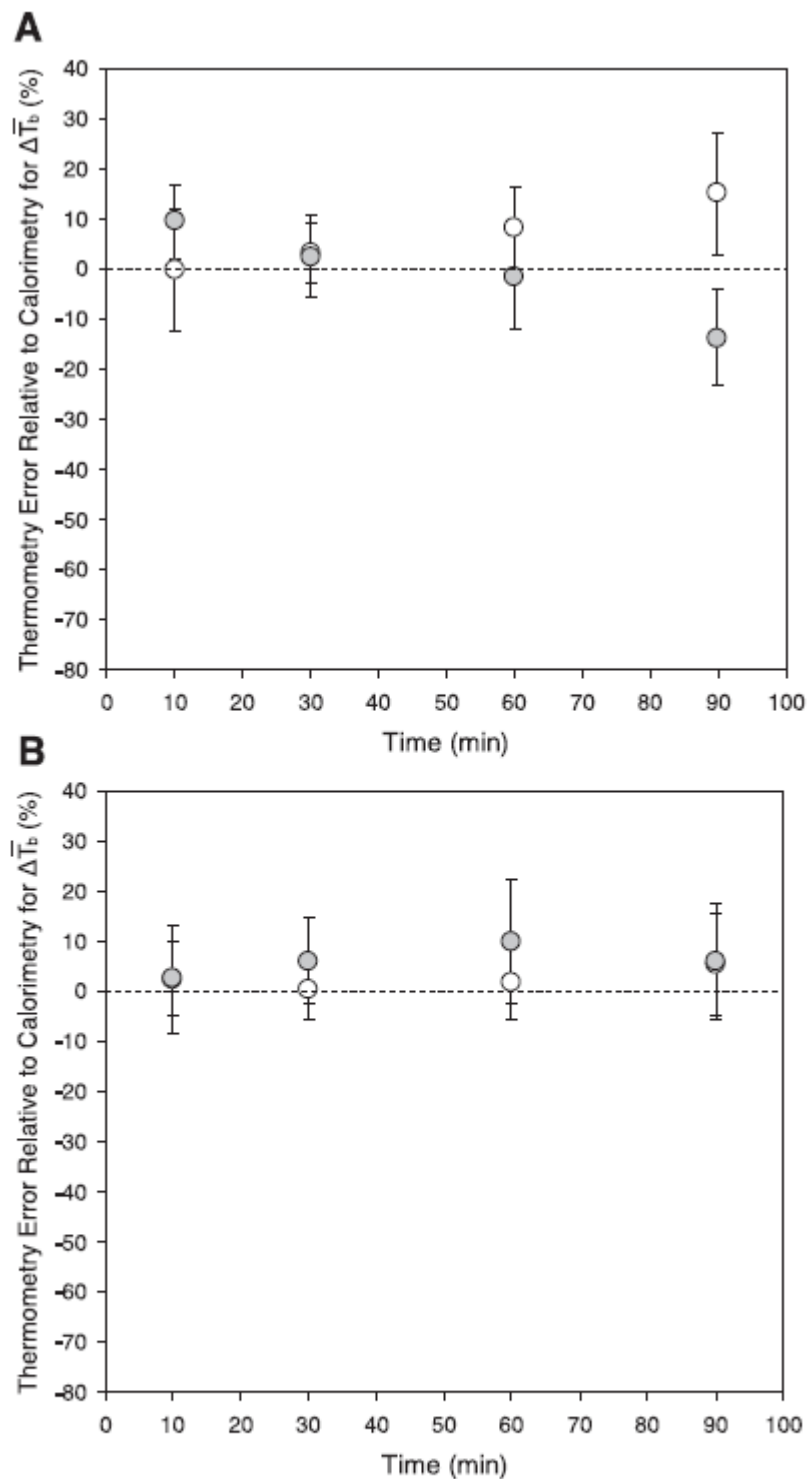


Abbildung 55: Prozentueller Fehler für das zwei Kompartimenten Modell

Bei 30°C war eine statistische Tendenz ($P = 0,05$) nach 10 und 90 Minuten der Übung vorhanden, aber keine statistische Tendenz, mit der angepassten R^2 Statistik 0,49 und 0,36 nach 30 und 60 Minuten, (Abbildung 55 A).

Die Ergebnisse der R^2 Analyse, für die am besten passenden Koeffizienten, des angepassten Zwei-Kompartimenten-Modell, für die durchschnittliche Körpertemperatur ($T_{b,adj}$) nach 10, 30, 60, und 90 Minuten der Übung, die drei getrennte Indexes der Kerntemperatur (d. h., T_{re} , T_{es} , und T_{au}) verwendet, wird für 24°C und 30°C ausführlich in Tabelle 53 beschrieben.

	Measures	Best-Fit Coefficients			Adjusted R^2
		X_0	$X (\Delta T_{core})$	$1 - X (\Delta \tilde{T}_{sk})$	
24°C	T _{es}	10 min	0.39	0.45	0.55
		30 min	0.29	0.70	0.30
		60 min	0.31	0.67	0.33
		90 min	0.28	0.61	0.39
30°C		10 min	0.24	0.62	0.38
		30 min	0.33	0.54	0.46
		60 min	0.54	0.46	0.54
		90 min	0.70	0.48	0.47
24°C	T _{re}	10 min	0.45	0.56	0.52
		30 min	0.36	0.77	0.44
		60 min	0.28	0.69	0.23
		90 min	0.26	0.64	0.31
30°C		10 min	0.38	0.85	0.36
		30 min	0.51	0.60	0.15
		60 min	0.65	0.50	0.40
		90 min	0.45	0.60	0.50
24°C	T _{au}	10 min	0.45	0.45	0.40
		30 min	0.31	0.68	0.55
		60 min	0.37	0.65	0.32
		90 min	0.45	0.67	0.35
30°C		10 min	0.38	0.69	0.33
		30 min	0.40	0.53	0.31
		60 min	0.61	0.45	0.47
		90 min	0.78	0.50	0.55

Data obtained for the model of $\Delta \tilde{T}_{b,adj} = X_0 + X \cdot \Delta T_{core} + (1 - X) \cdot \Delta \tilde{T}_{sk}$. The term ΔT_{core} is represented by T_{es} , T_{re} , and T_{au} . The term $\Delta \tilde{T}_{sk}$ is represented by mean skin temperature. Value for X may not exceed 1 or be <0 , and the correction factor (X_0) was not subject to any constraint. Values for X and X_0 were derived using the optimization technique of quadratic programming.

Tabelle 53: Ergebnisse der R^2 Analyse, für die am besten passenden Koeffizienten, des angepassten Zwei-Kompartimenten-Modell, für die durchschnittliche Körpertemperatur

Unvoreingenommene Modelle waren für $T_{b,adj}$ an allen Zeitpunkten bei 24°C und 30°C (Abbildung 55 B) evident. Das größte Verhältnis der Varianz erklärt sich durch das Zwei-Kompartimenten-Modelle und war zu jedem Zeitpunkt 53 % bei 24°C und 56 % bei 30°C, wie bewiesen, durch die angepasste R^2 Statistik. Individuelle Werte für $T_{b,adj}$, hinsichtlich $T_{b,cal}$, sowohl für 24°C als auch für 30°C werden in der Abbildung 56 angegeben.

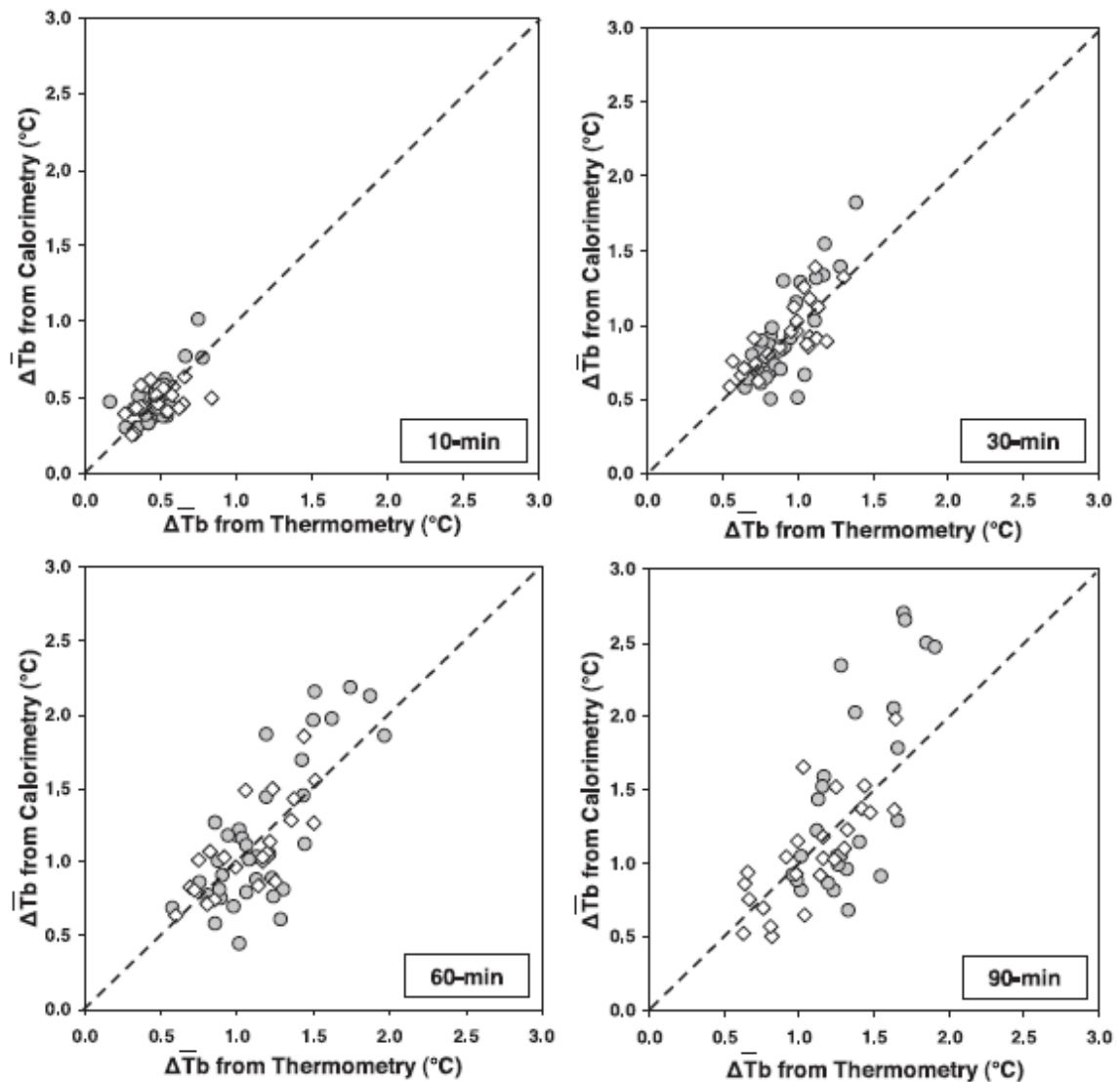


Abbildung 56: Individuelle Werte für $T_{b,adj}$, hinsichtlich $T_{b,cal}$, sowohl für 24°C als auch für 30°C

DISKUSSION

Die Änderung in der durchschnittlichen Körpertemperatur (T_b) wird während „steady state“ und „nicht steady-state“ Körpertemperaturen, bei der Verwendung des herkömmlichen Kerns zur Schale Koeffizienten, innerhalb des traditionellen Zwei-Kopmartimenten-Thermometrie-Modells, systematisch unterschätzt. Außerdem, selbst wenn drei verschiedener Messungen der Kerntemperatur und das kalibrierte, traditionelle Zwei-Kopmartimenten-Modell gegen den kalorimetrisch, T_b Messung, um den besten Kern zur Schale Koeffizienten abzuleiten, für die spezifische Bereiche von Personen und experimentellen Bedingungen in der gegenwärtigen Studie, wurde noch immer keine genaue Bewertung von T_b zu jedem Zeitpunkt bei 24°C oder 30°C gefunden. Das genaueste traditionelle Zwei-Kopmartimenten-Modell wurde nach 90 Minuten der Übung bei 24°C mit nur 20 % der Schwankung in T_b abgeleitet. Nach 10 und 30 Minuten der Übung bei 24°C und an allen Zeitpunkten, analysiert bei 30°C, wurde das traditionelle Zwei-Kopmartimenten-Thermometrie-Modell für T_b statistisch beeinflusst, d.h. mittels durchschnittlicher Gruppe T_b Antwort, abgeleitet von der Verwendung des Kalorimeters, stellt eine bessere individuelle Bewertung von T_b zur Verfügung, als jede Kombination der thermometrischen Antworten.

Das angepasste Zwei-Kopmartimenten-Thermometrie-Modell stellte während „steady state“ und „nicht steady-state“ Körpertemperaturen eine genauere Bewertung von T_b zur Verfügung als das traditionelle Zwei-Kopmartimenten-Thermometrie-Modell. Das vorher vorgeschlagene angepasste Modell mit einem Kern zur Schale Koeffizienten von 0,80 und einen Korrekturfaktor von 0,40 (vgl. COLIN et al. (1971: 31), SNELLEN (1966: 14) gab eine unvoreingenommene Schätzung von T_b nach 30 und 60 Minuten der Übung, aber nicht nach 10 und 90 Minuten. Das angepasste Zwei-Kopmartimenten-Modell mit einem Kalorimeter kalibriert, wird um die am besten passende Kern zu Schalen Gewichtung von Koeffizienten und Korrekturfaktoren für den gegenwärtigen Datensatz abzuleiten. Wurde eine unvoreingenommene Schätzung von T_b an allen Zeitpunkten sowohl an 24°C als auch 30°C für alle drei getrennten Messungen der Kerntemperatur erhalten. Jedoch war der größte Schwankung in T_b begründet durch die Thermometrie anhand des angepassten Zwei-Kopmartimenten-Modell, war zu

jedem Zeitpunkt und unter jeder Bedingung nur 56 % und in den meisten Fällen blieb mehr als die Hälfte der Schwankung in T_b unerklärt.

Wie man vorher gezeigt hat, hat das traditionelle Thermometrie-Modell die T_b während „steady-state“ Körpertemperaturen (vgl. HARDY et al. (1966: 21), HORSTMANN et al. (1972: 33), SNELLEN (2000: 82)) unterschätzt. Mehrere andere Autoren (vgl. COLIN et al. (1971: 31), GAGGE et al. (1996), LIVINGSTONE (1967: 46)) haben vorgeschlagen, dass die Quelle des Bewertungsfehlers im traditionellen Thermometrie-Modell, die relative Gewichtung des Kerns und der Schale-Abteilungen (X) ändern sich als eine Funktion des Thermalzustands wegen „nicht steady-state“ Körpertemperaturen als Fortschritte bei der körperlichen Tätigkeit. Während der am besten passende Wert für X, sich zu jedem Zeitpunkt und bei der Übung ändert, zeigt die gegenwärtige Studie, dass das traditionelle Modell, T_b ohne Rücksicht darauf systematisch unterschätzt. Jedoch, hinsichtlich „steady-state“ Körpertemperaturen am Ende der Übung, war der Umfang des prozentuellen Fehlers, nach der Bewertung von T_b , unter Verwendung des traditionellen Thermometrie-Modells, während der frühen Stufen der Übung (10 Minuten) noch größer. Dieser Fehler ist wegen einer großen Änderung von T_b [0,47°C (SD 0,10) bei 24°C und 0,48°C (SD 0,14) bei 30°C mehr als 10 Minuten], mit minimalen gleichzeitigen Änderungen bei thermometrischen Messungen. Es gibt Versuche bei denen das Konzept, die T_b mit Hilfe der Integration der „minute by minute“ Änderung der Kern und Schalen Temperatur geschätzt werden kann (vgl. FLOURIS et al. (2006: 101), TUCKER et al. (2006: 574)) scheint trügerisch, besonders mittels T_{re} , wegen des gut dokumentierten Zeit Rückstand dieses Indikators der Kerntemperatur (vgl. COOPER et al. (1957: 44)).

Die Hinzufügung eines Korrekturfaktors (X_0) innerhalb des am besten angepassten Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modelle entfernten die systematische Unterschätzung von T_b , an allen Zeitpunkten. Jedoch war die vorhersagende Kraft dieses Modells bescheiden, für alle Bedingungen, ohne Rücksicht auf die Methode und es ist wahrscheinlich, dass die abgeleiteten Werte für X und X_0 nur für die spezifischen experimentellen Bedingungen und Bereiche von Personen in der gegenwärtigen Studie passend sind. Die am besten

passenden Werte für X und X_0 verändern sich außerordentlich mit der Übungsdauer, zwischen 24°C sowie bei 30°C . Es ist deshalb wahrscheinlich, dass verschiedene Werte für X und X_0 , für die thermometrische Bewertung von T_b für kältere oder wärmere Umwelttemperaturen mit verschiedenen Niveaus der Kleiderisolierung, notwendig sein müssen, (vgl. AOYAGI et al. (1995: 71, 1996: 68)), und für verschiedene Übungsintensitäten oder Methoden. Als solcher scheint der Begriff, dass eine genaue thermometrische Bewertung von T_b über einen Bereich "von heißen", "gemäßigten" oder "kalten" Bedingungen erreicht werden kann, einen allgemeinen Koeffizienten des Kerns zur Schale, laut der üblichen Praxis (vgl. COLIN et al. (1971: 63), MALCHAIRE et al. (2000: 73), STOLWIJK (1855, 1977)) sogar mit einem Korrekturfaktor, zweifelhaft. Tatsächlich schlägt die gegenwärtige Studie vor, dass die Bewertung von T_b , alle der drei allgemeinen Messungen der Kerntemperatur zusammen mit der durchschnittlichen Hauttemperatur ohne Rücksicht auf ihre Verhältnissgewichtung ungenau sind, sogar mit einem für die spezifischen Bedingungen angefertigten Korrekturfaktor.

Die größte Zunahme im Körperhitzgehalts und deshalb auch der T_b kam nach 90 Minuten der Übung bei 30°C vor. Unter dieser Bedingung schien der absolute Fehler der Bewertung von T_b , hinsichtlich der Verwendung einer Kalorimetrie, mit der zunehmenden Hitzebelastung um ein vielfaches zu vergrößern, sowohl beim traditionellen (Abbildung 54 D) als auch beim angepassten Zwei-Kompartimenten-Modell (Abbildung 56 D). Bei höheren Niveaus von Übungen, mit veranlasster Hyperthermie scheinen die Kern- und Hauttemperaturmessungen falsche Anzeiger des Thermalzustands zur Verfügung zu stellen. Der Unterschätzung, des traditionellen Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modells, ist vorher eine wesentliche Hitzelagerung in der aktiven und untätigen Muskelmasse zugeschrieben worden, die durch Änderungen in der Kern- oder Hauttemperatur (vgl. NADEL et al. (1972: 33), TIKUISIS (2003: 95), WEBB (1998)) nicht genau vertreten wird. Besonders während der Übung haben Personen mit großen Verhältnissen der Muskelmasse deshalb ein größeres Potenzial für die Körperhitzelagerung und können daher einer größeren Gefahr von hitzeverwandten Krankheiten ausgesetzt sein. Unter Verhältnissen, wo die Kerntemperatur allein als ein Indikator für thermischen Stress verwendet wird, wird der absolute Bewertungsfehler von T_b wahrscheinlich noch größer sein.

Eine Studie von JAY et al. (2007: 292) zeigte, dass die Einbindung einer "Muskel"-Abteilung eine verbesserte thermometrische Bewertung von T_b nach 90 Minuten der „steady-state“ Übung, hinsichtlich des traditionellen Zwei-Abteilungen-Modells geben würde. Jedoch war das Verhältnis der Abweichung in T_b , beschrieben durch das Drei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell (~50 %) war ähnlich dem, das bei dem angepassten Zwei-Kompartimenten-Modell gefunden wurde. Die Kalorimetrie scheint deshalb, die optimale Methode zu sein, um T_b genau zu bestimmen.

Schließlich wird T_b während „steady-state“ und „nicht steady-state“ Körpertemperaturen systematisch unterschätzt, wenn das traditionelle Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell mit allen herkömmlichen Koeffizienten sowohl bei 24°C als auch bei 30°C verwendet wird. Wenn mittels drei getrennter Messungen der Kerntemperatur und das Modell mit Hilfe der Kalorimetrie kalibriert wird, um den am besten passenden Kern zur Schale Koeffizienten für die spezifischen Bedingungen der gegenwärtigen Studie, für jeden Zeitpunkt zu erreichen, war das genaueste Modell nur für 20% der Schwankung beobachtet in T_b an nur einem besonderem Zeitpunkt verantwortlich. Das angepasste Zwei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell das einen Korrekturfaktor vereinigt, stellte eine genauere Bewertung von T_b während „steady-state“ und „nicht steady-state“ Körpertemperaturen sowohl bei 24°C als auch bei 30°C zur Verfügung.

Das beste Modell begründet nur eine Schwankung in der T_b zwischen 45% und 55%. Diese Ergebnisse schlagen vor, dass bei „steady-state“ und „nicht steady-state“ Körpertemperaturen die Bewertung von T_b , mit Hilfe der drei allgemeinen Messungen der Kerntemperatur zusammen mit der durchschnittlichen Hauttemperatur ohne Rücksicht auf ihre Verhältnissgewichtung, sogar mit einem für die spezifischen Bedingungen kundengerechten Korrekturfaktor, ungenau ist. Weitere Forschung müssen durchgeführt werden, um eine verbesserte thermometrische Methode zur Verfügung zu stellen, um T_b zu schätzen.

Zusammenfassung der Studie

Meiner Meinung nach, ist es nicht ausreichend wenn man die Körperkerntemperatur heranzieht, um den Körperhitzegehalt zu bestimmen. In der oben angeführten Studie wird ein Zweikompartimenten Modell vorgeschlagen, welches die ΔT_b schätzt, anhand der Messung der Änderung der rektalen Temperatur (ΔT_{re}), welche ein "Kern"- Kompartiment repräsentiert und die Änderung in der durchschnittlichen Hauttemperatur (ΔT_{sk}), die ein "Schale"- Kompartiment repräsentiert.

Jedoch gibt es selbst bei diesem Modell Probleme. Das Zwei Kompartimenten Modell neigt dazu ΔT_b während „steady state“ Belastungen zu unterschätzen. JAY et al. (2007: 292), NADEL et al. (1972: 33), TIKUISIS (2003: 95) und WEBB (1998) sind der Meinung, dass diese Unterschätzung auf Grund eines fehlenden Kompartiments, nämlich die Hitze im Muskelgewebe, hervorgerufen wird. Ein Drei-Kompartimenten-Thermometrie-Modell für ΔT_b , welches das Muskel Kompartiment mit den Kern und die Schale vereinigt, ist vorgeschlagen worden (vgl. NADEL et al. (1972: 33), WEBB (1998)) und stellt eine verbesserte Bewertung von ΔT_b und ΔH_b (vgl. JAY et al. (2007: 292)) zur Verfügung. Der Nachteil dieses Models ist jedoch die Messung der Hitze im Muskelgewebe, da dies nicht gerade einfach ist und invasive gemacht werden muss. Die Abschätzung von ΔT_b mit Hilfe des Kern und Schalen Kompartiment wird bevorzugt.

Meiner Meinung nach ist es sehr schwierig nur die Messung der Körperkerntemperatur, für Schätzungen des Körperhitzegehalts heranzuziehen. Die Änderung der Körpertemperatur ist viel komplexer und es müssen deutlich mehr Faktoren, als nur die Körpertemperatur beachtet werden, um genaue Ergebnisse zu erhalten.

Da diese Methode jedoch noch nicht ausgereift ist, wird es notwendig sein weitere Studien durchzuführen um bessere Ergebnisse zu liefern. Grundsätzlich ist der oben angeführte Ansatz nicht schlecht, jedoch ist eine Umlegung auf sportliche Aktivitäten noch nicht ganz möglich und somit kommt diese Methode für die Ermittlung der Hitzeproduktion noch nicht in Frage. Die Ermittlung des Körperhitzegehalts wäre gut geeignet um den Energieverbrauch zu bestimmen, da

bei jeder Aktivität Wärme entsteht und somit vielleicht eine Methode gefunden wird, um die Reaktion des Körpers durch sportliche Aktivität zu bestimmen.

3.7. Global Positioning System (GPS)

3.7.1. How useful is satellite positioning system (GPS) to track gait parameter?

Seit dem letzten Jahrhundert wurden zahlreiche Techniken entwickelt, welche die menschlichen Bewegungen während dem gehen und laufen analysieren. Fortbewegungsarten wie gehen und laufen zählen zu den allgemein wiederholenden Bewegung im täglichen Leben eines Menschen. Deshalb wird in dieser Studie die Verwendung eines Satelliten Positionierungssystem mit hoher Genauigkeit vorgeschlagen, um Parameter wie die Ganggeschwindigkeit, die Schrittlänge und die Schrittfrequenz zu erhalten. Die Beschreibung von theoretischen und praktischen Aspekte der GPS Technologie und biomechanische Voraussetzungen um Gangparameter zu erhalten werden in dieser Studie aufgezeigt.

Die klassische Bewegungsanalyse

Im Laufe der Jahre wurden zahlreiche Methoden zur Ganganalyse entwickelt. Jedoch sind diese Methoden meist unpraktisch. Deshalb kamen alternative Methoden zum Einsatz, aber auch diese wiesen Einschränkungen auf. Die Messungen von Schrittlänge, Schrittbreite, Schwingungszeit und die Schrittdauer konnten lediglich auf eine Entfernung von 10 Metern gemessen werden und die Testperson musste einer geraden Strecke folgen (vgl. CUTLIP et al. (2000: 12)). Parallel wurden auch tragbare Sensoren z.B. Accelerometer, entwickelt um eine Analyse unter freien Bedingungen durchzuführen (vgl. AMINIAN et al. (2002: 35, 1995: 27), HERREN et al. (1999: 31), MAYAGOITIA et al. (2002: 35), PARASCHIV-IONESCU et al. (2004: 20) SCHUTZ et al (2002: 26), TONG & GRANAT (1999: 21)). Diese Techniken sind sehr viel versprechend, jedoch verlassen sie sich auf komplizierte Algorithmen. Außerdem werden diese Algorithmen größtenteils unter normalen Standardbedingungen kalibriert. Außerdem berücksichtigen diese Geräte Umweltbedingungen wie z.B. die Qualität des Geländes nicht. In Folge dessen sollten diese Geräte sorgfältig ausgewählt und

umfassend geprüft werden, ob sie den experimentellen Bedingungen der jeweiligen Studie entsprechen.

GPS und die Anwendung am Menschen: Historische Perspektiven

Vor fast 10 Jahren kam die Idee auf, GPS für die Messung körperlicher Tätigkeiten unter freien Lebensbedingungen, besonders für das Gehen und Laufen, zu verwenden (vgl. SCHUTZ & CHAMBAZ (1997: 51)). Einfache und relativ preisgünstige Freizeit Navigationsgeräte wurden getestet und man fand heraus, dass die Genauigkeit dieser Navigationsgeräte für Forschungszwecke ungenügend ist und durch die Anwendung von Differenzial GPS (DGPS) verbessert werden kann. In einer nachfolgenden Studie wurde gezeigt, dass DGPS die Geschwindigkeitsgenauigkeit durch einen Faktor von ungefähr 10 verglichen mit einem nicht unterschiedlichem GPS (Fehler unter 0,1 km/h) verbessert (vgl. SCHUTZ & HERREN (2000: 32)).

Jedoch wurde diese Studie durchgeführt, als die Satellitensignale durch das amerikanische Federal Department of Defence herab gesetzt wurden, so dass, die Verbesserung mit DGPS beträchtlich größer ist (seitdem SA 2000 entfernt wurde). WITTE & WILSON (2004: 37) haben gezeigt, dass bei nicht unterschiedlichen GPS die angemessene Genauigkeit nur beobachtet werden konnte, wenn das Signal geradlinig empfangen wurde. Der Fehler nahm im kreisförmigen Pfad besonders bei Radien deren Krümmung klein war, zu. Auch eine Tendenz zur Überschätzung der Geschwindigkeit wurde beobachtet (vgl. WITTE & WILSON (2004: 37)). Kürzlich verwendete eine Gruppe in Skandinavien, DGPS, um die Leistung von Orientierungsläufen mittels DGPS zu bewerten, und schlugen vor, dass diese Technologie mit Ergänzungstechniken wie z.B. Accelerometern verbunden werden könnte (vgl. LARSSON (2002: 20, 2003: 33), LARSSON & HENRIKSSON-LARSEN (2001: 33)).

Standard GPS: Grundsätze

Das Globale Positionierungssystem (GPS) ist ein satellitenbasiertes Navigationssystem, zusammengesetzt aus einem Netz von 24 Satelliten, welche

von den Vereinigten Staaten in den Weltraum gesendet wurden. GPS arbeitet bei allen Wetterbedingungen, überall in der Welt und 24 Stunden pro Tag. Grundsätzlich gibt es keine Abonnement Gebühren um GPS zu verwenden. GPS Satelliten umkreisen die Erde in einer sehr genauen Bahn und übersenden Signalinformation. GPS Empfänger machen von der Dreiecksmethode gebrauch, um die genaue Position des Benutzers zu berechnen. Im Wesentlichen vergleicht der GPS Empfänger die Zeit eines Signals, das durch einen Satelliten gesendet wird, mit der Zeit bis zur Verarbeitung des Signals. Der Zeitunterschied teilt dem GPS Empfänger mit, wie weit weg der Satellit ist. Mit Entfernungsmessungen von einigen Satelliten kann der Empfänger die Position des Benutzers bestimmen.

GPS Satelliten übersenden zwei Radiosignale mit niedriger Energie, bezeichnet als L1 und L2. Diesen Signalen ist es möglich Wolken, Glas und Plastik zu durchbrechen, aber feste Gegenstände wie Gebäude und Berge können nicht durchdrungen werden.

Ein GPS Signal enthält drei verschiedene Bit von Information:

1. einen zufälligen Code
2. Ephemeride Daten und
3. Kalender Daten

Der zufällige Code ist ein einfacher ID-Code, der es ermöglicht den Satelliten, der Informationen übersendet, zu identifiziert. Ephemeride Daten, enthalten wichtige Information über den Status des Satelliten (in Ordnung oder defekt), das gegenwärtige Datum und Zeit. Diese Teile des Signals sind notwendig, um eine Position zu bestimmen. Die Kalender Daten sagen dem GPS Empfänger, wo jeder GPS Satellit im Laufe des Tages sein sollte. Jeder Satellit übersendet Kalender Daten, die Information für diesen Satelliten und für jeden anderen Satelliten im System zeigen.

GPS mit hoher Genauigkeit: Grundsätze

Befinden sich zwei GPS Empfänger in einem Abstand von 0 - 50 km, können verschiedene Fehler (hauptsächlich atmosphärische Störung) reduziert werden und somit kann die Positionierungsgenauigkeit erhöht werden, wenn beide Empfänger denselben Weg und denselben Umfang haben. Wenn die genaue Position eines Empfängers bekannt ist (Stationärer Empfänger), kann diese Information verwendet werden, um Fehler zu berechnen und dann kann dieser Fehler (oder Korrekturwerte) an den anderen Empfänger mit der unbekannten Position ausgegeben (Rover-Empfänger) werden, so dass dieser sie ersetzen kann. Diese Technik wird Differenzialweise genannt (DGPS, siehe Abbildung 57).

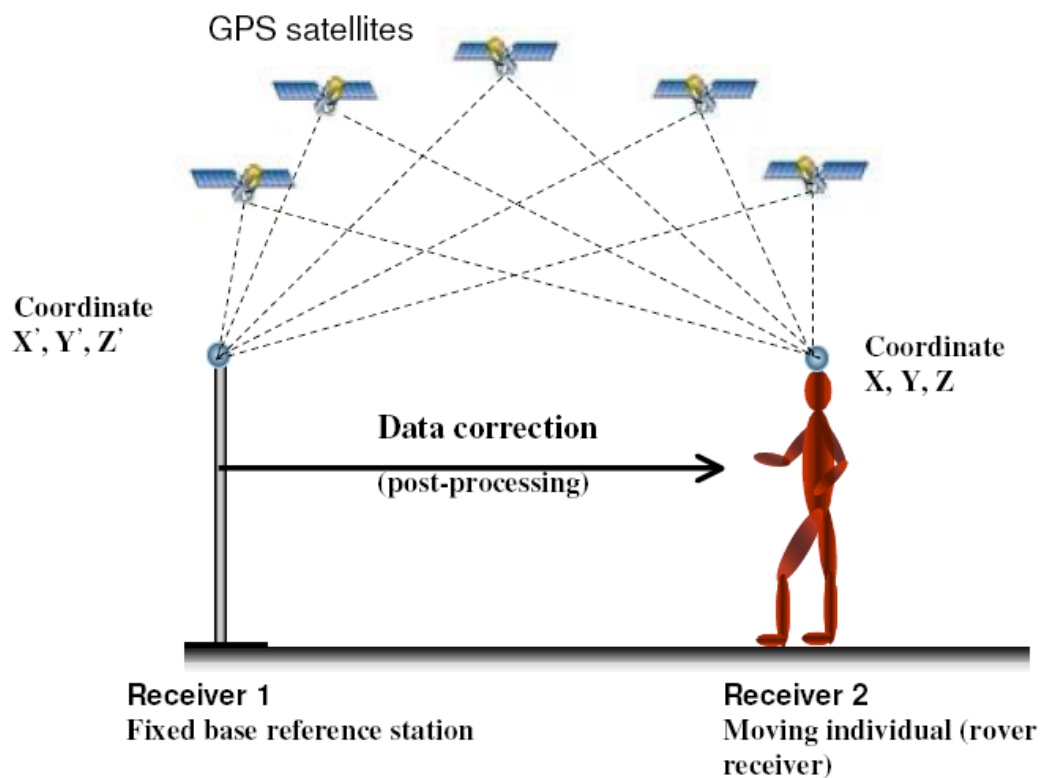


Abbildung 57: Prinzip des Differenzial GPS

Diese Differenzialweise entfernt fast alle Fehler, außer Mehrpfadfehler (gefälschte, widergespiegelte Signale) und Empfängerfehler, wie sie bei jedem Empfänger auftreten. Der Empfängerfehler beträgt bei DGPS (Differenzialcode) ungefähr 10 cm. Wenn Fehler vom Grundempfänger an den Rover in Echtzeit übersendet werden, dann wird das System Echtzeit DGPS genannt. Wenn Echtzeitergebnisse

nicht erforderlich sind, wird die Messung im Basisempfänger und dem Rover Empfänger zeitlich markiert und registriert, und später an einen Computer übertragen, um die Daten zu korrigieren und eine genaue Position des Rovers zu berechnen (bearbeitete Posten DGPS).

Echtzeit Kinematik (RTK) beruht auf Messentfernungen zu den Satelliten. Genauso wie das DGPS verlangt auch diese Weise zwei Empfänger (Basis und Rover), aber die Positionierung verlässt sich nicht auf den zufälligen Code durch Satelliten, der die Bewertung der Entfernung zwischen dem Empfänger und jedem Satelliten erlaubt. Stattdessen erzeugt ein elektromagnetischer Träger ein Signal das ähnlich dem vom Empfänger erzeugten ist (hoher Genauigkeitsoszillator). Die Dopplerwirkung (Frequenzänderung wegen der Verhältnisgeschwindigkeit zwischen dem Satelliten und dem Empfänger) und Phasen Verschiebung (kleine Zeitverschiebung zwischen den Wellen) werden (1-20mal pro Sekunde) wiederholt gemessen. Von diesen Daten können die sehr kleinen Verhältnisversetzungen zwischen Satelliten und Empfänger verfolgt werden. Jedoch gibt es eine große Uneindeutigkeit der Gesamtentfernung (Nummer von ganz Wellen Zyklen). Das Lösen dieser Uneindeutigkeit d. h. die echte Zahl von Wellen Zyklen, zwischen jedem Satelliten und dem Empfänger zu finden, ist das Hauptproblem von RTK. Durch die Verwendung von Codedaten und unzähligen Information von mindestens 5 Satelliten, ist es möglich, die Position zu bestimmen. In diesem Fall ist die theoretische Genauigkeit jeder Positionsrechnung zwischen 0,5 bis 2 cm horizontal und 1 bis 3 cm vertikal. Diese Methode ist jedoch hinsichtlich dem „Satellitenverlust“ wegen Hindernisse sehr empfindlich. Wie das DGPS kann das RTK in Echtzeit oder per spätere Verarbeitung durchgeführt werden.

Gültigkeitserklärung der hohen Genauigkeit von GPS für die Ganganalyse

Bei Verwendung von „high End“ GPS Empfängern kommt oft die statische RTK Weise zum Einsatz, d. h. die genaue Positionierung erfolgt mittels eines statischen Punkts auf der Erde. Mehrere Studien berichten über eine Genauigkeit von Millimetern (vgl. GREENFELD (2003: 63)), weil es möglich ist den Fixpunkt permanent wiederholt zu messen und dann die durchschnittliche Position mit einem außerordentlichen reduzierten Fehler zu berechnen. Wenige Anwendungen

benötigen den kinematischen Gebrauch der RTK Weise. Es gibt wenige Gültigkeitserklärungsstudien in diesem Forschungsgebiet.

GPS mit hoher Genauigkeit: Brauchbarkeit und Verwendbarkeit

Strenge Qualitätsstandards sind erforderlich, um die höchstmögliche Genauigkeit mit GPS in der RTK Weise zu erreichen.

- 1) ist der Gebrauch von GPS Qualitätsberufsempfängern, die beide L1-L2 Frequenzen verfolgen, erforderlich
- 2) muss die Zeit des Messens sorgfältig ausgewählt werden. 5 zusätzliche Satelliten, fügen Information hinzu, die die Genauigkeit vergrößern. In anderen Studien fand man heraus, dass die optimale Genauigkeit mit mindestens 7 GPS Satelliten erreicht wird
- 3) darf kein Satellit unter 20 Grad verwendet werden, um den Mehrpfad zu reduzieren (verfälschte Satellitensignale die durch unvorhersehbare Reflexionen).
- 4) die kleinstmögliche Linie für die beste atmosphärische Fehlerverminderung ist ein maximaler Abstand von 500 Meter zwischen dem Bezugsempfänger und dem bewegenden Empfänger.
- 5) spezielle Aufmerksamkeit sollte bei der späteren RTK Verarbeitung von GPS rohen Daten geschenkt werden: die fehlende Zeitepochen, das Zyklusgleiten und die ungelösten Zweideutigkeiten müssen sorgfältig kontrolliert werden und die ganze Probe sollte zurückgewiesen werden, wenn zu viele Fehler gefunden werden. In der Praxis wird eine von fünf Messungen verworfen.

Unter solchen experimentellen Bedingungen konnte die theoretische Grenze von 1 cm Genauigkeit erreicht und sogar überschritten werden. Somit war es möglich, die Gehweise, Schritt für Schritt zu berechnen. Der Nachteil ist, dass die optimale Satellitenkonstellation im Laufe des Tages selten vorkommt (d.h. ein Fenster in der die optimale Satellitenkonstellation von 2 bis 3 Stunden existiert). Außerdem sollten ähnliche Wetterbedingungen vorhanden sein, um das Experiment zu standardisieren. Infolgedessen ist es nicht möglich, eine große Gruppe von Personen mit der gegenwärtigen GPS Technologie effizient zu messen.

In dieser Studie wurde folgender GPS/GLONASS Empfänger (Vermächtnis E GDD, Javad Navigation Systeme, San Jose, CA, USA) verwendet. Diese Geräte können gleichzeitig, sowohl amerikanische (GPS) als auch russische (GLONASS) Positionierungssysteme empfangen und somit steigt die Gesamtzahl von verfügbaren Satelliten. Der Rover Empfänger und seine Stromversorgung (Gesamtgewicht: 0,9 Kg) befinden sich in einen durch die Versuchsperson getragenen Rucksack. Die flache Antenne (Gewicht: 0,33 kg, 14 × 14 × 3 cm) wird starr an einer Kappe befestigt. Diese Empfänger können sowohl Codes als auch Trägerphasen bis zu 20-mal pro Sekunde (20 Hz) erwerben. Die rohen Daten werden mit Hilfe der Javad Software und einer kinematischen Maschine bearbeitet. Die 3D Positionen werden ins schweizerische Koordinatensystem umgewandelt, die Entfernung wird in metrische Einheiten zur Verfügung stellt. Der 3D Geschwindigkeitsvektor wurde für jeden Punkt berechnet. Die ausgearbeiteten Daten enthalten sieben Parameter:

- 1) die Zeit der Messung (20 Hz, GPS Zeit, Nanosekunde-Genauigkeit)
- 2) die Nordamplitude
- 3) Ostamplitude,
- 4) Höhe (m),
- 5) Geschwindigkeit in Richtung Norden,
- 6) Geschwindigkeit in Richtung Osten,
- 7) Geschwindigkeit (m/s).

Von der GPS Position zu Parametern der Ganganalyse: Die biomechanischen Annahmen

Wie kann eine Antenne die am Kopf einer Versuchsperson angebracht ist, nützliche Auskunft über die Parameter der Schritt für Schritt Ganganalyse geben? Außer der Frage der Genauigkeit, müssen 4 Annahmen festgelegt werden.

- 1) Die durchschnittliche Geschwindigkeit des Kopfs über einen Gehzyklus (zwei Schritte) ist gleich der durchschnittlichen Körpergeschwindigkeit und folglich die durchschnittliche Spaziergeschwindigkeit (WS). Der Kopf führt während des Gehens kleine Rotationen in verschiedenen Ebenen durch (vgl. HIRASAKI et al. (1999: 127)). Es gibt keinen Zweifel daran, dass die

durchschnittliche Geschwindigkeit des Körpers und die Massengeschwindigkeit des Kopfes ähnlich sind, weil alle Körpersegmente voneinander abhängig sind. Deshalb kann der Vektorumfang des 3D GPS Geschwindigkeitsvektor über einen Gehzyklus herangezogen werden, um die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit zu bewerten.

- 2) Der Kopf schwingt vertikal in derselben Frequenz wie der Körper. Die Frequenz dieser Schwingung kann als Schritt Frequenz (SF) definiert werden. Man fand heraus, dass die vertikale Schwingung des Kopfs dieselbe Schwingungsfrequenz wie der Körper (vgl. HIRASAKI et al. (1999: 127)) hat. Außerdem stellte sich heraus, dass die durchschnittliche SF, gemessen durch GPS, identisch mit der SF war, die durch Accelerometer gemessen wurden, die am unteren Rücken befestigt waren (vgl. TERRIER et al. (2000: 33)). Die Definition der SF, welche auf Grund der Kopfschwingung beruht, kann gegenüber anderen unterschiedlich sein, wie z.B. die inverse Schrittdauer (d.h. die Zeit zwischen, Fersenkontakten gemessen durch eine Kraftmessplatte). Jedoch können verschiedene Körpersegment verwendet werden, um den Rhythmus des Gehens mit der Leistungsfähigkeit vergleichbar zu machen.
- 3) Die Ganggeschwindigkeit (WS) kann durch eine einfache Gleichung berechnet werden, wenn die beiden anderen Parameter Schrittfrequenz (SF) und Schrittlänge (SL) bekannt sind.

$$WS = SF \times SL$$

Wegen des wiederholenden Musters des Gehens sind WS, SF und SL streng miteinander verbunden. Tatsächlich kann das Gehen als wiederholender Zyklus, sowohl in räumlichen als auch in zeitlichen Dimensionen gesehen werden. Zur zeitlichen Wiederholung, der Dauer eines Schrittes fügt man die räumliche Wiederholung, die Länge eines Schrittes hinzu und erhält die Geschwindigkeit (Entfernung/Dauer). Es ist jedoch nicht notwendig alle 3 Parameter zu messen. Es genügt, zwei von ihnen zu messen und den dritten Parameter abzuleiten. SL kann deshalb als das Verhältnis zwischen WS und SF definiert werden. Wechselweise kann SF von SL und WS ($SF = WS/SL$) geschätzt werden.

- 4) Die genaue Kopf Verlaufsbahn kann mit einer niedrigen Ausfallrate (10-20 Hz) bewertet werden. Die genaue Bewertung der Kopf Verlaufsbahn ist die Hauptvoraussetzung, um die Berechnung aller Gangparameter mittels GPS Methode zu ermöglichen. Die oben definierten Annahmen (1-3) sind notwendig, um jeden Schritt getrennt zu analysieren. Mit anderen Worten kann die periodische Rückkehr eines Körpersegmentes zu einem ähnlichen Zustand verwendet werden, um die Parameter des Gehens, Schritt für Schritt zu analysieren. Das klassische Beispiel ist die Wiederholung von Fersenkontakten. In dieser Studie wurde, die maximale Höhe der Amplitude erreicht indem die Kopfbewegungen auf der vertikalen Achse aufgetragen wurden, um den Anfang jedes Schritts zu definieren (siehe Abbildung 58).

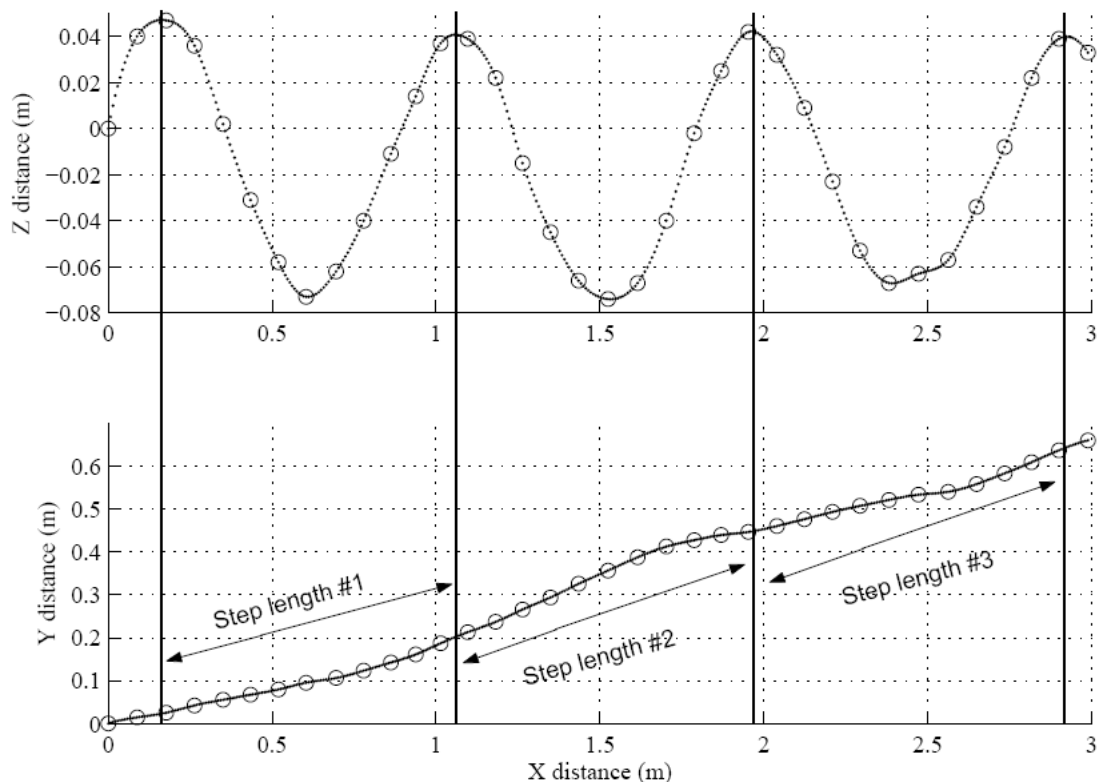


Abbildung 58: GPS Daten und Messungen der Schrittlänge

Das Hauptproblem diesen Punkt zu erhalten, ist das die Verlaufsbahn des Kopfes nicht permanent ausgeforscht wird. Vom GPS Empfänger werden aufeinander folgende getrennte Positionen mit einer Ausfallrate im Intervall von 5 Hz (vgl. TERRIER et al. (2000: 33), PERRIN et al. (2000: 38), TERRIER et al. (2001: 33)) bis 20 Hz (vgl. TERRIER & SCHUTZ (2005)) gemessen. Forscher sind überzeugt,

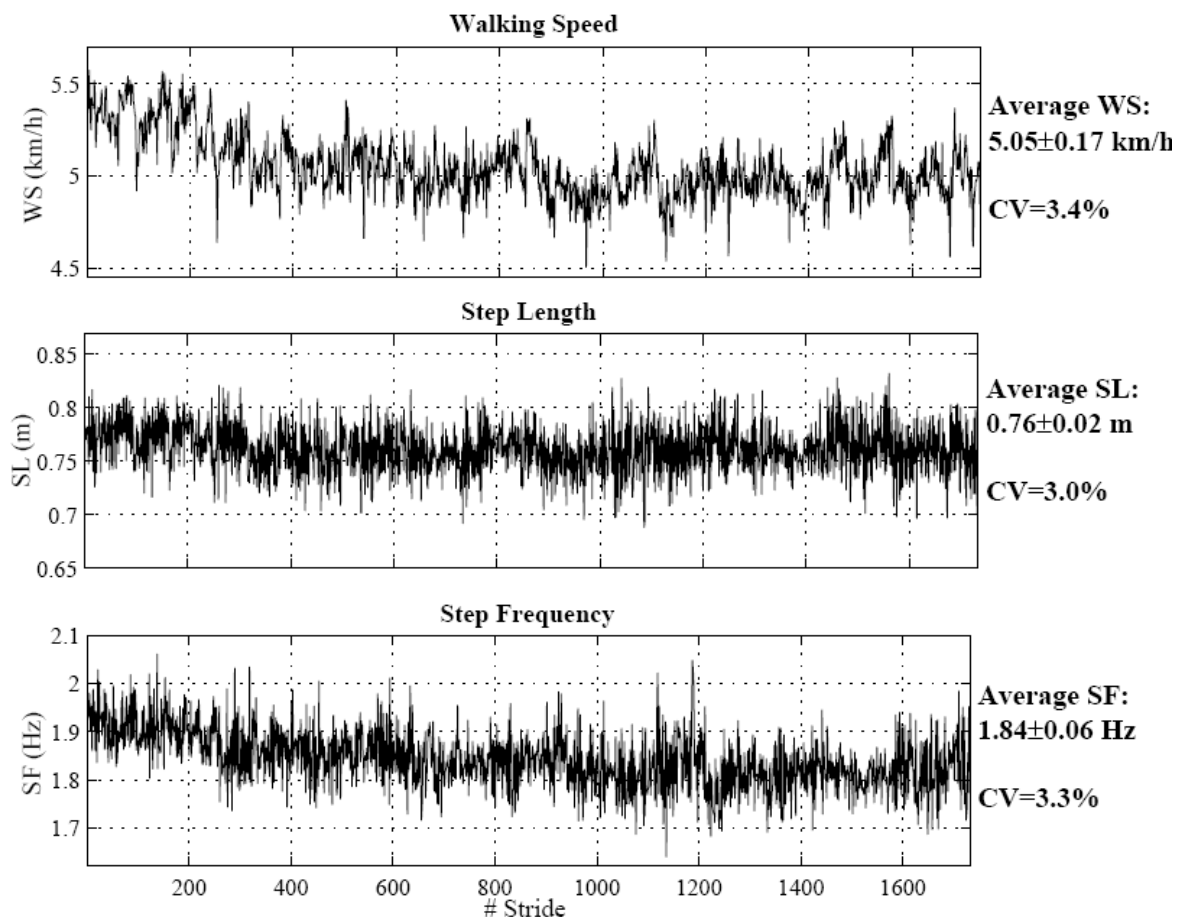
dass solch eine Ausfallsrate genügend ist, um die Verlaufsbahn des Kopfes, mit der erforderlichen Genauigkeit, mathematisch zu konstruieren, wenn Extrapunkte zusätzlich zur GPS Messung interpoliert werden. Tatsächlich gibt es eine hohe Korrelation zwischen den aufeinander folgenden Punkten der Verlaufsbahn des Kopfes, wegen der Massenträgheit und der niedrigen Beschleunigung, die durch das System erlaubt werden. Eine „glatte“ Verlaufsbahn wird deshalb erwartet. Wenn der Kopf kleine, wandernde, unvorhersehbare Bewegungen zwischen zwei GPS-Punkten erleben würde ($1/20$ s), würde das eine bedeutende Beschleunigung zum Kopf (mehrere g) einbeziehen, und das ist offensichtlich nicht der Fall. Außerdem demonstrieren vielfache Ergebnisse in der Literatur, dass das Körperzentrum (vgl. CAVAGNA et al. (1976: 262)), der Körper (vgl. KERRIGAN et al. (1995: 74)), und der Kopf (vgl. HIRASAKI et al. (1999: 127)) einer Sinusmäßigen, glatten, Verlaufsbahn folgen. Die Frequenz dieser Sinuswelle ist genau die SF. Abbildung 59 illustriert das Ergebnis des Interpolationsprozesses der verwendet wurde um die zeitliche Genauigkeit der Verlaufsbahn des Kopfes zu vergrößern.

GPS mit hoher Genauigkeit und die Variabilität des Gehens: Die Lausanne Ergebnisse

1999 wurde auf dem Feld der körperlichen Aktivität geforscht, ob eine Kombination eines Höhenmessers mit einem Beschleunigungsmessers zu einer besseren Vorhersage der Ganggeschwindigkeit in einer variablen Steigungsumgebung (vgl. PERRIN et al. (2000: 38)) führen würde. Die hohe Genauigkeit von RTK GPS mit 5 Hz Rate, wurde als Referenz für die Geschwindigkeit und die Höhenmessung verwendet. Weil die Bewertung der Verlaufsbahn sehr genau schien, wurde das Instrument (Leica RTK GPS, 5 Hz die Rate) verwendet, um durchschnittliche Gangparameter (WS, SL, SF) über 5 Minuten in einem „steady state“ Zustand, zu messen (vgl. TERRIER et al. (2000: 33)). Außerdem wurden die vertikale Versetzung, und die Geschwindigkeitsänderungen für die Schritt für Schritt Analysen gemessen. In dieser Studie wurde herausgefunden, dass die durchschnittliche, mit einem tragbaren Beschleunigungsmesser gemessene Schrittdauer, statistisch identisch zur GPS Messung war. Jedoch unterliegen die Parameter die bei der Schritt für

Schritt Analyse gemessen werden, großen Veränderlichkeiten. Kürzlich wurde ein neues Gerät verwendet (10 Hz Rate), das ermöglicht, Gangparameter wie Geschwindigkeit, Rhythmus, und Schrittlänge, in einem Intervall von 5 Sekunden aufzuzeichnen (vgl. CHEN et al. (2003: 90)). Das Gehen mit niedriger Geschwindigkeit spricht andere Gangmuster an, als das Gehen mit bevorzugter oder hoher Geschwindigkeit. Außerdem stellte das langsame Gehen höhere Veränderlichkeiten (vgl. CHEN et al. (2003: 90)) da.

Eine kürzlich durchgeführte Studie, bei der die Ganganalyse mit 20 Hz und strengen Standards an 8 Versuchspersonen durchgeführt wurde (vgl. TERRIER & SCHUTZ (2005)) zeigt die in Abbildung 59 illustrierten Zeitreihen.



Total distance: 2675m Number of strides (steps): 1760 (3520) Duration: 31.75min.

Abbildung 59: Zeitaufzeichnungen von Gangparametern für einen gehenden Mann

Das erlaubt eine Analyse der Schwankung der Ganganalyse (Geschwindigkeit, Rhythmus, und Schrittlänge), in Bezug auf den Umfang (Standardabweichung, Koeffizient der Schwankung) und Dynamik (Fraktal Muster). Unter freien Gangbedingungen zeigte die DFA (Detrended Fluctuation Analysis) und Datentests, dass die Schwankung von WS, SL und SF ein Fractal-Muster (d. h. α : $0,5 < \alpha < 1$), in einer großen Mehrheit von Teilnehmern (7/8) darstellt. Unter gezwungenen Bedingungen (Metronom) korrelierte die SF Schwankungen ($\alpha < 0,5$) nicht in allen Teilnehmern. Das Ergebnis zeigt, dass wenn die Schrittfrequenz von einem Signal gesteuert wird, eine dauernde Verschiebung von SF, jedoch ohne Wirkung auf die Schwankungsdynamik der anderen Parameter (SL, WS) (vgl. TERRIER & SCHUTZ (2005)) erfolgt.

Zusammenfassung der Studie

Vorteile und Nachteile von GPS verglichen mit anderen Methoden

GPS ist eine Technik die unter die Kategorie von Methoden fällt, die einen beschränkten Satz von biomechanischen Parametern liefert. Eine praktikable Durchführbarkeit, wie zum Beispiel, beim tragbaren Accelerometer bestätigt dies. Diese Alternative stellt im Feld der Ganganalyse ein nützliches Verfahren dar, vorausgesetzt, dass der potenzielle Benutzer sich über die verschiedenen Einschränkungen bewusst ist. Tabelle 54 fasst die Vorteile und Nachteile von GPS zusammen.

Advantages	Shortcomings
Available anywhere on the earth in any weather conditions for outdoor measurements at no cost	High cost of professional equipment
Tri-dimensional positioning with centimeter accuracy (Real Time Kinematics, RTK mode)	Not fully validated for gait analysis yet
No space restriction: freedom in the path selection, including uphill/downhill locomotion.	Limited time windows (2–4 h per day)
Free living conditions, i.e close to real life	One body segment measured only (head): Because of mandatory constant satellite access, the antenna must not be obstructed by body parts.
Unlimited number of consecutive strides: limited only by the memory capacity of the receiver and the duration of the batteries.	Outdoor analysis: difficult to standardize environmental conditions (weather, terrain).
	Not fully miniaturized (cumbersome antenna).

Tabelle 54: Potentiellen Vorteile und Mängel von GPS

Bezüglich der technischen und organisatorischen Hindernisse scheint es schwierig, die GPS Technologie und deren hohe Genauigkeit, für biomedizinische Anwendungen einzusetzen. Einige Hindernisse beruhen auf den Satelliten und deren Technik (Außenexperimente, optimaler Satellitenzugang). Jedoch werden zukünftige Entwicklungen die Brauchbarkeit der Technik vergrößern. Die Empfänger werden kleiner, die Berechnungen besser. Neue 100 Hz GPS Chips sind bereits verfügbar. Bezüglich der GPS Satelliten soll eine dritte Frequenz (L5) angeboten werden, die für eine bessere Verfügbarkeit und Genauigkeit sorgen soll. Neue zusätzliche russische GLONASS Satelliten sollen in den nächsten Jahren in Anwendung kommen. Das System des Europäers GALILEO wird für das nächste Jahrzehnt geplant: Es wird als drittes unabhängiges Positionierungssystem zur Verfügung stehen. Folglich haben die Genauigkeit, Verfügbarkeit und Brauchbarkeit der Satellitenpositionierung ein wesentliches Potenzial.

Die Entwicklung der GPS Technik für die Ganganalyse steckt noch in den Kinderschuhen. Wenn das Potenzial dieser neuen Technologie ausgeschöpft wird, könnte es als ein Ergänzungswerkzeug verwendet werden, um die Gangparameter des Menschen in seiner eigenen, "natürlich" Umgebung zu verfolgen.

3.7.2. Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports

Einführung

Es ist geläufig, dass die Sportwissenschaft das Globale Positionierungssystem (GPS) verwendet, um die Bewegungen eines Spielers während eines Wettkampfes bzw. Spiels zu messen. Es gibt Informationen bezüglich der Gültigkeit und Zuverlässigkeit der verschiedenen GPS-Geräte, um Bewegung während hoher Intensität und periodisch auftretender Bewegung (vgl. PORTAS et al. (2007: 6)) aufzuzeigen. Deshalb sind die Ziele dieser Studie

1. die Gültigkeit von mehreren GPS-Geräten, bezüglich der Entfernung und der Maximalgeschwindigkeit während hoher Intensitäten und periodisch auftretender Bewegung zu untersuchen und
2. die „intra model“ Zuverlässigkeit von GPS-Geräten bezüglich der Laufgeschwindigkeit und Entfernung von Athleten aus Mannschaftsportarten, zu messen.

Methode

Zwei moderat trainierte Männer (Alter: 32 ± 2 y) absolvierten je acht Durchgänge eines Parcours, der speziell dafür entworfen wurde, die Bewegungsanforderungen des Mannschaftsports (vgl. BISHOP et al. (2001: 4)) widerzuspiegeln. Jeder Durchgang bestand aus sechs Runden um einen gekennzeichneten 128,5 m Parcours, der gehen, joggen, schnell laufen, sprinten und still stehen beinhaltete (Abbildung 60).

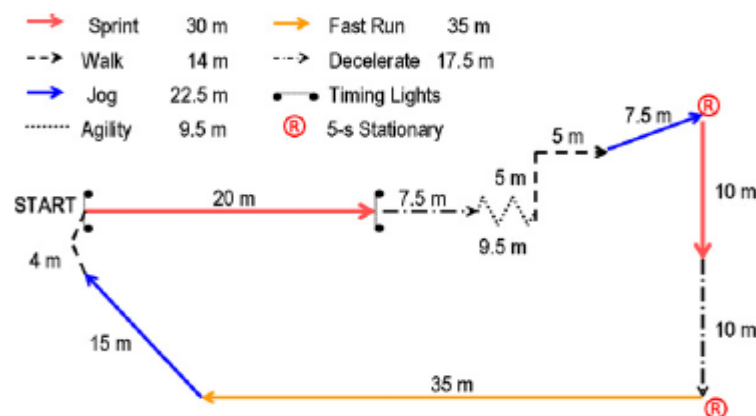


Abbildung 60: Diagramm des simulierten Laufs

Die Runde musste innerhalb von einer Minute vollendet werden. Jede Runde wurde per Hand gestoppt und das Ergebnis wurde als Feedback den Teilnehmern mitgeteilt, bevor die nächste Runde startete. 5-15 Sekunden Pause wurde den Teilnehmern gewährt, bevor sie die nächste Runde absolvierten. Die Teilnehmer wurden beauftragt, dem gekennzeichneten Kurs so gut wie möglich zu folgen. Entfernung und Geschwindigkeit wurden gleichzeitig, während jedem Versuch, mit einer Frequenz von 1 Hz, mit Hilfe von sechs tragbaren GPS Geräten (2 SPI-10, 2 SPI Elite und 2 WiSPI, GPSports, Canberra, Australien) gesammelt. Jedes Paar, desselben GPS Geräts, war in einen Gurt gepackt und so angebracht, dass mit ihren Antennen, ein klarer Satellitenempfang möglich war.

Die primären Messungen waren:

1. Gesamtentfernung von jedem Durchgang und jeder Runde (N = 16; N = 96);
2. die Entfernung des niedrigen Intensitätsbereich ($<14.4 \text{ km h}^{-1}$, LIA; N = 32); die Entfernung des hohen Intensitätsbereich ($> 14.4 \text{ km h}^{-1}$, HIR; N = 32); die Entfernung des sehr hohen Intensitätsbereich ($> 20 \text{ km h}^{-1}$, VHIR führt; N = 32) während jeden Durchgangs. Diese Geschwindigkeitszonen wurden ausgewählt, weil sie die Geschwindigkeitszonen eines Mannschaftssports widerspiegeln. Dies wird in der Literatur berichtet (vgl. MOHR et al. (2003: 21), RAMPININI et al. (2007: 28), RAMPININI et al. (2008)) und mit der Hersteller-Software berechnet. Die GPS Maximalgeschwindigkeit wurde auch während eines 20 Meter Sprints, am Anfang jeder Runde des Parcours (N = 192) gemessen. Die wirkliche Entfernung wurde mit einem Maßband gemessen und die Sprintleistung wurde mit Lichtsensoren (Swift Sports, Lismore, Australien) festgestellt.

Für die Analyse der Abweichung (ANOVA) wurde die Scheffe post hoc Prüfung verwendet, um Unterschiede in der Entfernung und den Geschwindigkeitsmessungen zwischen den verschiedenen Geräten und Runden zu untersuchen. Die „intra model“ Zuverlässigkeit (d.h. Vergleiche von Daten von zwei GPS Geräten desselben Modells) wurden unter Verwendung des typischen Fehler ausgedrückt, als ein Koeffizient der Schwankung (CV) und einem Zuversichtsintervall von 90 % (CI) untersucht. Die Signifikanz betrug $P < 0,05$.

Resultate

Tabelle 55 zeigt, dass sowohl die Runden- als auch die Durchgangsentfernung zwischen den verschiedenen GPS Geräten, signifikant verschieden waren ($P < 0,001$).

Die SPI-10 Geräte registrierten niedrigere Maximalgeschwindigkeiten als die SPI Elite Geräte ($P < 0,002$). Die Gesamtentfernungsmessung vom SPI-10, SPI Elite und WiSPI waren $-4,1 \pm 4,6\%$, $-2,0 \pm 3,7\%$ und $0,7 \pm 0,6\%$ von der wahren Durchgangsentfernung entfernt. Die Gesamtentfernung des Durchgangs für den SPI-10 war zu dem WiSPI ($P < 0,001$) unterschiedlich. Die GPS-Maximalgeschwindigkeit des 20 Meter Sprint wurde auf alle Geräte bezogen ($r = -0,40$ zu $-0,53$, $P < 0,001$). Die „intra model“ Zuverlässigkeit für die Messung mit jedem der GPS Geräte, wird auch in Tabelle 55 gezeigt.

	GPS device		
	SPI-10	SPI Elite	WiSPI
<i>Performance variables</i>			
Distance			
Lap (m)	123.2 ± 8.3 ^{b,c}	126.1 ± 5.6 ^{a,c}	129.1 ± 8.2 ^{a,b}
Bout (m)	739 ± 35	756 ± 29	776 ± 44 ^a
Speed zones			
VHIR (m)	60 ± 18	83 ± 18 ^a	82 ± 19 ^a
HIR (m)	175 ± 51	147 ± 47	145 ± 45
LJA (m)	565 ± 37 ^b	524 ± 32	553 ± 61 ^b
Peak speed (km h ⁻¹)	21.3 ± 2.0 ^{b,c}	21.9 ± 1.7	21.7 ± 1.8
<i>Intra-model coefficient of variation</i>			
Distance			
Lap (m)	6.4 (5.7–7.4)	4.0 (3.6–4.5)	7.2 (6.4–8.4)
Bout (m)	4.5 (3.5–6.6)	3.6 (2.8–5.2)	7.1 (5.3–10.9)
Speed zones			
VHIR (m)	30.4 (22.8–46.4)	15.4 (11.7–22.9)	11.5 (11.5–25.4)
HIR (m)	32.4 (24.3–49.7)	11.2 (8.6–6.5)	20.4 (15.1–32.5)
LJA (m)	5.3 (4.1–7.7)	4.3 (3.3–6.2)	12.5 (9.3–16.6)
Peak speed (km h ⁻¹)	5.8 (5.2–6.6)	2.3 (2.1–6.6)	4.9 (4.3–5.7)

^a Significantly different to SPI-10 ($P < 0.05$).

^b Significantly different to SPI Elite ($P < 0.05$).

^c Significantly different to WiSPI ($P < 0.001$).

Tabelle 55: Leistungsmerkmale der Leistung anhand von drei verschieden GPS

Zusammenfassung der Studie

Vorteile und Nachteile

In Übereinstimmung mit der vorherigen Forschung demonstrierten (vgl. EDGECOMB et al. (2006: 9)) alle GPS Geräte in dieser Studie ein gutes Niveau der Genauigkeit ($<5\%$) für die tatsächlich gemessene Entfernung. Es ist möglich, dass einige der gemessenen Fehler bei der Gesamtentfernung durch den Teilnehmer verursacht wurden und nicht vom GPS. Jedoch registrierte der SPI-10 eine niedrigere Gesamtentfernung, für die Runden- und Durchgangsentfernung, im Vergleich zu den anderen Geräten. Diese Ergebnisse zeigen, dass die neueren GPS Modelle, größere Genauigkeit und Zuverlässigkeit gewährleisten, als die älteren (SPI-10-Modelle). Die verbesserte Genauigkeit kann den modifizierten Algorithmen zugeschrieben werden und das Daten vom integrierten 100-Hz-Beschleunigungsmesser, in den neueren Modellen, verwendet werden, um die Mängel von 1-Hz-GPS zu korrigieren.

Die „intra model“ Zuverlässigkeit für die Gesamtentfernung variierte während jeden Durchgangs und die Maximalgeschwindigkeitsmessung war für jedes der bewerteten Modelle niedrig. Der CV für die „Low Intensity Activity“ und „High Intensity Running“ war mäßig, nahm aber bei höheren Geschwindigkeitszonen zu. Der große CV für alle untersuchten Modelle schlägt vor, dass GPS Geräte, mit 1 Hz außer Stande sind, wichtige Änderungen in Entfernungen mit Geschwindigkeiten $> 20 \text{ km h}^{-1}$ aufzudecken.

Der mäßige Unterschied zwischen 20 Meter Sprint und GPS-Maximalgeschwindigkeiten beweist, dass GPS Gerät dazu verwendet werden können, um Sprintleistung die länger sind als 20 Meter, bei Mannschaftsportarten zu bewerten. In dieser Studie wurde jedoch, die Mittelsprintgeschwindigkeit nur über eine Standardentfernung von 20 Meter bewertet und die wahre Maximalgeschwindigkeit nicht direkt gemessen. Sehr oft werden in Mannschaftssportarten nur kurze Sprint- und maximale Beschleunigungen $> 1 \text{ s}$ durchgeführt. Es ist möglich, dass wichtige Daten bei GPS Geräte mit einem 1 Hz nicht erfasst werden können.

Die GPS Geräte in dieser Studie haben eine annehmbare Genauigkeit, hinsichtlich der Leistung in Mannschaftssportarten, die kurzen, periodisch auftretenden Sprints fordern. Jedoch ist das schlechte Niveau der „intra model“ Zuverlässigkeit für „Very High Intensity Running“ (VHIR) eine Sorge, weil diese Messungen wichtige Messungen für die Laufleistungen während eines Matches sind (vgl. MOHR et al. (2003: 21), RAMPININI et al. (2007: 28), RAMPININI et al. (2008)). Es wird angenommen, dass das Niveau der Zuverlässigkeit dieser Messungen in Betracht gezogen wird, wenn Änderungen in Bewegungsanforderungen von Mannschaftssportarten mit Hilfe von GPS Daten interpretiert werden.

Praktische Implikationen

- In diesem Experiment geprüfte GPS Geräte geben genaue und zuverlässige Auskunft über die Gesamtentfernung während des Mannschaftssports; jedoch sollten Daten von verschiedenen Geräten nicht synonym verwendet werden.
- GPS-Geräte, die mit der 1 Hz Technologie arbeiten, können keine genaue Auskunft bezüglich Tätigkeiten bei hoher Intensität geben, wenn diese über einen nichtlinearen Pfad vollendet werden.

3.7.3. Combining GPS with heart rate monitoring to measure physical activity in children: A feasibility study

Einführung

Das Potenzial von tragbaren globalen Positionierungssystemen (GPS), das Forscher mit einer objektiven Bewertung der Position bei körperlicher Tätigkeit zu versorgen, wurde vor mehr als 10 Jahren postuliert (vgl. SCHUTZ et al. (1997: 51)). Kürzlich wurden zwei Studien veröffentlicht, die das GPS mit einem Accelerometer und dem geografischen Informationssystemen (GIS) verbunden haben, um einen Zusammenhang, zwischen der körperlichen Tätigkeit von Erwachsenen und diesen Systemen aufzuzeigen (vgl. RODRIGUEZ et al. (2005: 37), TROPED et al. (2008: 40)). Während GPS schon Information über die reiserelevanten körperlichen Tätigkeiten von Menschen aller Altersklassen liefert, muss die GPS Überwachung noch in einer pädiatrischen Studie geprüft werden. Kürzlich entwickelte GPS-Geräte haben einen integrierten Herzfrequenz (HF) Empfänger, um die Leistungen von Athlet während Outdoor Sportarten zu kontrollieren. Diese Geräte stellen auch ein Mittel zur Verfügung, um den Energieverbrauch von Kindern während des „freien“ Spieles zu schätzen. Der Zweck dieser Durchführbarkeitsstudie ist es die Kombination von GPS und der Herzfrequenz zu testen.

Methode

Insgesamt 40 Kinder (20 Jungen, 20 Mädchen) im Alter von 5-7 Jahre und 9-10 Jahre wurden aus einer Grundschule zufällig ausgewählt. Die zwei Altersgruppen wurden ins Visier genommen, um Vergleiche zwischen jüngeren und älteren Kindern zu ermöglichen. Die räumliche Position wurde mit einem 12-Kanäle-F500 GPS Empfänger (FRWD Technologies Ltd, Oulu, Finnland) festgestellt, während ein codierter Sender (Polarer Electro, Kempele, Finnland) angebracht an der Brust jedes Teilnehmers, die Überwachung der Herzfrequenz ermöglichte. Das Modell F500 ist für Kinder sehr gut geeignet, da es widerstandsfähig gegen Wasser ist und ein Mangel an Außenknöpfen oder Steuerungsmöglichkeiten vorliegt. Position, Entfernung, Geschwindigkeit, und Daten der Herzfrequenz wurden in der Schule, während der Mittagspause, gesammelt. Einen Aufnahmefrequenz von 1s

wurde verwendet. Der F500 Empfänger wurde mit einem speziell vom Hersteller entwickelten Tragegeschirr am Rücken der Kinder befestigt. Die Kinder wurden beauftragt, die Messeinheit während ihrer normalen Tätigkeiten zu tragen. Die Kinder verbrachten während der Mittagspause 10 Minute sitzend, um ihr Mittagessen einzunehmen. Nach dieser anfänglichen Periode durften sich die Kinder die restlichen 50 Minuten, bis zum Ende der Mittagspause frei bewegen. Die Ruheherzfrequenz (RHR) jedes Teilnehmers wurde in der Früh, nach einer Ruhephase von 10 Minuten, liegend, gemessen. Das ermöglicht eine Ermittlung der Zeit, die über einem Prozentsatz von 25% (PAHR-25) und 50% (PAHR-50) der RHR verbracht wurde und dient somit als ein standardisiertes Maß zur Berechnung des Energieverbrauchs (EE) (vgl. TROST & OKELY (2001: 29)). Alle Daten wurden direkt von der GPS Einheit (über eine Bluetooth Verbindung) als CSV Dateien in ein SPSS Spreadsheet (SPSS Inc, Chicago, IL), für die Analysen importiert. Mit Hilfe der beschreibenden Statistik wurden alle Variablen von Interesse vereinigt und Zusammenhänge zwischen ausgewählten Faktoren anhand der Korrelationsanalyse untersucht.

Resultate

Während der Beobachtungsperiode (etwa 50 Minuten) betrug die Entfernungsmessung der Kinder $1,10 \pm 0,56$ km mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 0 bis 18,6 km pro Stunde. Tabelle 56 zeigt die GPS Variablen, gruppiert nach Geschlecht und Jahresniveau.

	Boys		Girls	
	Years 1-2 (<i>n</i> = 10)	Years 5-6 (<i>n</i> = 10)	Years 1-2 (<i>n</i> = 10)	Years 5-6 (<i>n</i> = 9)
Age (years)	5.89 ± 0.609 (5.14-6.86)	9.81 ± 0.52 (9.08-10.7)	6.07 ± 0.627 (5.30-7.22)	10.0 ± 0.528 (9.34-10.9)
Duration of observation (min)	44.7 ± 13.2 (17.0-58.2)	41.7 ± 8.81 (20.9-53.4)	51.7 ± 8.32 (42.2-67.8)	44.4 ± 6.75 (34.5-57.9)
Maximum N-S distance (m)	121 ± 59.8 (37.0-260)	95.4 ± 37.0 (37.0-138)	90.7 ± 38.8 (29.0-157)	101 ± 41.6 (15.0-154)
Maximum E-W distance (m)	88.9 ± 28.7 (33.0-123)	126 ± 22.1 (73.0-161)	82.6 ± 25.7 (48.0-130)	121 ± 45.7 (20.0-180)
Total distance travelled (km)	1.38 ± 0.637 (0.235-2.46)	0.972 ± 0.460 (0.207-1.90)	1.15 ± 0.691 (0.380-2.86)	0.895 ± 0.292 (0.427-1.36)
Average speed (km h ⁻¹)	1.78 ± 0.594 (1.07-2.81)	1.77 ± 0.675 (0.260-2.63)	1.39 ± 0.580 (0.590-2.56)	1.33 ± 0.433 (0.640-2.13)
Maximum speed (km h ⁻¹)	10.4 ± 3.52 (7.20-18.6)	11.0 ± 5.04 (3.40-17.4)	8.40 ± 3.63 (4.00-14.1)	10.4 ± 3.00 (4.00-13.3)

Data are presented as mean ± S.D., (range).

Tabelle 56: GPS Variablen, gruppiert nach Geschlecht und Jahresniveau

Während keine bedeutenden Geschlechtsunterschiede innerhalb jedes Jahresniveaus entdeckt wurden, war die durchschnittliche Geschwindigkeit bei Jungen ($1,77 \pm 0,62$ km pro Stunde) höher als die durchschnittliche Geschwindigkeit bei Mädchen ($1,36 \pm 0,50$ km pro Stunde; $p = 0,003$). Der einzige bedeutende Unterschied zwischen den unterschiedlichen Jahresniveaus, war die maximale Ostwestentfernung. Die Messungen der Kinder im Alter von 9 – 10 Jahren zeigten höhere Werte als die der 5 – 7 jährigen Kindern ($p < 0,05$ innerhalb von Geschlechtern und $p < 0,01$ über die ganze Gruppe).

Die Tätigkeiten wurden anhand von kurzen Aktivitäten von moderater zu hoher Geschwindigkeit, gefolgt von langen Perioden von langsamer Geschwindigkeit charakterisiert. Abbildung 61 zeigt wie viel Zeit durchschnittlich in jeder Geschwindigkeitskategorie verbracht wurde.

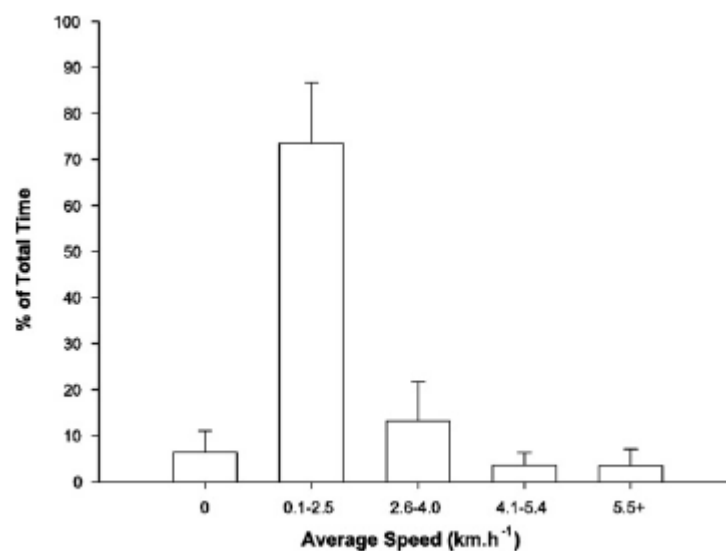


Abbildung 61: Zeit die durchschnittlich in jeder Geschwindigkeitskategorie verbracht wurde

Es konnte kein Unterschied bezüglich dem Prozentsatz der Zeit in jeder Geschwindigkeitsgruppe zwischen Geschlechtern oder Altersgruppen entdeckt werden, und daher wurden alle Daten miteinander verbunden. Der Prozentsatz der Zeit die bei 0 km/h pro Stunde verbracht wurden (stationär) liegt zwischen 0,1% und 21,3% mit einem Durchschnitt von $6,4 \pm 4,6\%$.

Die durchschnittliche Herzfrequenz betrug 141 ± 17 Schläge pro Minute, mit einem durchschnittlichen PAHR-25 von $93,4 \pm 12,8\%$ und PAHR-50 von $68,1 \pm 26,3\%$.

Diskussion

Diese Studie verwendet portable GPS Einheiten, um die körperlichen Tätigkeiten von Kindern zu beschreiben. Die Ergebnisse wurden während der Mittagspause erfasst, da man annimmt, dass zu dieser Zeit die meiste Bewegung stattfindet. Interessanterweise waren die allgemeine Bewegungsgeschwindigkeiten (zwischen 0,1 und 2,5 km pro Stunde) langsamer als die selbst ausgewählte Geschwindigkeit für langsames spazieren von Kindern ($5,0 \pm 0,5$ km pro Stunde) (vgl. TROST et al. (2006: 38)). Die Beobachtungen offenbarten, dass sich Kinder, die sich mit niedrigen Geschwindigkeiten bewegen, häufig mit Tätigkeiten beschäftigen, die ohne Fortbewegung auskommen (z.B. einen Ball dribbeln, springen).

Dennoch zeigen die Ergebnisse, dass Kinder, die sich mit schnelleren Geschwindigkeiten bewegen, mehr Energie verbrauchen als diejenigen, die mit langsamer Geschwindigkeit unterwegs sind. Es war interessant, dass es einen Geschlechterunterschied bezüglich der Durchschnitts- und der Höchstgeschwindigkeit gab. Dies resultiert wahrscheinlich daraus, dass Burschen andere Sportarten bevorzugen als Mädchen oder an der Intensität mit der die Sportarten ausgeführt werden.

Um das Bewegungsmuster von Kindern aufzeigen zu können, ist es möglich GPS Daten in eine GIS Datenbank zu importiert, um die für das aktive Spielen am häufigsten verwendete Gebiete zu bestimmen. Die Umgebung und seine Wirkung auf das Verhalten, sind besonders nützlich für die Bestimmung der Aktivität. In der gegenwärtigen Studie kann die Schwankung in der Ost - West Entfernung zwischen jüngeren und älteren Kindern und der daraus resultierende Unterschied in der körperlichen Tätigkeit, auf das Schulgebieten zurückgeführt werden. Während das GPS nur in Außenbereichen, nicht bedeckt durch Bäume oder andere Strukturen, wirksam ist, ermöglicht die Integration der Herzfrequenz innerhalb der GPS Einheit, zur Messung des Energieverbrauchs, einen Einsatz sowohl zuhause als auch draußen. Eine permanente Aufzeichnung der Tätigkeitsfrequenz, Intensität, und Dauer steht zur Verfügung.

Zusammenfassung der Studie

Insgesamt ist die Anwendung von GPS bei Kindern sehr viel versprechend. Das entworfene Geschirr hielt den Empfänger an seinem entsprechenden Platz und die Bauart, dass keine Knöpfe auf dem Gerät sichtbar waren, schloss jede Einmischung von den Kindern oder ihren Freunden aus. Jedoch fand die Datenerfassung in einem eingeschränkten Außengebiet über einen relativ kurzen Zeitrahmen statt. Die Anwendung der GPS Technologie unter „freie lebenden“ Bedingungen und über mehrere Tage erfordert noch weitere Prüfungen. Zum Beispiel kommt es bei einer Anwendung zuhause auf Grund der geringen GPS Signalstärke zu einem übermäßigen Datenverlust. Auch die Position der GPS Einheit auf dem Rücken der Kinder sollte verbessert werden um eine bequemere Sitzposition zu gewährleisten. Die Ausdehnung dieser Vorstudie über mehrere Tage würde wertvolle Auskunft bezüglich der Durchführbarkeit der GPS/HR Methodik bei „frei lebenden“ Kindern geben.

Zusammenfassend für alle drei Studien kann man sagen, dass das GPS ein gutes Potenzial hat um für die Energieberechnung herangezogen zu werden. Die Distanz, Geschwindigkeit kann ziemlich genau erfasst werden, das Höhenprofil einer Strecke kann mit spezieller Software bestimmt werden und sogar die integrierte Erfassung der Herzfrequenz ist möglich. Aber wie die Körpertemperatur ist auch die Entwicklung des GPS für den Einsatz bei sportlichen Aktivitäten, am Anfang. Bis jetzt wurden die GPS Satelliten verwendet um eine Navigation auf der Straße zu ermöglichen. Ich kann mir vorstellen das GPS in den nächsten Jahren im Bereich Sport eine Rolle spielen wird bzw. schon spielt, den die Firma Polar verwendet bereits GPS Empfänger um die zurückgelegte Distanz zu bestimmen.

4. Literaturverzeichnis

Abacus Concepts (1989). Super ANOVA. (pp. 198-204). Berkley: CA Abacus Concepts Inc.

Acheson, K. J., Campbell, I. T., Edholm, O. G., Miller, D. S., Stock, M. J. (1980). The measurement of daily energy expenditure-an evaluation of some techniques. *American Journal of Clinical Nutrition*, 33, 1155-64.

Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Leon, A. S., et al. (1993). Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 71–80

Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., et al. (2000). Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 498–504.

Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, M. L., Swartz, A. M., Strath, S. C., O'Brien, W. L., Bassett, D. R., Schmitz, K. H., Emplaincourt, P. O., Jacobs D. R., Leon, A. S. (2000). Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (Suppl 9), 498–516.

Ainsworth, B.E., Leon, A. S., Richardson, M. T., Jacobs, D. R., Pfaffenbarger, R. S. (1993). Accuracy of the college alumnus physical activity questionnaire. *Journal of Clinical Epidemiology*, 46, 1403-1411.

Altman, D. G., Bland, J. M. (1983). Measurement in medicine: The analysis of method comparison studies. *Statistician*, 32, 307-317.

American College of Sports Medicine (2006). Guidelines for exercise testing and prescribing (7th edn.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins

American College of Sports Medicine position stand. (2007) Exertional heat illness during training and competition. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 556-72.

Aminian, K., Najafi, B., Bula, C., Leyvraz, P. F., Robert, P. (2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 689-699.

Aminian, K., Robert, P., Jequier, E., Schutz, Y. (1995). Incline, speed, distance assessment during unconstrained walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(2), 226-234.

Amoateng-Adjepong, Y., Del Mundo, J., Manthous, C. A. (1999). Accuracy of an infrared tympanic thermometer. *Chest*, 115, 1002-5.

Andrews, R. B. (1966). Indices of heart rate as substitutes for respiratory calorimetry. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 27, 526-33.

Andrews, R. B. (1971). Net heart rate as a substitute for respiratory calorimetry. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24, 1139-47.

Aoyagi, Y., McLellan, T. M., Shephard, R. J. (1996). Determination of body heat storage: how to select the weighting of rectal and skin temperatures for clothed subjects. *International Archives of Occupational and Environment Health*, 68, 325–336.

Armstrong, L. E., Costill, D. L. (1985). Variability of respiration and metabolism: responses to submaximal cycling and running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56, 93-96

Asmussen, E., Christensen, E. H., Nielsen M. (1939). Die Bedeutung der Körperstellung für die Pulsfrequenz bei Arbeit. *Skandinav. Archive of. Physiology*, 81, 225.

Asmussen, E., Hemmingsen, I. (1958). Determination of maximum working capacity at different ages in work with the legs or with the arms. *Scandinavian Journal of Clinical. Laboratory. Investigation*, 10, 67.

Avons, P., Garthwaite, P., Davies, H. L., Murgatroyd, P. R., James, W. P. T. (1988). Approaches to estimating physical activity in the community: calorimetric validation of actometers and heart rate monitoring. *European Journal of Clinical Nutrition*, 42, 185-96.

Baecke, J. A., Burema, J., Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *American Journal of Clinical Nutrition*, 36, 936–942.

Baharestani, H., Tomkins, W. J., Webster, J. G., Mazess, R. B. (1979). Heart rate recorder. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 79, 719-23.

Baker, J. A., Humphery, S. J. E., Wolff, H. S. (1967). Socially acceptable monitoring instruments (SAMI). *Journal of Physiology*, 188 (2), 4-5.

Balogun, J. A., Farina, N. T., Fay, E., et al. (1986). Energy cost determination using a portable accelerometer. *Physical Therapy*, 66, 1102-1108.

Bandini, L. G., Schoeller, D. A., Young, V. R., Dietz, W. H. (1987). Basal metabolic rate (BRM) and total daily energy expenditure (TOEE) in obese and non obese adolescents. *American Journal of Clinical Nutrition*, 45, 868.

Bardfield, R. B. (1971). Energy expenditure and heart rate of obese high school girls. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24 (12), 1482-1488.

Bardfield, R. B., Chan, H., Bardfield, N. E., Payne, P. R. (1971). Energy expenditures and heart rates of Cambridge boys at school. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24 (12), 1461- 1466.

Bassett, D. R. Jr., Ainsworth, B. E., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., King, G. A. (2000). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical

activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 471–480.

Bassett, D. R., Ainsworth, B. E., Legget, S.R., Mathien, C. A., Main, J. A., Hunter, D. C., Duncan, G. E. (1996). Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 1071–1077.

Bassett, D. R., Cureton, A. L., Ainsworth, B. E. (2000). Measurement of daily walking distance – questionnaire versus pedometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 1018–1023.

Bassett, D. R., Schneider, P. L., Huntington, G. E. (2004). Physical activity in an old order Amish community. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 79–85.

Bassey, E. J. (1987). Validation of a simple mechanical accelerometer (pedometer) for the estimation of walking activity. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 323–330.

Beaver, W. L., Wasserman, K., Whipp, B. J. (1973). On-line computer analysis and breath-by-breath graphical display of exercise function tests. *Journal of Applied Physiology*, 34, 128–132.

Becque, M. D., Katch, V., Marks, C., Dyer, R. (1993). Reliability and within subject variability of VE, VO₂, heart rate and blood pressure during submaximum cycle ergometry. *International Journal of Sports Medicine*, 14, 220–223.

Berggren, G., Christensen E. H. (1950). Heart rate and body temperature as indices of metabolic rate during work. *Arbeitsphysiologie*, 14, 255.

Bigard, A. X., Guezennec, C. Y. (1995). Evaluation of the Cosmed K2 telemetry system during exercise at moderate altitude. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 1333–1338.

Bishop, D., Spencer, M., Duffield, R., Lawrence, S. (2001). The validity of a repeated sprint ability test. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4 (1), 19–29.

Black, A. E., Coward, W. A., Cole, T. J., Prentice, A. M. (1996). Human energy expenditure in affluent society—an analysis of 574 doubly labelled water measurements. *European Journal of Clinical Nutrition*, 50, 72–92.

Black, A. E., Prentice, A. M., Coward, W. A. (1986) Use of food quotients to predict respiratory quotients for the doublylabelled water method of measuring energy expenditure. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 40C, 381–391.

Blackburn, M. W., Galloway, D. H. (1985). Heart rate and energy expenditure of pregnant and lactating women. *American Journal of Clinical Nutrition*, 42 (116), 1–9.

Blair, S. N., Cheng, Y., Holder, S. (2001). Is physical activity or physical fitness more important in defining health benefits? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 379–399.

Blair, S. N., Goodyear, N. N., Gibbons, L. W., Cooper, K. H. (1984). Physical fitness and incidence of hypertension in healthy normotensive men and women. *Journal of the American Medicine Association*, 252, 487–490.

Blair, S. N., Kohl, H. W., Barlow, C. E., Paffenbarger, R. S. Jr., Gibbons, L. W., Macera, C. A. (1995). Changes in physical fitness and all-cause mortality. *Journal of the American Medicine Association*, 273, 1093–1098.

Bland, J. M. (1987). An introduction to medical statistics. Oxford: Oxford University Press.

Bland, J. M., Altman, D. O. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1, 307-10.

Booyens, J., Hervey, G. R. (1960). The pulse rate as a means of measuring metabolic rate in man. *Canadian Journal of Biochemistry. and. Physiology*, 39, 1301.

Bouchama, A., Knochel, J. P. (2002). Heat stroke. *The New England Journal of Medicine*, 346, 1978-88.

Bouchard, C. (Hrsg.) (2001). Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium (special issue). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (Suppl 6), 347–350.

Bouchard, C., Shepard, R. J., Stephens, T., Sutton, J. R., McPherson, B. D. (1990). Exercise, Fitness, and Health. A Consensus of Current Knowledge. Champaign, IL: Human Kinetics.

Bouchard, C., Tremblay, A., Leblanc, C., Lottie, G., Savard, R., Theriault, G. (1983). A method to assess energy expenditure in children and adults. *American Journal of Clinical Nutrition*, 37 (46), 1-7.

Bouten, C. V., Verboeket-van de Venne, W. P., Westerterp, K. R., Verduin, M., Janssen, J. D. (1996). Daily physical activity assessment: comparison between movement registration and doubly labeled water. *Journal of Applied Physiology*, 81, 1019–1026.

Bradfield, R. B. (1977). A technique for determination of usual daily energy expenditure in the field. *American Journal Clinical Nutrition*, 24(1), 148-54.

Bradfield, R. B., Huntzicker, P. B., Fruehan G. J. III. (1969). Simultaneous comparison of respirometer and heart-rate telemetry techniques as measures of human energy expenditure. *American Journal of Clinical Nutrition*, 22, 696.

Bradfield, R. B., Huntzicker, P. B., Fruehan G. J. III. (1970). Errors of group regressions for prediction of individual energy expenditure. *American Journal of Clinical Nutrition*, 23, 1015.

Brage, S., Wedderkopp, N., Franks, P. W., Andersen, L. B., Froberg, K. (2003) Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running.

Medicine and Science in Sports and Exercise, 35, 1447–1454.

Bratteby, L. E., Sandhagen, B., Fan, H., Samuelson, G. (1997). A 7-day activity diary for assessment of daily energy expenditure validated by the doubly labeled water method in adolescents. *European Journal of Clinical Nutrition*, 51, 585–591.

Brehm, M. A., Harlaar, J., Groepenhof, H. (2004). Validation of the portable VmaxST system for oxygen uptake measurement. *Gait and Posture*, 20, 67-73.

Brockway, J. M., McEwan, E. H. (1969). Oxygen uptake and cardiac performance in the sheep. *Journal of Physiology*, 202 (3), 661- 669.

Brown, D., Cole, T. J., Dauncey, M. J., Marrs, R. W., Murgatroyd, P. R. (1984). Analysis of gaseous exchange in open-circuit indirect calorimetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 22, 333-8.

Bruce, R. A., Kusumi, F., Hosmer, D. (1963). Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular diseases. *American Heart Journal* 85, 546-562.

Brukner, P., Khan, K. (2005). Exercise in the cold. *Clinical Sports Medicine*. New South Wales: McGraw-Hill Australia, 807-15.

Burton, A. C. (1935) The average temperature of the tissues of the body. *Journal of Nutrition*, 261–280.

Byrne, C., Lee, J. K. W., Chew, S. A. N., Lim, C. L., Tan, E. Y. M. (2006). Continuous thermoregulatory responses to mass-participation distance running in heat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 803-10.

Byrne, C., Lim, C. L. (2007). The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 126-33.

Carpenter, W. H., Poehlman, E. T., O'Connell, M., Goran, M. I. (1995) Influence of body composition and resting metabolic rate on variation in total energy expenditure: a meta-analysis. *American Journal of Clinical Nutrition*, 61, 4–10.

Cattaneo, C. G., Frank, S. M., Hesel, T. W., El-Rahmany, H. K., Kim, L. J., Tran, K. M. (2000). The accuracy and precision of body temperature monitoring methods during regional and general anesthesia. *Anesthesia and Analgesia*, 90, 938-45.

Cavagna, G. A., Thys, H., Zamboni, A (1976). The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262(3), 639-657.

Ceesay, S. M., Prentice, A. M., Day, K. C., et al. (1989). The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure using whole body calorimetry: a validation study. *British Journal of Nutrition*, 61, 175-86.

Chen, Z., Ivanov, P. C., Hu, K., Stanley, H. E. (2002). Effect of nonstationarities on

detrended fluctuation analysis. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, 65(4 pt 1), 041107.

Christensen, C. C., Frey, H. M. M., Foenstelien, E., Aadland, E., Refsum, H. E. (1988). A critical evaluation of energy expenditure estimates based on individual O₂ consumption/heart rate curves and average daily heart-rate. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 37, 467-72.

Cohen, J. (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Erlbaum.

Colin, J., Timbal, J., Boutelier, C. (1971). Experimental determination of the equation permitting the calculation of the mean body temperature in neutral and hot environment. *Journal of Physiology*, 63, 229–231.

Colin, J., Timbal, J., Houdas, Y., Boutelier, C., Guieu, J. D. (1971). Computation of mean body temperature from rectal and skin temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 31, 484–489.

Consolazio, C. F., Johnson, R. E., Pecora, L. I. (1963). *Physiological measurements of metabolic functions in man*. New York: McGraw Hill

Conway, J. M., Irwin, M. L., Ainsworth, B. E. (2002) Estimating energy expenditure from the Minnesota Leisure Time Physical Activity and Tecumseh Occupational Activity questionnaires—a doubly labeled water validation. *Journal of Clinical Epidemiology*, 55, 392–399.

Conway, J. M., Seale, J. L., Jacobs, D. R., Irwin, M. L., Ainsworth, B. E. (2002). Comparison of energy expenditure estimates from doubly labeled water, a physical activity questionnaire, and physical activity records. *American Journal of Clinical Nutrition*, 75, 519–525.

Cooper Publishing Group, 85-107.

Cooper, K. E., Kenyon, J. R. (1957). A comparison of temperatures measured in the rectum, oesophagus, and on the surface of the aorta during hypothermia in man. *British Journal of Surgery*, 44, 616–619.

Cooper, P. D. (1983). Validation of doubly labeled water (H³H¹⁸O) method for measuring water flux and energy metabolism in lenebronoid beetles. *Physiological Zoology*, 56, 41-46.

Coward, W. A. (1988). The doubly-labelled-water (2H²18O) method: principles and practice. *Proceedings of the Nutrition Society*, 47, 209-18.

Coward, W. A., Prentice, A. M. (1985). Isotope method for the measurement of carbon dioxide production rate in man. *American Journal of Clinical Nutrition*, 41 659-663.

Coward, W. A., Prentice, A. M., Murgatroyd, P. R., Davies, H. L., Cole, T. J., Sawyer, M., Goldberg, G. R., Halliday, D., Macnamara, J. P. (1984). Measurement of CO₂ and

water production rates in man using $2\text{H}^{18}\text{O}$; comparisons between calorimeter and isotope values. In: A Concerted Action Project on *Nutrition in the European Community* (Van Es, A. J. H., ed.), Agricultural University, Wageningen, The Netherlands, 126-128.

Coward, W. A., Prentice, M. A., Murgatroyd, P. R., et al. Measurement of CO_2 and water production rates in man using 2H , ^{18}O labelled H_2O : comparisons between calorimeter and isotope values. In: van Es AJH, ed. European Nutrition Report 5.

Coward, W. A., Ritz, P., Cole, T. J. (1994). Revision of calculations of the doubly labeled water method for measurement of energy expenditure in humans. *American Journal of Physiology*, 30, E805–7.

Coward, W. A., Roberts, S. B., Cole, T. J. (1988). Theoretical and practical considerations in the doubly-labelled water ($2\text{H}^{18}\text{O}$) method for the measurement of carbon dioxide production rate in man. *European Journal of Clinical Nutrition*, 42, 207-12.

Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., et al. (2003). International Physical Activity Questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 1381–1395.

Crandall, C. G., Taylor, S. L., Raven, P. B. (1994). Evaluation of the Cosmed K2 portable telemetric oxygen uptake analyzer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 108-111

Crespo, C. J., Keteyian, S. J., Heath, G. W., Sempos, C. T. (1996). Leisure-time physical activity among US adults. *Archives of Internal Medicine*, 17, 423–473.

Cristensen, C. C., Frey, H. M. M., Foenstelien, E., Aadland, E., Refsum, H. E. (1983). A critical evaluation of energy expenditure estimates based on individual O_2 consumption/heart rate curves and average daily heart rate. *American Journal of Clinical Nutrition*, 37, 468-72.

Crouter, S. E., Clowers, K. G., Bassett, D. R. Jr. (2006). A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*, 100, 1324–1331.

Crouter, S. E., Schneider, P. L., Karabulut, M., Bassett, D. R. (2003). Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance and energy cost. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 1455–1460.

Culebras, J. M., Moore, F. (1977). Total body water and the exchangeable hydrogen. I. Theoretical calculation of nonaqueous exchangeable hydrogen in man. *American Journal of Physiology*. 232, 54-59.

Cutlip, R. G., Mancinelli, C., Huber, F., DiPasquale, J. (2000). Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait Posture*, 12(2), 134-138.

Dansgaard, W. (1964). Stable isotopes in precipitation. *Tellus*, 16, 436-468.

Daunce, M. J., Murgatroyd, P. R., Cole, T. J. (1978). A human calorimeter for the direct and indirect measurement of 24 h energy expenditure. *British Journal of Nutrition*, 39 (3), 557-566.

Dauncey, M. J., James, W. P. T. (1979). Assessment of the heart rate method for determining energy expenditure in man, using a whole-body calorimeter. *British Journal of Nutrition*, 42, 1-13.

Dauncy, M. J., Murgatroyd, P. R., Cole, T. J. (1978). A human calorimeter for the direct and indirect measurement of 24-hour energy expenditure. *British Journal of Nutrition*, 39, 557-66.

De Backer, G., Kornitzer, M., Sobolski, J., Dramaix, M., Degre, S., de Marneffe, M., Denolin, H. (1981). Physical activity and physical fitness levels of Belgian males aged 40–55 years. *Cardiology*, 67, 110–128.

De Cocker, K., Cardon, G., De Bourdeaudhuij, I. (2007). Pedometer-determined physical activity and its comparison with the International Physical Activity Questionnaire in a sample of Belgian adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78, 429–437.

DeLany, J. P., Schoeller, D. A., Hoyt, R. W., et al. (1989). Field use of D2 18O to measure energy expenditure of soldiers at different energy intakes. *Journal of Applied Physiology*, 67, 1922–29.

Dill, D. B., Consolazio, C. F. (1962). Response to exercise as related to age and environmental temperature. *Journal of Applied Physiology*, 17, 645.

Dixon, W. J. (Hrsg.) (1965). *BMD Biomedical Computer Programs*. Los Angeles: Univ. Calif. Press.

Duffield, R., Dawson, B., Pinnington, H. C., Wong, P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *Journal of Science in Sports*, 7, 11-22.

Durnin, J. V. G. A., Passmore, R. (1967). *Energy, work, and leisure*. London: Heinemann Educational Books Ltd.

Durnin, J. V. O. A., Brockway, J. M. (1959). Determination of the total daily energy expenditure in man by indirect calorimetry: assessment of the accuracy of a modern technique. *British Journal of Nutrition*, 13, 41.

Eason, K. E., Masse, L. C., Kelder, S. H., Tortolero, S. R. (2002). Diary days needed to estimate total activity and activity by dimension. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 1308–1315

Ebbeling, C. B., Ward, A., Puleo, E. M., Widrick J., Rippe, J. M. (1991). Development of a single-stage submaximal treadmill walking test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 966-973.

Edgecomb, S. J., Norton, K. L. (2006). Comparison of global positioning and computer-

based tracking systems for measuring player movement distance during Australian football. *Journal of Sport Science and Medicine*, 9 (1-2), 25-32.

Eisenmann, J. C., Brisko, N., Shadrick, D., Welsh, S. (2003). Comparative analysis of the Cosmed Quark b2 and K4b2 gas analysis systems during submaximal exercise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43, 150-155.

Ekelund, U., Yngve, A., Sjöström, M., Westerterp, K. (2000). Field evaluation of the Computer Science and Application's Inc. Activity monitor during running and skating training in adolescent athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 586–592.

El-Radhi, A. S., Barry, W. (2006) Thermometry in paediatric practice. *Archives of Disease in Childhood*, 91, 351-6.

Escobar-Chaves, S. L., Tortolero, S. R., Masse, L. C., Watson, K. B., Fulton, J. E. (2002). Recruiting and retaining minority women: findings from the Women On The Move study. *Ethnicity & Disease*, 12, 242–251.

FAO/WHO/UNU (1985). Report of a joint expert consultation. Energy and protein requirements. Geneva: World Health Organization, (WHO technical report series 724.)
Farnell, S., Maxwell, L., Tan, S., Rhodes, A. (2005). Temperature measurement: comparison of non-invasive methods used in adult critical care. *Journal of Clinical Nursing*, 14, 632-9.

Field, C. R., Schoeller, D. A., Brown, K. H. (1987). Calculation of percent hydration of fat-free mass during recovery from marasmus. In: *In Vivo Body Composition Studies* (Ellis, K. J., Yasumura, S. and Morgan, W. D., eds.), Institute of Physical Sciences in Medicine, London, 138-143.

Flouris, A. D., Cheung, S. S., Fowles, J. R., Kruisselbrink, L. D., Westwood, D. A., Carrillo, A. E., Murphy, R. J. (2006). Influence of body heat content on hand function during prolonged cold exposures. *Journal of Applied Physiology*, 101, 802–808.

Fogelholm, M., Hillokorpi, H., Laukkanen, R., Oja, P., Lichtenbelt, W. V.M., Westerterp, K. (1998). Assessment of energy expenditure in overweight women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1191–1197.

Folk, G. E., Riedesel, M. L., Thrift, D. L. (1998). Principles of Integrative Environmental Physiology. Iowa: Austin and Winfield Publishers.

Freedson, P. S., Melanson, E., Sirard, J. (1998). Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 777–781.

Freedson, P. S., Melanson, E., Sirard, J. (1998). Familial aggregation in physical activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 30, 777–781.

Fogelholm, M. H., Hillokorpi, H., Laukkanen, R., et al. (1998). Assessment of energy expenditure in overweight women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1191–97.

Gagge, A. P., Fobelets, A. P., Bergland, L. G. (1986) A standard predictive index of human response to the thermal environment. *ASHRAE Trans*, 92, 709–731

Gagge, A. P., Gonzales, R. R. (1996). Mechanisms of heat exchange: biophysics and physiology. In: *Handbook of Physiology. Environmental Physiology*. Bethesda, MD. American Physiological. Society, vol. 1, sect. 4, chapt. 4, 45–84.

Gandhi, O. P., Lazzi, G., Furse, C. S. (1996). Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1,900 MHz. *IEEE Microwave Theory and Technic*, 44, 1884–1897.

Gardner, A. W., Poehlman, E. T. (1998). Assessment of free-living daily physical activity in older claudicants: validation against the doubly labelled water technique. *Journal Gerontology Medical Science*, 53A, M275–M80.

Gayle, R. H. Montoye, J., Philpot, J. (1977). Accuracy of pedometers for measuring distance walked. *Research Quarterly*, 48, 632-636.

Geddes, L. A., Baker, L. E. (1967). The specific resistance of biological material—a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Medical and Biological Engineering*, 5, 271–293.

Gibson, J. G., Evelyn, K. A. (1938). Clinical studies of the blood volume IV. Adaptation of the method to the photoelectric microcolorimeter. *Journal of Clinical Investigation*, 17, 153–9.

Gisolfi, C. V. (1996). Fluid balance and optimal performance. *Nutrition Review*, 54, 159-168.

Gisolfi, C. V., Mora, F. (2000). *The Hot Brain: Survival, Temperature and the Human Body*. Massachusetts: MIT Press, 1-13, 94-119, 157-63, 171-4, 191-215.

Godin, G., Shephard, R. J. (1985). A simple method to assess exercise behaviour in the community. *Canadian Journal of Applied Sport* 5th, 10, 141-6.

Goldberg, G. R., Prentice, A. M., Davies, H. L., Murgatroyd, P. R. (1988) Overnight and basal metabolic rates in men and women. *European Journal of Clinical Nutrition*, 42, 137-44.

Goldsmith, R., Miller, D. S., Mumford, P., Stott, M. J. (1966), *Journal of Physiology*, London, 189, 35.

Gonzalez-Alonso, J., Teller, C., Andersen, S. L., Jensen, F. B., Hyldig, T., Nielsen, B. (1999). Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1032-9.

Haddock, B. J., Merow, D. L., Swanson, M. S. (1996). The falling grace of axillary temperature. *Pediatric Nursing*, 22, 121-5.

- Haggarty, P., McGaw, B. A. (1988). Energy expenditure of elite female athletes measured by the doubly-labelled water method. *Proceedings of Nutrition Society*, In press.
- Hanish, H. M., Neustein, R. A., van Cott, C. C., Saunders, R. T. (1971). Technical aspects of monitoring the heart rate of active persons. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24 (1), 155-63.
- Hardy, J. D., DuBois, E. F. (1938). The technique of measuring radiation and convection. *Journal of Nutrition*, 15, 461–475.
- Hardy, J. D., Stolwijk, J. A. (1966). Partitional calorimetric studies of man during exposures to thermal transients. *Journal of Applied Physiology*, 21, 1799–1806.
- Haskell, W., Lee, I., Pate, R., Powell, K., Blair, S., Franklin, B., Macera, C., Heath, G., Thompson, P., Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 1423–1434.
- Hatano, Y. (1993). Use of pedometer for promoting daily walking exercise. *International Council for Health, Physical Education, and Recreation*, 29, 4-8.
- Hatano, Y. (1997) Prevalence and use of pedometer. *Research Journal of Walking*, 1, 45–54.
- Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., Goldberger, A. L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78(1), 349-358.
- Hausdorff, J. M., Purdon, P. L., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., Goldberger, A. L. (1996). Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *Journal of Applied Physiology*, 80(5), 1448-1457.
- Hauswirth, C., Bigard, A. X., Le Chevalier, J. M. (1997). The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 449-453
- Havenith, G. (2001). Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response. *Journal of Applied Physiology*, 90, 1943–1954.
- Hedelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (Suppl.), 449.
- Heil, D. P. (2002). Estimating energy expenditure in wildland fire fighters using a physical activity monitor. *Applied Ergonomics*, 33, 404–13.
- Hedelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 442–449.

Herren, R., Sparti, A., Aminian, K., Schutz, Y. (1999). The prediction of speed and incline in outdoor running in humans using accelerometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7), 1053-1059.

Hey, E. N., Katz, G. (1969). Evaporative water loss in the new-born baby. *Journal of Physiology*, 200, 605-619.

Hiilloskorpi, H., Manttari, A., Pasanen, M. (1999). The comparison between three different respiratory gas-analyzers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, S. 354.

Hirasaki, E., Moore, S. T., Raphan, T., Cohen, B. (1999). Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion. *Experimental Brain Research*, 127(2), 117-130.

Hornbuckle, L. M., Bassett, D. R. Thompson, D. L. (2005). Pedometer-determined walking and body composition variables in African-American women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 1069–1074.

Horstman, D. H., Horvath, S. M. (1972). Cardiovascular and temperature regulatory changes during progressive dehydration and euhydration. *Journal of Applied Physiology*, 33, 446–450.

Hoyt, R. W., Jones, T. E., Stein, T. P. et al. (1991). Doubly labeled water measurement of human energy expenditure during strenuous exercise. *Journal of Applied Physiology*, 71, 16–22.

Hoyt, R. W., Knapik, J. J., Lanza, J. F., et al. (1994). Ambulatory foot contact monitor to estimate metabolic cost of human locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 76, 1818–22.

Hu, K., Ivanov, P. C., Chen, Z., Carpena, P., Eugene Stanley, H. (2001). Effect of trends on detrended fluctuation analysis. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, 64(1 pt 1).

Hultquist, C. N., Albright, C., Thompson, D. L. (2005). Comparison of walking recommendations in previously inactive women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 676–683.

Illesley, A. H., Rutten, A. J., Runciman, W. B. (1983). An evaluation of body temperature measurement. *Anesthesia and Intensive Care*, 11, 31-9.

Iones, P. H. J., Winthrop, L., Schoeller, D. A., Filler, R. M., Swyer, P. R., Smith, J., Hein, T. (1988). Evaluation of doubly labeled water for measurement of energy expenditure during changing nutrition. *American Journal of Clinical Nutrition*, 47, 799-804.

Jackson, A. S., Pollock, M. L. (1985). Practical assessment of body composition. *Physical Sportsmedicine*, 13 (5), 76-90.

Janz, K. F., Cassady, S. L., Barr, R. N., Kelly, J. M. (1995). Monitoring exercise in children and adolescents with cystic fibrosis: validation of the CSA monitor. *Cardiopulmonary Physical Therapy*, 6, 3-8.

Janz, K. F., Witt, J., Mahoney, L. T. (1995). The stability of children's physical activity as measured by accelerometry and self-report. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 1326-1332.

Jay, O., Garipey, L. M., Reardon, F. D., Webb, P., Ducharme, M. B., Ramsay, T., Kenny, G. P. (2007). A three-compartment thermometry model for the improved estimation of changes in body heat content. *American Journal of Physiology Regulatory Integrative Comparative Physiology*, 292, R167–R175.

Johnson, R. K., Russ, J., Goran, M. I. (1998). Physical activity related energy expenditure in children by doubly labeled water compared with the Caltrac accelerometer. *International Journal of Obesity Related Metabolic Disorder*, 22, 1046–1052.

Jones, P. J. H., Winthrop, A. L., Schoeller, D. A., Swyer, P. R., Smith, I., Filler, R. M., Heim, T. (1987). Validation of doubly labeled water for assessing energy expenditure in infants. *Pediatric Research*, 21, 242-246.

Karesh, M. J. (1984). Axillary temperature as a screening test for fever in children. *Journal of Pediatric*, 104, 596-9.

Kemper, H. C. G., Verschur, R. (1977). Validity and reliability of pedometers in habitual activity research. *European Journal of Applied Physiology*, 37 (7), 1-82.

Kerrigan, D. C., Viramontes, B. E., Corcoran, P. J., LaRaia, P. J. (1995). Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(1), 3-8.

Keys, A. (1980). Overweight, obesity, coronary heart disease, and mortality. *Nutrition Review*, 38, 297–307.

King, W. W., Hadley, N. F. (1979). Water flux and metabolic rates of free of free-roaming scorpions using the doubly labelled water techniques. *Physiological Zoology*, 52, 176-189.

Klein, P. D., James, W. P. T., Wong, W. W., Irving, C. S., Murgatroyd, P. R., Cabrera, M., Dallosso, H. M., Klein, E. R., Nichols, B. L. (1984). Calorimetric validation of the doubly labelled water method for determination of energy expenditure in man. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 38C, 95-106.

Kolka, M. A., Levine, L., Stephenson, L. A. (1997). Use of ingestible telemetry sensor to measure core temperature under chemical protective clothing. *Journal of Thermal Biology*, 22, 343-9.

Kram, R., Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: a new perspective. *Nature*, 346, 257–67

Kuczmarski, R. J., Flegal, K. M., Campbell, S. M., Johnson, C. L. (1994). Increasing prevalence of overweight among US adults—the National Health and Nutrition Examination Surveys 1960–1991. *Journal of American Medicine Association*, 272, 205–11.

Kuno, Y. (1956) *Human Perspiration*, p. 30, Thomas, Springfield, IL.

Larsson, P. (2003). Global positioning system and sport-specific testing. *Sports Medicine*, 33(15):1093-1101.

Larsson, P., Burlin, L., Jakobsson, E., Henriksson-Larsen, K. (2002). Analysis of performance in orienteering with treadmill tests and physiological field tests using a differential global positioning system. *Journal of Sports Science*, 20(7), 529-535.

Larsson, P., Henriksson-Larsen, K. (2001). The use of dGPS and simultaneous metabolic measurements during orienteering. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1919-24.

Le Masurier, G. C., Sidman, C. L., Corbin, C. B. (2003). Accumulating 10,000 steps: does this meet current physical activity guidelines? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74, 389–394.

Lee, I. M., Sesso, H. D., Paffenbarger, R. S. Jr. (2000). Physical activity and coronary heart disease risk in men: does the duration of exercise episodes predict risk? *Circulation*, 102, 981–986.

Lee, S.M., Williams, W. J., Fortney Schneider, S. M. (2000). Core temperature measurement during supine exercise: esophageal, rectal, and intestinal temperatures. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 71, 939-45.

Leenders, N. Y. J. M., Sherman, W. M., Nagaraja, H. N., Kien, C. L. (2001). Evaluation of methods to assess physical activity in free-living conditions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1233–40.

Leenders, N. Y., Nelson, T. E., Sherman, W. M. (2003) Ability of different physical activity monitors to detect movement during treadmill walking. *International Journal of Sports Medicine*, 24, 43–50.

Lefrant J., Y., Muller, L., Lebris, C., Zeitoun, N. (2003). Temperature measurement in intensive care patients. *Intensive Care Medicine*, 29 (3), 414-8

Lifson, N. (1966). Theory of use of the turnover rates of body water for measuring energy and material balance. *Journal of Theoretical Biology*, 12, 46–74.

Lifson, N., Gordon, G. B., McClintock, R. (1955). Measurement of total carbon dioxide production by means of D₂ 18O. *Journal of Applied Physiology*, 7, 704–10.

Lifson, N., Gordon, G. B., Visscher, M. B., Nier, A. O. (1949). The fate of utilized

molecular oxygen and the source of heavy oxygen of respiratory carbon dioxide, studied with the aid of heavy oxygen. *Journal of Biological Chemistry*, 180, 803-811.

Lifson, N., Little, W. S., Levitt, D. G., Henderson, R. M. (1975). D2180 method for CO₂ output in small mammals and economic feasibility in man. *Journal of Applied Physiology*, 39, 657-664.

Lifson, N., McCuntock, R. (1966). Theory of use of the turnover rates of body water for measuring energy and material balance. *Journal of Theoretical Biology*, 12, 46-74.

Lim, C. L., Mackinnon, L. T. (2006). The role of exercise-induced immune system disturbances in the pathology of heat stroke: The dual pathway model of heat stroke. *Sports Medicine*, 36, 39-64.

Litter, W. A., Honour, A. J., Sleight, P., Statt, F. D. (1972). *British Medicine Journal*, 3, 76.

Liu, K., Stamler, J., Dyer, A., McKeever, J., et al. (1978). Statistical methods to assess and minimize the role of intra-individual variability in obscuring the relationship between dietary lipids and serum cholesterol. *Journal of Chronic Disease*, 31, 399-418.

Livingstone, M. B., Coward, W. A., Prentice, A. M., et al. (1992). Daily energy expenditure in free-living children: comparison of heart-rate monitoring with the doubly labeled water (2H₂ 18O) method. *American Journal of Clinical Nutrition*, 56, 343-52.

Livingstone, M., Coward, W. A., Prentice, A. M., et al. (1992). Daily energy expenditure in free-living children: comparison of heart rate monitoring with the doubly labeled water (2H₂18O) method. *American Journal of Clinical Nutrition*, 56, 343-52.

Livingstone, M., Prentice, A. M., Coward, W., et al. (1990). Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labelled water method and heart-rate monitoring. *American Journal of Clinical Nutrition*, 52, 59-65.

Livingstone, S. D. (1967). Calculation of mean body temperature. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 46, 15-17.

Lohman, T. G., Roche, A. F., Martorell, R. (1996). *Anthropometric Standardization Reference Manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Lucia, A., Fleck, S. J.; Gotshall, R. W.; Kearney, J. T. (1993). Validity and reliability of the Cosmed K2 instrument. *International Journal of Sports Medicine*, 14, 380-386

Lundgren, N. P.V. (1943). The physiological effect of time schedule work on lumber workers. *Acta Physiologica Scandinavica*, 13 (Suppl.1), 15-20.

Lusk, G. (1924). Animal calorimetry. XXIV Analysis of the oxidation of mixtures of carbohydrate and fat. A correction. *Journal of Biological Chemistry*, 59, 41-2.

Macfarlane, D. J. (2001). Automated metabolic gas analysis systems. *Sports Medicine*, 31, 841-861.

Mahoney, M., Freedson, P. (1990). Assessment of physical activity form caltrac and Baecke questionnaire techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 80.

Malchaire, J., Kampmann, B., Havenith, G., Mehnert, P., Gebhardt, H. J. (2000). Criteria for estimating acceptable exposure times in hot working environments: a review. *International Archive of Occupational Environmental Health*, 73, 215–220.

Malhorta, M. S., Gupta, J. S., Rai, R. M. (1963). Pulse count as a measure of energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*, 18, 994.

Masse, L. C., Heesch, K. C., Fulton, J. E. (2002). Rater's objectivity in using the Compendium of Physical Activities to code physical activity diaries. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 6, 207–224.

Matthews, C. E. (2005). Calibration of accelerometer output for adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 512–522.

Matthews, D. E., Gilker, C. D. (1995). Impact of the H-2 and O-18 pool size determinations on the calculation of total energy expenditure. *Obesity Research*, 3, 21–9.

Maxfield, M. E. (1971). The indirect measurement of energy expenditure in industrial situations. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24, 1126-38.

Mayagoitia, R. E., Nene, A. .V., Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 537-542.

Mayfield, S. R., Bhatia, J., Nakamura, K. T., Rios, G. R., Bell, E. F. (1984). Temperature measurement in term and preterm neonates. *Journal of Pediatrics*, 104, 271-5.

McArdle, W. D., Katch, F. L, Katch, V. L. (1996). *Exercise Physiology. Energy Nutrition and Human Performance*. Baltimore: Williams and Wilkins

McKenzie, J. E., Osgood, D. W. (2004). Validation of a new telemetric core temperature monitor. *Journal of Thermal Biology*, 29, 605-11.

McKinnon, J. B., (1974). In *Biotelemetry II. 2nd International Symposium*, p.67 (P. A. Neukomm, editor).

Medbo, J. I., Mamen, A., Welde, B., von Heimburg, E., Stokke, R. (2002). Examination of the Metamax I und II oxygen analysers during exercise studies in the laboratory. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*, 62, 585-598.

Meijer, G. A. L., Westerterp, K. R., Verhoeveb, F. M. H., Koper, H. B. M., Hoor, F. T. (1991). Methods to assess physical activity with spezial reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE Trans Biomedical Engineering*, 38, 221-228.

- Mekjavic, I. B., Rempel, M. E. (1990). Determination of esophageal probe insertion length based on standing and sitting height. *Journal of Applied Physiology*, 69, 376–379.
- Melanson, E. L., Freedson, P. S., Hendelamn, D., Debold, E. (1996). Reliability and validity of a portable metabolic measurement system. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21, 109-119.
- Melanson, E., Freedson, P. S. (1995). Validity of the Computer Science and Applications, Inc. activity monitor. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 934-940.
- Miller, R., Brown, W. (2004). Meeting physical activity guidelines and average daily steps in a working population. *Journal of Physical Activity and Health*, 1, 217–225.
- Miller, R., Brown, W., Tudor-Locke, C. (2006). But what about swimming and cycling? How to 'count' non-ambulatory activity when using pedometers to assess physical activity? *Journal of Physical Activity and Health*, 3, 257–266.
- Mizuno, C., Yoshida, T., Udo, M. (1990). Estimation of energy expenditure during walking and jogging by using an electro-pedometer. *Annals of Physiological Anthropology*, 9, 283-289.
- Mohr, M., Krstrup, P., Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sports Science*, 21 (7), 519-528.
- Montoye, H. J. (1988). Activity instrumentation. In: Webster JG, ed. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York: John Wiley and Sons, 1-15.
- Montoye, H. J. (1988). Use of movement sensors in measuring physical activity. *Science and Sports*, 3, 223-236.
- Montoye, H. J. (1995). *Measuring Physical Activity and Energy Expenditure*. Champaign IL: Human Kinetics Publishers, 72-96.
- Montoye, H. J., Kemper, H. C. G., Saris, W. H. M., Washburn, R. A. (1996).: *Measuring Physical Activity and Energy Expenditure*. Champaign, (IL): Human Kinetics.
- Montoye, H. J., Washburn, R., Servais, S., et al. (1983). Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15, 403-407.
- Moran, D. S., Mendal, L. (2002). Core temperature measurement: methods and current insights. *Sports Medicine*; 32, 879-85.
- Moss, A. J., Wynan, B. (1970). Tachycardia in house officers presenting cases at grand rounds. *Annals of Internal Medicine*, 72, 255-6.
- Mullen, R. K. (1970). Respiratory metabolism and body water turnover rates of

Perognatus formosus in its natural environment. *Comparative Biochemistry and Physiology*, 32, 259–65.

Mullen, R. K. (1973) The D₂ 18O method of measuring the energy metabolism of free-living animals. In: Gessaman JA, ed. *Ecological energetics of homeotherms*. Logan, UT: Utah State University Press, 32–43.

Nadel, E. R., Bergh, U., Saltin, B. (1972). Body temperatures during negative work exercise. *Journal of Applied Physiology*, 33, 553–558.

Nagy KA. Water and electrolyte budgets of a free-living desert lizard, *Sauromalus obesus*. *Journal of Comparative Physiology*, 79, 39–62.

Nagy, K. (1980). CO₂ production in animals: analysis of potential errors in the doubly labeled water method. *American Journal of Physiology*, 238, 466–473.

National Institutes of Health, National Heart Lung, and National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases. (1998) *Clinical Guidelines on the Identification, Evaluation, and Treatment of Overweight and Obesity in Adults: the Evidence Report*. Bethesda, MD: National Heart, Lung, and Blood Institute in cooperation with the National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (Report No. NIH 98-4083).

Nichols, J. F., Morgan, C. G., Chabot, L. E., Sallis, J. F., Calfas, K. J. (2000). Assessment of physical activity with the Computer Science and Applications, Inc., accelerometer: laboratory versus field validation. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71, 36–43.

Nielsen, B., Nybo, L. (2003). Cerebral changes during exercise in the heat. *Sports Medicine*, 33, 1–11.

Noakes, T. D., Myburgh, K. H., Du Plessis, J. (1991). Metabolic rate, not percent dehydration predicts rectal temperature in marathon runners. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 23, 443–9.

Nocedal, J., Wright, S. J. (1999). *Numerical Optimization*. New York: Springer.

Nordas, T., Leiren, S., Hansen, K. (2005). Can ear temperature measurement be used in a hospital?. *Tidsskrift Nor Laegeforen*, 125 (20), 2763–5

Norgan, N. G. (1996). Measurement and interpretation of issues in laboratory and field studies of energy expenditure. *American Journal of Human Biology*, 8, 143–58

Norris, S. R., Smith, D. J. (1999). Examination of the performance of three metabolic measurement systems. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, S. 302.

Novitsky, S., Segal, K., R., Chtr-Aryamontri, B., Guvakov, D., Katch, V. L. (1995). Validity of a new portable indirect calorimeter: the Aerosport TEEM 100. *European Journal of Applied Physiology*, 70, 462–467

O'Brien, C., Hoyt, R. W., Buller, M. J. (1998). Telemetry pill measurement of core temperature in humans during active heating and cooling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 468-72.

Paffenbarger, R. S. J., Hyde, R. T., Wing, A. L., Hsieh, C. C. (1986). Physical activity, all-cause mortality, and longevity of college alumni. *New England Journal of Medicine*, 314, 605–613.

Pandolf, K. B., Givoni, B., Goldman, R. F. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing and walking very slowly. *Journal of Applied Physiology*, 43, 577–81.

Paraschiv-Ionescu, A., Buchser, E. E., Rutschmann, B., Najafi, B., Aminian, K. (2004). Ambulatory system for the quantitative and qualitative analysis of gait and posture in chronic pain patients treated with spinal cord stimulation. *Gait Posture*, 20(2), 113-125.

Pate, R. R., Pratt, M., Blair, S. N., Haskell, W. L., Macera, C. A., Bouchard, C., Buchner, D., Ettinger, W., Heath, G. W., King, A. C., Kriska, A. M., Leon, A. S., Marcus, B. H., Morris, J., Paffenbarger, R. S. Jr., Patrick, K., Pollock, M. L., Rippe, J. M., Sallis, J. F., Wilmore, J. H. (1995). Physical activity and public health A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *Journal of the American Medicine Association*, 273, 402–407.

Paul, A. A., Southgate, D. A. T. (Hrsg.) (1978). McCance and Widdowsons' the composition of foods. London: HMSO

Payne, P. R., Wheeler, E. F., Salvosa, C. B. (1971). Prediction of daily energy expenditure from average pulse rate. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24, 1164-70.

Peel, C., Utsey, C. (1993). Oxygen consumption using the K2 telemetry system and a metabolic cart. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 396-400

Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical review. E, Statistical physics, plasmas, fluids, and related interdisciplinary topics*, 49(2), 1685-1689.

Perrin, O., Terrier, P., Ladetto, Q., Merminod, B., Schutz, Y. (2000). Improvement of walking speed prediction by accelerometry and altimetry, validated by satellite positioning. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(2), 164-168.

Philippaerts, F. M., Westerdorp, K. R., Lefevre, J. (1999). Doubly labeled water validation of three physical activity questionnaires. *International Journal of Sports Medicine*, 20, 284–289.

Pinnington, H. C., Wong, P., Tay, J., Green, D., Dawson, B. (2001). The level of accuracy and agreement in measure of FEO₂, FECO₂ and VE between the Cosmed K4B2 portable, respiratory gas analysis system and a metabolic cart. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 4, 324-335.

- Pinson, E. A., Langham, W. H. (1957). Physiology and toxicology in man. *Journal of Applied Physiology*, 10, 108-126.
- Poleman, T. T., Beeghly, W., Malton, P. McGregor, A. (1972) *he Economic Applications of Vita/rate Monitoring*. Cornell International Agriculture Development Mimeorg. 38
- Pollack. A. A., Wood E. H. (1949). Venous pressure in a saphenous vein at the ankle of man during exercise and changes in posture. *Journal of Applied Physiology*, 1, 649.
- Pols, M. A., Buenodemesquita, H. B., Ocke, M. C., Wentick, C. A., Kemper, H. C. G., Collette, H. J. A. (1995). Validity and repeatability of a modified Baecke questionnaire on physical activity. *International Journal of Epidemiology*, 24, 381–388.
- Portas, M., Rush, C., Barnes, C., Batterham, A. M. (2007). Method comparison of linear distance and velocity measurement with global positioning satellite (GPS) and time gates. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6 (Suppl. 10), 7-8.
- Poulsen, E., Asmussen, E. (1962). Energy requirements of practical jobs from pulse increase and ergometer test. *Ergonomics*, 5, 33.
- Prentice, A. M. (1990). The doubly labelled water method for measuring energy expenditure, technical recommendations for use in humans. Nahres-4. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Prentice, A. M., Black, A. E., Coward, W. A., Davies, H. L., Goldberg, G. R., Murgatroyd, P. R., Ashford, J., Sawyer, M., Whitehead, R. (1986). High levels of energy expenditure in obese women. *British Medicine Journal*, 292, 983-987.
- Prentice, A. M., Coward, W. A., Davies, H. L., et al. (1985). Unexpectedly low levels of energy expenditure in healthy women. *Lancet*, 1, 1419–22.
- Prentice, A. M., Coward, W. A., Whitehead, R. G. (1984). Measurement of energy expenditure by the doubly-labelled water method. In: Nestle Foundation. Annual report. Lausanne, Switzerland, 6, 1-9.
- Prentice, A. M., Goldberg, G. R., Murgatroyd, P. R., Cole, T. J. (1996). Physical activity and obesity: problems in correcting expenditure for body size. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorder*, 20, 688–691.
- Prieur, F., Castells, J., Denis, C. (2003). A methodology to asses the accuracy of a portable metabolic system (VmaxST). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 879-885.
- Pugh, L. G. C. E., Corbett, J. L., Johnson, R. H. (1967). Rectal temperatures, weight losses and sweat rates in marathon running. *Journal of Applied Physiology*, 23, 347-52.
- Pusnik, I., Drnovsek, J. (2005). Infrared ear thermometers - parameters influencing their reading and accuracy. *Physiological Measurement*, 26, 1075-84.
- Racette, S. B., Schoeller, D. A., Luke, A. H., Shay, K., Hnilicka, J., Kushner, R. F.

- (1994). Relative dilution spaces of 2H- and 18O-labeled water in humans. *American Journal of Physiology*, 30, E585–90.
- Rampinini, E., Coutts, A. J., Castagna, C., Sassi, R., Impellizzeri, F. M. (2007). Variation in top-level soccer performance. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (12), 1018-1024.
- Rampinini, E., Impellizzeri, F. M., Castagna, C., Coutts, A. J., Wisloff, U. (2009). Technical performance during soccer matches of the Italian Serie A league: effect of fatigue and competitive level. *Journal of Sport Science and Medicine*, 12 (1), 227-233.
- Reardon, F. D., Leppik, K. E., Wegmann, R., Webb, P., Ducharme, M. B., Kenny, G.P. (2006). The Snellen human calorimeter revisited, re-engineered and upgraded: design and performance characteristics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 721–728.
- Richardson, J. F. (1971). Heart rate in middle-aged men. *American Journal of Clinical Nutrition*, 24, 1476-81
- Richardson, M. T., Leon, A. S., Jacobs, D. R., Ainsworth, B. E., Serfass, R. (1993). Comprehensive evaluation of the Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire. *Journal of Clinical Epidemiology*, 47, 271-281.
- Roberts, S. B., Coward, W. A., Schlingenseipen, K. H., Nohra, V., Lucas, A. (1986). Comparison of the doubly labeled water (2H₂ 18O) method with indirect calorimetry and a nutrient balance study for simultaneous determination of energy expenditure, water intake, and metabolizable energy intake in preterm infants. *American Journal of Clinical Nutrition*, 44, 315–22.
- Roberts, S. B., Coward, W. A., Ewing, G., Savage, J., Cole, T. J., Lucas, A. (1988). Effect of weaning on the accuracy of the doubly labeled water method in infants. *American Journal of Physiology*, 254, R622-R627.
- Roberts, S. B., Coward, W. A., Lucas, A. (1987). Reply to letter by Wong, Butte, Garza, and Klein. *American Journal of Clinical Nutrition*, 45, 1545-1547.
- Rodriguez, D. A., Brown, A. L., Troped, P. J. (2005). Portable global positioning units to complement accelerometry-based physical activity monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (Suppl. 5), 527-581
- Rothenberg, E., Bosaeus, L., Lernfelt, B., Landahl, S., Steen, B. (1998). Energy intake and expenditure: validation of diet history by heart rate monitoring, activity diary and doubly labeled water. *European Journal of Clinical Nutrition*, 52, 832–838.
- Ruby, B. C., Schoeller, D. A., Sharkey, B. J. (2001). Evaluation of total energy expenditure (doubly labeled water) across different measurement periods during arduous work. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 145
- Rupp, M. E., Heermann, J., Uphoff, M. E. (2004). Need for a reliable system to measure body temperature. *American Journal of Infection Control*, 32, 184.

Sallis, J. Saelens, B. E. (2000). Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future directions. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 71, 1–14.

Sallis, J.F., Buono, M. J., Roby, J. A., et al. (1989). Reliability and validity of the caltrac accelerometer as a physical activity monitor for children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 112

Sallis, J.F., Buono, M. J., Roby, J. A., et al. (1990). The caltrac accelerometer as a physical activity monitor for school-age children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 698-703.

Saris, W. H. M. (1986). Habitual physical activity in children: methodology and findings in health and disease. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 18, 253-63.

Saris, W. H. M., Binkhorst, R. A. (1977). The use of pedometer and actometer in studying daily physical activity in man. Part I Reliability of pedometer and actometer. *European Journal of Applied Physiology*, 37, 219-28.

Saris, W. H. M., Snel, P., Baecke, J., van Waesberghe, F., Binkhorst, R. A. (1977). A portable miniature solid-state heart rate recorder for monitoring daily physical activity. *Biotelemetry*, 4, 131-40.

Saris, W. H. M., Snel, P., Binkhorst, R. A. (1977). A portable heart rate distribution recorder for studying daily physical activity. *European Journal of Applied Physiology*, 37, 17-25.

Sato, K. (1993). The mechanism of eccrine sweat secretion. In Gisolfi, C. V., Lamb, D. R., Nadel, E. R. (Hrsg), *Exercise, Heat, and Thermoregulation*. Indiana:

Sawka, M. N., Wenger, C. B. (1998). Physiologic response to acute exercise heat stress. In Gonzalez, R. R, (Hrsg.) *Human Performance Physiology and Environmental Medicine at Terrestrial Extremes*. Benchmark Press, 97-151.

Schoeller, D. A. (1983). Energy expenditure from doubly labeled water: some fundamental considerations in humans. *American Journal of Clinical Nutrition*, 38, 999-1005.

Schoeller, D. A. (1988). Measurement of energy expenditure in free-living humans by using doubly-labeled water. *Journal of Nutrition*, 118, 1278–89.

Schoeller, D. A., Iones, P. J. H., (1987). Measurement of total body water by isotope dilution: a unified approach to calculations. In: *In Vivo Body Composition Studies* (Ellis, K. J., Yasumura, S. and Morgan, W. D. eds.), Institute of Physical Sciences in Medicine, London, 131-137.

Schoeller, D. A., Leitch, C. A., Brown, C. (1986). Doubly labeled water method: in vivo oxygen and hydrogen isotope fractionation. *American Journal of Physiology*, 20, 1137-1143.

- Schoeller, D. A., Ravussin, E., Schultz, Y., Acheson, K. J., Baertschi, P., Jequier, E. (1986). Energy expenditure by doubly labelled water: validation in humans and proposed calculation. *American Journal of Physiology*, 250, R823–30.
- Schoeller, D. A., Taylor, P. B. (1987). Precision of the doubly labelled water method using the two-point calculation. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 41C, 215-22.
- Schoeller, D. A., Van Santen, E. (1982). Measurement of energy expenditure in humans by doubly labeled water method. *Journal of Applied Physiology*, 53, 955-959.
- Schoeller, D. A., Van Santen, E., Peterson, D. W., Dietz, W., Jaspan, J., Klein, P. D. (1980). Total body water measurement in humans with ¹⁸O and ²H labeled water. *American Journal of Clinical Nutrition*, 33, 2686-2693.
- Schoeller, D. A., Webb, P. (1984). Five-day comparison of the doubly labelled water method with respiratory gas exchange. *American Journal of Clinical Nutrition*, 40, 153-8.
- Schoeller, D. A., Kushner, R. F., Taylor, P., Dietz, W. H., Bandini, L. (1985). Measurement of total body water: isotope dilution techniques. In: *Sixth Ross Conference on Body Composition Assessments in Youth and Adults* (Roche, A. F., ed.), Ross Laboratories, Columbus, OH, 124-129
- Schofield, W. N. (1985). Predicting basal metabolic rate, new standards and review of previous work. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 39C(suppl), 5-41.
- Schofield, W. N., Schofield, C., James, W. P. T. (1985). Basal metabolic rate. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 39C (suppl 1), 1-96.
- Scholander P. F. (1974). Analyzer for accurate estimation of respiratory gases in one-half cubic centimetre samples. *Journal of Biological Chemistry*, 167, 235-250
- Schulz, H., Helle, S., Heck, H. (1997). The validity of the telemetric system Cortex X1 in the ventilatory and gas exchange measurement during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 454-457.
- Schulz, S., Westerterp, K. R., Bruck, K. (1989). Comparison of energy expenditure by the doubly labeled water technique with energy intake, heart rate, and activity recording in man. *American Journal of Clinical Nutrition*, 49, 1146–54.
- Schutz, Y., Chambaz, A. (1997). Could a satellite-based navigation system (GPS) be used to assess the physical activity of individuals on earth? *European Journal of Clinical Nutrition*, 51(5), 338-339.
- Schutz, Y., Herren, R. (2000). Assessment of speed of human locomotion using a differential satellite global positioning system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(3), 642-646.
- Schutz, Y., Weinsier, S., Terrier, P., Durrer, D. (2002). A new accelerometric method to assess the daily walking practice. *International Journal of Obesity Related Metabolic*

Disorder, 26(1), 111-118.

Sequeira, M. M., Rickenbach, M., Wietlisbach, V., Tullen, B. Schutz, Y. (1995). Physical activity assessment using a pedometer and its comparison with a questionnaire in a large population study. *American Journal of Epidemiology*, 142, 989–999.

Servais, S. B., Webster, J. G., Montoye, H. J. (1984). Estimating human energy expenditure using an accelerometer device. *Journal of Clinical Engineering*, 159-173.

Shapiro, Y., Seidman, D. S. (1990). Field and clinical observations of exertional heat stroke patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 6-14.

Sharp, R. W., Breeyear, J. J., Simmons, K. R. (1974). Improved temperature telemetry system. *Journal of Applied Physiology*, 37, 617-9.

Sheng, H. P., Huggins, R. A. (1979). A review of body composition studies with emphasis on body water and fat. *American Journal of Clinical Nutrition*, 32, 630-647.

Shephard, F. K. (1989) Assessment of physical activity and energy needs. *American Journal of Clinical Nutrition*, 50, 1195–1200.

Simunic, D., Wach, P., Renhart, W., Stollberger, R. (1996). Spatial distribution of high-frequency electromagnetic energy in human head during MRI: numerical results and measurements. *IEEE Trans Biomededical Engineering*, 43, 88–94.

Singh, J., Coward, W. A., Prentice, A. M., Ashford, J., Sawyer, M., Diaz, E., Whithead, R. G. (1988). Doubly-labelled water measurements of energy expenditure in Cambian women during the agricultural season. *Proceedings of Nutrition Society*, In press.

Snellen, J. W. (1966). Mean body temperature and the control of thermal sweating. *Acta Physiological Pharmacological*, 14, 99–174,

Snellen, J. W. (2000). An improved estimation of mean body temperature using combined direct calorimetry and thermometry. *European Journal of Applied Physiology*, 82, 188–196.

Spady, D. W. (1980). Total daily energy expenditure of healthy, free ranging school children. *American Journal of Clinical Nutrition*, 33, 766-75.

Speakman, J. R. (1987). Calculation of CO₂ production in doubly labelled water studies. *J. Theor. Biol.* 126: 101-104. 39. NAGY, K. A. & COSTA, D. P. (1980) Water flux in animals: analysis of potential errors in the tritiated water method. *American Journal of Physiology*, 238, 454-465.

Speakman, J. R. (1997). Doubly labelled water: theory and practice. London: Chapman and Hall.

Speakman, J. R., Nair, K. S., Goran, M. I. (1993). Revised equations for calculating CO₂ production from doubly labelled water in humans. *American Journal of Physiology*,

264, E912–7.

Speakman, J. R., Racey, P. A. (1986). Measurement of CO₂ production by the doubly labeled water technique. *Journal of Applied Physiology*, 61, 1200-1202.

SPSS Inc. (1989). Statistical package for social science/PC. SPSS/PC+ update for v 3.0 and v 3.1. Chicago: SPSS Inc.

Spurr, G. B., Prentice, A. M., Murgatroyd, P. R., Goldberg, O. R., Reina, J. C., Christman, N. T. (1988). Energy expenditure using minute-by-minute heart rate recording: comparison with indirect calorimetry. *American Journal of Clinical Nutrition*, 48, 552-9.

Spurr, G. B., Reina, J. C. (1987). Marginal malnutrition in school-aged Colombian girls: dietary intervention and daily energy expenditure. *Human Nutrition Clinical Nutrition*, 41C, 93-104.

Spurr, G. B., Reina, J. C., Barac-Nieto, M. (1986). Marginal malnutrition in school-aged Colombian boys: metabolic rate and estimated daily energy expenditure. *American Journal of Clinical Nutrition*, 44 (1), 13-26.

Staten, L. K., Taren, D. L., Howell, W. H., Tobar, M., Poehlman, E. T., Hill, A., Reid, P. M., Ritenbaugh, C. (2001). Validation of the Arizona activity questionnaire using the doubly labeled water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1959–1967.

Stein, T. P., Hoyt, R. W., Settle, R. G., Otolle, M., Hiller, W. D. B. (1987). Determination of energy expenditure during heavy exercise, normal daily activity, and sleep using the doublylabelled- water (2H₂¹⁸O)method. *American Journal of Clinical Nutrition*, 45, 534-539.

Stein, T. P., Johnson, F. E., Greiner, L. (1987). Energy expenditure and socioeconomic status in Guatemala as measured by the doubly-labelled water method. *Federation, Proceeding*, 46, 1184.

Stitt, J. (1993). Central regulation of body temperature. In Gisolfi, C. V., Lamb, D. R., Nadel, E. R. (Hrsg.), *Perspectives in Exercise Science and Sports Medicine*. Indiana: Cooper Publishing Group, 2-39.

Stolwijk, J. A. (1971). *A Mathematical Model of Physiological Temperature Regulation in Man*. New Haven, CT: Pierce Laboratory, 1971. (Report of NASA Contractor CR 1855).

Stolwijk, J. A., Hardy, J. D. (1977). Control of body temperature. In: *Handbook of Physiology. Reactions to Environmental Agents*. Bethesda, MD: American Physiological. Society, sect. 9, chapt. 4, 45–84.

Storer, T. W., Bunnell, T. J., Hand, A. (1995). Validation of a new metabolic measurement cart. *International Journal of Sports Medicine*, 16, S. 101.

Strath, S. J., Bassett, D. R. Jr., Swartz, A. M. (2003). Comparison of MTI accelerometer cut-points for predicting time spent in physical activity. *International Journal of Sports*

Medicine, 24, 298–303.

Strath, S., Swartz, A. M., Bassett, D. R., O'Brien W. L., King, G. A., Ainsworth, B. E. (2000). Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (Suppl.) 465-470.

Swartz, A. M., Strath, S. J., Bassett, D. R. Jr., O'Brien, W. L., King, G. A., Ainsworth, B. E. (2000). Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 450–456.

Taylor, C. R. (1985). Force development during sustained locomotion; a determinant of gait, speed, and metabolic power. *Journal of Experimental Biology*, 115, 253–62

Taylor, H. L., Jacobs, D. R., Schucker, B., Knudsen, J., Leon, A. S. Debacker, G. (1978). Questionnaire for the assessment of leisure time physical activities. *Journal of Chronic Disease*, 31,741–755.

Terrier, P., Ladetto, Q., Merminod, B., Schutz, Y. (2000). High-precision satellite positioning system as a new tool to study the biomechanics of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1717-1722.

Terrier, P., Ladetto, Q., Merminod, B., Schutz, Y. (2001). Measurement of the mechanical power of walking by satellite positioning system (GPS). *Medicine and Science in Sports and Exercis*, 33(11), 1912-1918.

Terrier, P., Schutz, Y. (2003). Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). *European Journal of Applied Physiology*, 90(5–6), 554-561.

Terrier, P., Schutz, Y. (2005). GPS analysis of human locomotion: further evidence for long-range correlations in the stride-to-stride fluctuations of gait parameters. *Human Movement Science* in press.

Tikuisis, P. (2003). Heat balance precedes stabilization of body temperatures during cold water immersion. *Journal of Applied Physiology*, 95, 89–96.

Todd, K. S., Hudes, M., Calloway, D. H. (1983). Food intake measurement: problems and approaches. *American Journal of Clinical Nutrition*, 37, 139-146.

Tong, K., Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21(2), 87-94.

Troiano, R. P. (2005). A timely meeting: objective measurement of physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 487–489.

Troped, P.J., Oliveira, M. S., Matthews, C. E., et al. (2008). Prediction of activity mode with globale positioning system and accelerometer data. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40 (5), 972-978.

Trost, S. G. (2001). Objective measurement of physical activity in youth: current issues,

future directions. *Exercise and Sport Science Review*, 29 (1), 32-36.

Trost, S. G., Ward, D. S., Moorehead, S. M., Watson P. D., Riner, W., Burke, J. R. (1998). Validity of the computer science and applications (CSA) activity monitor in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 629-633.

Tucker, R., Marle, T., Lambert, E. V., Noakes, T. D. (2006). The rate of heat storage mediates an anticipatory reduction in exercise intensity during cycling at a fixed rating of perceived exertion. *Journal of Physiology*, 574, 905–915.

Tudor-Locke, C., Bassett D. R. (2004). How many steps per day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. *Sports Medicine*, 34, 1–8.

Tudor-Locke, C., Ham, S., Macera, C., Ainsworth, B. E., Kirtland, K. A., Reis, J. P., Kimsey, Jr. C. D. (2004). Descriptive epidemiology of pedometer-determined physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 1567–1573.

Tudor-Locke, C., Lind, K. A., Reis, J. P., Ainsworth, B. E., Macera, C. A. (2003). A preliminary evaluation of a pedometer-assessed physical activity self-monitoring survey. *Field Methods*, 15, 1–17.

Tudor-Locke, C., Sisson, S. B., Collova, T., Lee, S. M., Swan, P. D. (2005). Pedometer-determined step count guidelines for classifying walking intensity in a young ostensibly health population. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30, 666–676.

Tudor-Locke, C., Williams, J. E., Reis, J. P., Pluto, D. (2002). Utility of pedometers for assessing physical activity - convergent validity. *Sports Medicine*, 32, 795–808.

Turley, K. R., McBride, P. J., Wilmore, J. H. (1993). Resting metabolic rate measured after subjects spent the night at home vs at a clinic. *American Journal of Clinical Nutrition*, 58, 141–144.

US Department of Health and Human Services. (1996). *Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General*. Atlanta, GA: US Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion.

Vallerand, A. L., Savourey, G., Hanniquet, A. M., Bittel, J. H. (1992). How should body heat storage be determined in humans: by thermometry or calorimetry? *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 65, 286–294.

Van Raaij, J. M., Peek, M. E., Vermaat-Miedema, S. H., Schonk, C. M., Hautvast, J. G. (1988). New equations for estimating body fat mass in pregnancy from body density or total body water. *American Journal of Clinical Nutrition*, 48, 24–29.

Vandelanotte, C., De Bourdeaudhuij, I., Sallis, J., Philippaerts, R., Sjöström, M. (2005). Reliability and validity of a computerized and Dutch version of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Journal of Physical Activity and Health*, 2, 63–75.

Vanderford, M. L., Meyers, M. C., Skelly, W. A., Stewart, C. C., Hamilton, K. L. (2004).

Physiological and sport-specific skill response of Olympic youth soccer athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 334-342.

Warnold, I., Arvidsson Lenner, R. (1977). Evaluation of the heart rate method to determine the daily energy expenditure in disease. A study in juvenile diabetics. *American Journal of Clinical Nutrition*, 30 (3), 304-315.

Warnold, I., Lenner, R. A. (1977). Evaluation of the heart rate method to determine the daily energy expenditure in disease. A study in juvenile diabetics. *American Journal of Clinical Nutrition*, 30, 304-15.

Washburn, R. A., Cook, T.C., LaPorte, R. E. (1989). The objective assessment of physical activity in an occupationally active group. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 29, 279-284.

Washburn, R. A., Copay, A. G. (1997). The Computer Science and Application, Inc. (CSA) accelerometer as a measure of energy expenditure in outdoor walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 2.

Washburn, R. A., Laporte, R. E. (1988). Assessment of walking behaviour: effect of speed and monitor position on two objective physical activity monitors. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59, 83-85.

Waterfield, R. L. (1931). The effect of posture on the volume of the leg. *Journal of Physiology*, 72, 121.

Webb, P. (1993). Heat storage and body temperature during cooling and rewarming. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 66, 18–24.

Webb, P. (1995) The physiology of heat regulation. *American Journal of Physiological Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 268, R838–R850

Webb, P. (1998). Heat storage during exercise, especially in muscle. In: *Proceedings of the 8th International Conference on Environmental Ergonomics*, dited by Hodgdon JA. San Diego, CA: National Health Research Center, 121–124.

Webster, A. J. F. (1967). Continuous measurement of heart rate as an indicator of the energy expenditure of sheep. *British Jorunal of Nutrition*, 21 (3), 769- 785.

Weidner, T. G., Cranston, T., Schurr, T., Kaminsky, L. A. (1998). The effects of exercise training on the severity and duration of a viral upper respiratory illness. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1578-83.

Weissler, A. M., Leonard, J. J., Warren, J. V. (1957). Effects of posture and atropine on the cardiac output. *Journal of Clinical Investigation*, 36, 1656.

Welk, G. J. (2005). Principles in design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 501–511.

Welk, G. J., Differding, J. A., Thompson, R. W., Blair, S. N., Dziura, J., Hart, P. (2000). The utility of the Digi-Walker step counter to assess physical activity patterns. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, S481–S488.

Westerterp, K. A., Kayser, B., Brouns, F., Herry, J. P., Saris, W. H. M. (1992). Energy expenditure climbing Mt Everest. *Journal of Applied Physiology*, 73, 1815–9.

Westerterp, K. R., Bouten, C. V. (1997). Physical activity assessment: comparison between movement registration and doubly labeled water method. *Ernährungswissenschaft*, 36, 263–267.

Westerterp, K. R., De Boer, J. O., Saris, W. H. M., Schoffelen, P. F. M., Ten Hoor, F. (1984). Measurement of energy expenditure using doubly labelled water. *International Journal of Sports Medicine*, 5, 74- 75.

Westerterp, K. R., Saris, W. H. M., Van Es, M., Ten Hoor, F. (1986). Use of the doubly labeled water technique in humans during heavy sustained exercise. *Journal of Applied Physiology*, 61, 2161- 2167.

Weyand, P. G., Kelly, M., Blackadar, T., et al. (2001). Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans. *Journal of Applied Physiology*, 91, 451–58.

Wideman, L., Stoudemire, N. M., Pass, K. A., McGinnes, C. L., Gaesser, G. A., Weltman, A. (1996). Assessment of the Aerosprt TEEM 100 portable metabolic measurement system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 509-515

Wilde, B. E., Sidman, C. L., Corbin, C. B. (2002). A 10,000-step count as a physical activity target for sedentary women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72, 411–414.

Wilkinson, D. M., Carter, J. M., Richmond, V. L., Blacker, S. D., Rayson, M. P. (2008). The effect of cool water ingestion on gastrointestinal pill temperature. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 40, 523-8.

Winter, E. M. (1992) Scaling: partitioning out differences in size. *Pediatric Exercise Science*, 4, 296–301.

Witte, T. H., Wilson, A. M. (2004). Accuracy of non-differential GPS for the determination of speed over ground. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1891-1898.

Wong, W. W., Cochran, W. J., Klish, W. J., Smith, E. O'B, Lee, L. S., Klein, P. D. (1988). In vivo isotope fractionation factors and the measurement of deuterium and oxygen-18-dilution spaces from plasma, urine, saliva, respiratory water, vapor, and carbon dioxide. *American Journal of Clinical Nutrition*, 47, 1-6.

Wooley, J. B., Owen, R. B. (1977). *Comparative Biochemistry and Physiology*, 57A, 363.

Wyndham, C. H. (1977). Heat stroke and hyperthermia in marathon runners. *Annals of the N Y Academic Science*, 301, 128-38.

Yamamoto, S. Matsuoka, K., Yamada, H., Mimura, K. (1977). *Jap. J. Zootech. Science*, 48, 138.

Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., Ekelund, U. (2003). Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 320–326.

5. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Vergleich von fünf verschiedenen Pedometer Marken auf einem asphaltierten 4,88km Rundkurs	22
Abbildung 2: Prozentueller Vergleich von fünf verschiedenen Pedometer Marken auf Asphalt vs. Leichtathletik Bahn.....	23
Abbildung 3: Effekt der Laufbandgeschwindigkeit auf die prozentuelle Genauigkeit der zurückgelegten Distanz.....	26
Abbildung 4: Prozentuelle Angabe der Testpersonen die die Schrittgrenzen 7500 Schritte/Tag, 10500 Schritte/Tag und 12500 Schritte/Tag und jener die 30 min moderate bis hin zu hoher Intensität laut drei verschiedenen Fragebögen erreicht haben.....	35
Abbildung 5: Individuelle totaler Energieverbrauch (TEE) gemessen durch die Doubly labeled water Methode (DLW) und der Vorhersage von Pedometer	50
Abbildung 6: Bland-Altman Diagramm um den Unterschied im Enrgieverbrauch bei der TEEpedo und TEEdlw Methode zeigt.....	50
Abbildung 7: Gesamt Energieverbrauch (TEE) gemessen durch die Doubly labeled Water Methode (DLW) und vorhergesagt durch Pedometer	51
Abbildung 8: Regressionslinie für den gemessenen Energieverbrauch (METs) vs. CSA Schritten, für alle Aktivitäten	63
Abbildung 9: Über- bzw. Unterschätzung bei verschiedenen Tätigkeiten	65
Abbildung 10: Die Beziehung zwischen Zählungen pro Minute von einem Actigraph Beschleunigungsmesser und dem Schwankungskoeffizienten (CV)	77
Abbildung 11: Regressionslinie für die Actigraph Schritte pro Minute vs. Gemessenen Energieverbrauch für Aktivitäten deren $CV \leq 10$	80
Abbildung 12: Regressionslinie für die Actigraph Schritte pro Minute vs. Gemessenen Energieverbrauch für Aktivitäten deren $CV > 10$	80
Abbildung 13: Gemessene und geschätzte METs für die kreuzvalidierte Gruppe, die 3 verschiedene Regressionsgleichungen für verschiedene Tätigkeiten verwendet.....	82
Abbildung 14: Bland-Altman Diagramme, (A) die Fehlerwerte für die neue 2 Regressionsgleichung; (B) Freeddon MET Gleichung; (C) Swartz MET Gleichung; (D) Hendelman MET Gleichung.....	83
Abbildung 15: Zeigt die durchschnittlichen Werte gemessen mit dem K4 b ² und dem Douglas Bag (a) VO ₂ , (b) VCO ₂ , (c) V _E ; zeigt die absoluten Unterschiede in den Werten zwischen Douglas Bag und dem K4 b ² (d) VO ₂ , (e) VCO ₂ , (f) V _E	98
Abbildung 16: Zeigt die durchschnittlichen Werte gemessen mit dem K4 b ² und dem Douglas Bag (a) R, (b) F _E O ₂ , (c) F _E CO ₂ ; zeigt die absoluten Unterschiede in den Werten zwischen Douglas Bag und dem K4 b ² (d) R, (e) F _E O ₂ , (f) F _E CO ₂	99
Abbildung 17: Durchschnittlichen Werte gemessen by KB1-C und Douglas Bag Methode für (a) V _E , (b) VO ₂ , (c) VCO ₂ , kalkulierten und individuellen Unterschiede für (d) V _E , (e) VO ₂ , (f) VCO ₂	107
Abbildung 18: Durchschnittlichen Werte gemessen by KB1-C und Douglas Bag Methode für (a) R, (b) F _E O ₂ , (c) F _E CO ₂ , kalkulierten und individuellen Unterschiede für (d) R, (e) F _E O ₂ , (f) F _E CO ₂	108
Abbildung 19: Streuung für die relative VO ₂	119
Abbildung 20: Streuung für die relative VCO ₂	120
Abbildung 21: Streuung für V _E	121
Abbildung 22: Die Streuung für REM	121
Abbildung 23: Theoretische Zeitkurve nach der Bereicherungen der Sauerstoff und Wasserstoff Isotopen ins Körperwasser	133
Abbildung 24: Isotopen Elimination nach Verabreichung einer Dosis ² H ₂ ¹⁸ O.....	148

Abbildung 25: Bland-Altman Diagramm das den Unterschied zwischen Tagebuch (transformiert hinsichtlich der BM) und DLW TEE hinsichtlich den Durchschnitt	182
Abbildung 26: Bland-Altman Diagramm das den Unterschied zwischen Normalabweichung (transformiert hinsichtlich der BM)und DLW hinsichtlich dem Durchschnitt	183
Abbildung 27: Eichkurve zwischen Energieverbrauch und Herzfrequenz	198
Abbildung 28: Individueller Unterschied beim Energieverbrauch zwischn der ersten und zweiten Messung	199
Abbildung 29: Individuellen Unterschiede des geschätzten EE unter Verwendung der HF, wenn eine durchschnittliche Gruppenkurve und individuelle Eichkurven für 18 Tätigkeiten verwendet wurden.....	201
Abbildung 30: individuellen Unterschiede des EE geschätzt an der individuellen HF deutlich, wenn die Eichkurve auf 9 von 18 Tätigkeiten beruht.	202
Abbildung 31: Regressionslinie für Testpersonen überder Nettorat des Energieverbrauchs	210
Abbildung 32: Idealisierte Darstellung der Änderungen, die in der Herzrate während der Erholungsphase nach einer Belastung	215
Abbildung 33: Eichkurve der männlichen und weiblichen Teilnehmern.....	225
Abbildung 34: Testprotkoll	226
Abbildung 35: Regression von TDEE durch die Herzfrequenzmethode, beruhend auf den Daten des Kalorimeters	233
Abbildung 36: Regression des Energieverbrauchs in Aktivität durch die Herzfrequenzmethode, beruhend auf den Daten des Kalorimeters	234
Abbildung 37: EE anhand der Herzfrequenzmethode und dem Kalorimeter während jeder mögliche Periode	235
Abbildung 38: Individuelles Diagramm der 30 min Durchschnittswerte des EE	236
Abbildung 39: Beispiel für die Ergebnisse von der Kalibrierungssession der Testperson no. 002	249
Abbildung 40: Beispiel der Regressionslinie die anhand der CAL Methode.....	250
Abbildung 41: Durchschnitt ($\pm$ SD) des Unterschiedes, ausgedrückt in Prozent, zwischen aktueller und vorhergesagter 24 Stunden HP in einem Kalorimeter	252
Abbildung 42: Ausgeprägte Unterschiede in der Vorhersage der HP unter Verwendung der Standarttechniken	253
Abbildung 43: Ausgeprägte Unterschiede in der Vorhersage der HP unter Verwendung der Standarttechniken	254
Abbildung 44: Unterschiede des Energieverbrauchs vs. Durchschnittlichen Energieverbrauch für DLW und Herzfrequenz Daten.....	267
Abbildung 45: Verteilung des geschätzten TEE durch die FELX HF Methode, in den drei Komponenten: BMR, RMR, und körperliche Tätigkeit über der FLEX HF.....	268
Abbildung 46: Beziehung zwischen körperlichen Aktivitäten Index und Prozenten der Zeit inder die Herzfrequenz über der FLEX Herzfrequenz war	269
Abbildung 47: Prozenten der Zeit inder die Herzfrequenz über der FLEX Herzfrequenz war	269
Abbildung 48: Durchschnittlicher Anstieg der gastrointestinalen Temperatur nahc einem 45 Minuten langen Lauf	281
Abbildung 49: Durchschnittliche gastrointestinale Temperatur von Soldaten, vor eine Marsch mit dem Standard Marschgepäck und nach dem 12 km langem Marsch	282
Abbildung 50Temperatursensoraufbau	287
Abbildung 51: Querschnitt durch den im äußeren Gehörgang applizierten Temperatursensor	287

Abbildung 52: Vergleich des Temperaturverlaufs einer Oesophagussonde und des Ohrsensors	288
Abbildung 53: Prozentueller Fehler für das bestmögliche traditionelle 2 Kompartimenten Modell.....	304
Abbildung 54: Vergleich zwischen den Änderungen der durchschnittlichen Körpertemperatur abgeleitet anhand einer Ganzkörperkalorimetrie und einer Thermometrie	306
Abbildung 55: Prozentueller Fehler für das zwei Kompartimenten Modell	307
Abbildung 56: Individuelle Werte für $T_{b,adj}$, hinsichtlich $T_{b,cal}$, sowohl für 24°C als auch für 30°C.....	310
Abbildung 57: Prinzip des Differenzial GPS	320
Abbildung 58: GPS Daten und Messungen der Schrittlänge	325
Abbildung 59: Zeitaufzeichnungen von Gangparametern für einen gehenden Mann.....	327
Abbildung 60: Diagramm des simulierten Laufs	330
Abbildung 61: Zeit die durchschnittlich in jeder Geschwindigkeitskategorie verbracht wurde	339

6. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Körperliche Eigenschaften der Testpersonen	19
Tabelle 2: Ergebnisse des 4,88km Rundkurses auf Asphalt unter Verwendung von fünf unterschiedlichen Pedometer Marken	20
Tabelle 3: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	30
Tabelle 4: Unterschiede der auf den Fragebögen basierenden „physical activity“ (PA) ...	34
Tabelle 5: Anzahl der Teilnehmer die beide, eine oder keine der beiden Aktivitätsgrenzen erreicht haben	36
Tabelle 6: Korrelationsmatrix; Spearman Korrelationskoeffizient (95% CI)	37
Tabelle 7: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	48
Tabelle 8: Aktivität, die Gesamtstudiendauer und die gemessene Schrittzahl während dem gehen, laufen und während nicht sportlicher Aktivitäten	49
Tabelle 9: Durchschnittliche Werte für jeden Tag der Woche	56
Tabelle 10: Vergleich von durchschnittlichen Werten an Wochentagen und Samstag vs. Sonntag	56
Tabelle 11: Gemessenen Tage die benötigt werden und reliable Ergebnisse zu erhalten..	57
Tabelle 12: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	60
Tabelle 13: Accelerometer Schritte pro Minute für alle Aktivitäten	63
Tabelle 14: Körperlichen Eigenschaften der Teilnehmer	73
Tabelle 15: Schritte pro Minute und den CV für die 10s Schritte	79
Tabelle 16: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	118
Tabelle 17: Vergleiche der physiologischen und metabolischen peak Variablen, aufgezeichnet von beiden Systemen, während der Übung	118
Tabelle 18: Validierungsstudien der DWL Methode im Vergleich zur indirekten Kalorimetrie	140
Tabelle 19: Validierung der doubly labeled water Methode bei kleinen Tieren	143
Tabelle 20: Optimale Isotopen Dosis und metabolische Periode	145
Tabelle 21: Validierung der doubly labeled water Methode gegenüber der respiratorischen Gasanalyse	160
Tabelle 22: Validierung der DLW Methode beim Menschen	161
Tabelle 23: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	176
Tabelle 24: RMR, TEE und PAEE abgeleitet von der DLW, MET/min vom Tagebuch und Accelerometer Schrittzahl	177
Tabelle 25: Pearson Korrelation der DLW, Accelerometer Schrittzahl, MET/min des Tagebuchs und der mathematischen Transformation	178
Tabelle 26: Multiple Korrelation angepasst an den Effekt der Körpermasse und Fettfreienmasse	179
Tabelle 27: Zusammenhang der körperlichen Aktivitätsmessung mit TEE und PAEE abgeleitet von der DLW Methode unter Verwendung der teilweisen Korrelation um den Effekt der BM und FFM anzupassen	180
Tabelle 28: Übereinstimmung zwischen dem Tagebuch und DLW TEE und zwischen „normalen“ und mathematisch transformierten Daten	181
Tabelle 29: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	196
Tabelle 30: EE und die HF, beim ersten und zweiten Kalibrierungsverfahren jeder Tätigkeit zusammen	197
Tabelle 31: Inter- und der intraindividuellen Zusammenhang zwischen EE und HF für unterschiedliche Eichkurven	199

Tabelle 32: Vergleich des Energieverbrauchs anhand der minute-by-minute“ Herzfrequenz wenn unterschiedliche Eichkurven verwendet werden	200
Tabelle 33: Einige Faktoren, welche die Regressionsbeziehung zwischen Herzfrequenz und Energieverbrauch beeinflussen können	207
Tabelle 34: Einfluss der Faktoren auf die Regressionsbeziehung zwischen Herzfrequenz und Energieverbrauch.....	209
Tabelle 35: Variation der Regressionsgleichungen um die Nettorate des Energieverbrauchs anhand der Herzfrequenz vorherzusagen	214
Tabelle 36: Definition der Indizes der Herzfrequenz.....	216
Tabelle 37: Durchschnittlichen Werte des einfachen Korrelationskoeffizienten zwischen der Nettorate des Energieverbrauchs und unabhängigen Variablen.....	216
Tabelle 38: Variationen der multiplen Regressionsgleichung um die Nettorate des Energieverbrauchs anhand von Indizes der Herzfrequenz vorherzusagen	218
Tabelle 39: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	223
Tabelle 40: Ergebnisse des EE's, bei verschiedenen Gruppierungen	231
Tabelle 41: Individuelle Werte für TDEE und EAC	232
Tabelle 42: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	241
Tabelle 43: Auszug der Aktivitäten die von jeder Testperson im Kalorimeter ausgeführt wurden	242
Tabelle 44: Hitzeproduktion und Herzfrequenz von jedem Teilnehmer im Kalorimeter	248
Tabelle 45: Regressionskoeffizient für die Standardmethode der HP Vorhersage anhand der HF	250
Tabelle 46: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	264
Tabelle 47: Messung des 24-h Energieverbrauchs anhand der FLEX Herzfrequenz.....	265
Tabelle 48: TEE Messung anhand der DLW und Herzfrequenz Methode.....	266
Tabelle 49: Körperlichen Eigenschaften der Testpersonen	294
Tabelle 50: Durchschnittlichen DEXA Werte	296
Tabelle 51: Durchschnittliche Kerntemperatur und Hauttemperatur	303
Tabelle 52: Ergebnisse für das traditionelle zwei Kompartimenten Modell für Kern- und Hauttemperatur	305
Tabelle 53: Ergebnisse der R^2 Analyse, für die am besten passenden Koeffizienten, des angepassten Zwei-Kompartimenten-Modell, für die durchschnittliche Körpertemperatur	309
Tabelle 54: Potentiellen Vorteile und Mängel von GPS	328
Tabelle 55: Leistungsmerkmale der Leistung anhand von drei verschiedenen GPS	333
Tabelle 56: GPS Variablen, gruppiert nach Geschlecht und Jahresniveau	338

Lebenslauf

Name: Mag^a Daniela Draxler
Wohnort: Korngasse 2/7
2301 Groß-Enzersdorf
Mobil: 0650 / 3301322
Geburtsdatum: 22.06.1982
Geburtsort: Wien
Familienstand: ledig

Schulbildung

Seit 2006	Institut für Sportwissenschaften der Universität Wien – Studienrichtung Doktorat der Naturwissenschaften Auf der Schmelz 6a 1060 Wien
2000 - 2006	Institut für Sportwissenschaften der Universität Wien – Studienrichtung Sportwissenschaften Auf der Schmelz 6a 1060 Wien
1996 – 2000	Bundesoberstufenrealgymnasium Polgarstraße Polgarstraße 24 1220 Wien
1992 – 1996	Bundesrealgymnasium Polgarstraße Polgarstraße 24 1220 Wien

Berufspraxis

seit Dez 2008	ELIXIA Austria GmbH Wehlistraße 66 A-1200 Wien Tätigkeit: Vitalcoach, Trainingsplanerstellung
2006 - 2008	Dr. Spannbauer Freisingergasse 7

2301 Groß-Enzersdorf

Tätigkeit: Sportmedizinische Betreuung

2005 – 2006

Kienbacher Training

Stadlauerstrasse 128

1220 Wien

Tätigkeit: Sportmedizinische Betreuung

seit März 2004

BSO Sportjugend

Prinz Eugenstrasse

1010 Wien

Tätigkeiten: gewähltes Mitglied in der BSO Sportjugend

2002 - 2006

Arbeitsgemeinschaft für Sport und Körperkultur in Österreich

Steinergasse 12

1230 Wien

Tätigkeiten: Mitarbeit im Jugendreferat

seit Jänner 2001

ATSV OMV Auersthal

Erzherzog Karl Strasse 128

1220 Wien

Tätigkeiten: Trainerin einer Nachwuchsgruppe
Leichtathletik

Fortbildungen

Nationale Tätigkeiten

BSO Jugendsportforum 2001, 2002, 2004, 2005, 2007

Tätigkeit: Organisation

ASKÖ Jugendsportwoche

Tätigkeit: Organisation und Trainerin

Paralympisches Jugendlager

Tätigkeit: Betreuer und Trainerin

Internat. Tätigkeiten

Jugendfairplay Kongress in Deutschland

EU-Jugendbegegnung Wagrain

**Ersten Österreichischen Paralympisches Jugendlager
bei den Paralympischen Spiele in Athen 2004**

**Jugendaustauschprogramme in Kopenhagen, Türkei,
London**

Spezielle Ausbildungen

seit Mai 2010	Reactive Running Instruktor
seit März	staatlich geprüfter Trainer
seit Februar 2010	Personal Trainier
seit April 2008	Gymstick Instruktor
seit Februar 2004	Lehrwart für Leichtathletik
seit August 2003	Nordic Walker Instruktor Professional
seit April 2003	Nordic Walking Guide
seit Dezember 2002	Sportmanager Basislizenz

Sprachen

Englisch-Kenntnisse in Wort und Schrift
Italienisch-Kenntnisse in Wort und Schrift

Computerkenntnisse

MS-Office (Access, Excel, PowerPoint, Word)
MS-Internet-Explorer

Sonstiges

1 Woche Intensivsprachkurs in England (Exeter)
1 Wochen Intensivsprachkurs in Italien (Venedig)