



universität
wien

Magisterarbeit

Titel der Magisterarbeit

„Evaluation der Wirbelsäulenbeweglichkeit mittels des
Testsystems SonoSens“

Verfasserin

Carina Pfeffer Bakk^a.

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag^a.rer.nat.)

Wien, im August 2009

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt: Sportwissenschaft

Betreuer: A.o.Univ.-Prof. Dr. Ramon Baron

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNG	4
1 EINLEITUNG	5
1.1 Aufbau und Eingrenzung der Arbeit.....	5
1.2 Fragestellung und Zielsetzung	6
2 GRUNDLAGEN	7
2.1 Gütekriterien empirischer Forschung	7
2.1.1 Hauptgütekriterien	7
2.1.1.1 Objektivität	7
2.1.1.2 Reliabilität	8
2.1.1.3 Validität.....	9
2.1.2 Nebengütekriterien	9
2.1.2.1 Normierung.....	10
2.1.2.2 Ökonomie	10
2.1.2.3 Nützlichkeit	10
2.2 IPAQ	10
2.2.1 Hauptgütekriterien	11
2.2.2 Nebengütekriterien	11
2.2.3 Auswertung	11
2.2.4 Interpretation	12
2.3 Zeichen nach Schober und Ott	12
2.4 Überblick der Methoden und Systeme der Körperhaltungs- und Bewegungsanalyse	14
2.4.1 Medi Mouse.....	14
2.4.2 OWAS.....	15
2.4.3 Formetric	16
2.4.4 Inklinometer	17
2.4.5 Elektromyographie	18
2.4.6 Zebris	18
2.5 Aktueller Forschungsstand	19

3	MATERIAL UND METHODE	22
3.1	Studiendesign	24
3.1.1	Rahmenbedingungen	24
3.1.2	IPAQ	25
3.1.3	Sono Sens	25
3.1.4	Zeichen nach Schober und Ott	26
3.2	Kennzeichen des untersuchten Kollektivs	27
3.3	Datenauswertung	29
4	ERGEBNISSE	30
4.1	IPAQ	30
4.2	Referenzwerte	32
4.3	Überprüfung der Reliabilität	34
4.4	Überprüfung der Validität	36
4.5	Einfluss des Geschlechts	37
4.6	Einfluss von Aktivität und Sitzzeiten	40
4.7	Zusammenhang Anthropometrische Daten	42
5	DISKUSSION	45
5.1	Fehlerdiskussion	45
5.2	Interpretation der Messergebnisse	46
5.3	Schlussfolgerungen	50
	LITERATURVERZEICHNIS	51
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	55
	TABELLENVERZEICHNIS	56
	ANHANG	57

Danksagung

Mein Dank gilt jenen Menschen, die mich im Laufe meines Studiums und während des Schreibens dieser Diplomarbeit begleitet und unterstützt haben.

Ein herzlicher Dank gilt meinen Eltern, die mich bei meinen Entscheidungen immer unterstützt und die Geduld und den Glauben an mich nie verloren haben.

Bedanken möchte ich mich an dieser Stelle auch bei Herrn A.o.Univ.-Prof. Dr. Ramon Baron für das Ermöglichen dieser Arbeit.

Ein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Dr. Mag. Christian Gormasz, der während der gesamten Durchführung dieser Arbeit immer als Ansprechperson zur Verfügung stand, für den reibungslosen Ablauf gesorgt hat und mich immer tatkräftigst unterstützt hat.

Ein besonderer Dank gilt meinen Freunden für ihre motivierenden Worte und die Auseinandersetzung mit der Thematik dieser Arbeit, insbesondere möchte ich mich in diesem Zusammenhang bei Markus, Jürgen, Simone und Kathi bedanken.

Ein Dankeschön möchte ich auch den Probanden/innen aussprechen, ohne die es nicht möglich gewesen wäre, diese Studie durchzuführen.

1 Einleitung

Erkrankungen der Haltungs- und Bewegungsorgane sind weltweit die häufigste Ursache für chronische Schmerzen und körperliche Behinderungen, daher gehört die Untersuchung der Wirbelsäulenbeweglichkeit zur Standarduntersuchung (vgl. Uhlemann et al., 2001). Die technische Entwicklung hat zunehmend zur exakten Darstellung der Strukturen und der krankhaften Veränderungen der Wirbelsäule beigetragen. Bildgebende Verfahren wie die Röntgendiagnostik, die Computertomographie (CT), die Kernspintomographie (MRT) und die Sonographie gelten heute als Standards zur Objektivierung der klinischen Befunde bei Patienten/innen mit Deformitäten der Wirbelsäule. Durch die technologische Entwicklung in den letzten Jahren wurde eine Reihe von alternativen und ergänzenden Verfahren zur Wirbelsäulendiagnostik entwickelt, deren Grundprinzip in der Analyse der Rückenoberfläche besteht (vgl. Asamoah et al., 2000). Diese erfordern die Anwendung von standardisierten Messverfahren, welche den Nachweis von Objektivität, Reliabilität (Zuverlässigkeit) und Validität (Gültigkeit) voraussetzen (vgl. Uhlemann et al., 2001).

1.1 Aufbau und Eingrenzung der Arbeit

Nach dem ersten Kapitel, der Einleitung, gliedert sich die Arbeit in weitere vier Kapitel.

Das zweite Kapitel geht auf die arbeitsrelevanten Begrifflichkeiten ein und beschäftigt sich mit dem aktuellen wissenschaftlichen Stand der Forschung.

Im dritten Teil der Arbeit wird auf die gewählte Methode und das verwendete Material eingegangen. Zusätzlich beinhaltet das dritte Kapitel die Kennzeichen des untersuchten Kollektivs und die Art der Datenauswertung.

Das vierte Kapitel beschäftigt sich mit den Ergebnissen der Arbeit. Diese werden anhand von Tabellen und Abbildungen präsentiert.

Darauf aufbauend werden im Kapitel Diskussion, die erhobenen Daten besprochen, auf mögliche Fehler des Systems eingegangen, und ein Ausblick für mögliche neue Forschungsfragen geliefert.

Den Schluss der Arbeit bilden die verschiedenen Verzeichnisse und der Anhang.

1.2 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist die Beschreibung, Analyse und Bewertung der Wirbelsäulenbeweglichkeit körperlich aktiver Personen mittels dem Testsystem SonoSens, um somit die Anwendbarkeit dieses Systems auf ein spezielles Kollektiv darstellen zu können. Zudem wird die Reproduzierbarkeit (Reliabilität) sowie die Validität des Systems analysiert.

Die zentrale Fragestellung lautet:

- Kann mit dem SonoSens Monitor die Wirbelsäulenbeweglichkeit erfasst werden?

Im Verlauf dieser Arbeit wird im speziellen auf folgende Nebenfragestellungen eingegangen, um schließlich zur Klärung der zentralen Fragestellung zu gelangen.

- Erfüllt das Testsystem SonoSens die Reliabilität bzw. Zuverlässigkeit der zu testenden Parameter?
- Erfüllt das Testsystem SonoSens die Validität bzw. Gültigkeit der zu testenden Parameter?
- Gibt es bei den gemessenen Ergebnissen einen Unterschied zwischen Männern und Frauen?
- Besteht ein Zusammenhang zwischen den gemessenen Bewegungsmaßen und der Sitzzeit pro Tag?
- Gibt es einen Zusammenhang zwischen den gemessenen Bewegungsmaßen und dem Aktivitätslevel der Personen?
- Besteht ein Zusammenhang zwischen den gemessenen Parametern mittels SonoSens und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index (BMI) der Probanden/innen.

Desweiteren werden in dieser Arbeit Referenzwerte für das spezielle Kollektiv Sportstudenten/innen erstellt und im Kapitel Ergebnisse präsentiert.

2 Grundlagen

In diesem Teil der Arbeit wird näher auf den arbeitsrelevanten Begriff der Gütekriterien eingegangen. Desweiteren wird der International Physical Questionnaire (IPAQ) und das Zeichen nach Schober und Ott näher erläutert. Anschließend kommt es zum Überblick aktueller Messsysteme der Bewegungs- und Haltungsanalyse und schließlich wird der aktuelle Stand der Forschung des Arbeitsthemas dargelegt.

2.1 Gütekriterien empirischer Forschung

Um aussagekräftige und gehaltvolle Informationen über trainingswissenschaftliche und trainingspraktische Messverfahren zu erhalten, sollte man den Gütekriterien verpflichtend nachkommen.

2.1.1 Hauptgütekriterien

Von zentraler Bedeutung bei der Qualität eines Tests sind im Allgemeinen folgende Hauptgütekriterien: Objektivität, Reliabilität und Validität (Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 138; Hohmann et al., 2003, S. 145; Lienert und Raatz, 1994, S. 6). Im Folgenden wird näher auf diese drei Begriffe eingegangen.

2.1.1.1 Objektivität

„Die Objektivität ist definiert als der Grad der Unabhängigkeit der Ergebnisse eines Messverfahrens von der Person des Versuchsleiters.“ (Höner & Roth, 2002, S. 72)

Man unterscheidet weiterführend zwischen der Durchführungsobjektivität, der Auswertungsobjektivität und der Interpretationsobjektivität. In der Leistungsdiagnostik kommt es hauptsächlich zu Verstößen bei der Durchführungsobjektivität und nur in geringem Maße zu Fehlern in der Auswertungs- oder Interpretationsobjektivität (Hohmann et al., 2003, S. 145).

Lienert und Raatz (1994, S. 8) schreiben, wenn die Durchführungsobjektivität hoch sein soll, ist es unumgänglich die Instruktion des Untersuchers so genau wie möglich festzulegen und die Untersuchungssituation zu standardisieren. Desweiteren fordern Höner und Roth (2002, S. 72) klare, eindeutige Testmanuals, welche das Verhalten, die Instruktionen und die Hilfestellungen des/der Testleiters/in und die einzuhaltenden Rahmenbedingungen festhalten, um die zufälligen und systematischen Einflussmöglichkeiten so gering als irgendwie möglich zu halten.

Als eine Möglichkeit die Durchführungsobjektivität quantitativ zu bestimmen, wird die Durchführung des Tests mit verschiedenen Testleitern gesehen, jedoch schlagen sich hier die Einflüsse einer unzureichenden Reliabilität wie auch Lern-, Erinnerungs- oder Ermüdungseinflüsse der Probanden/innen nieder (vgl. Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 138; Höner & Roth, 2002, S. 72). Dies sind Gründe, warum die quantitative Bestimmung der Durchführungsobjektivität erhebliche Schwierigkeiten aufweist.

Zusammenfassend ist die Durchführungsobjektivität als hoch zu bewerten, wenn alle auf das Testverfahren auswirkenden Bedingungen festgelegt sind und die Wetterlage, Jahreszeit, Wochentag, Tageszeit und ökologischer Mikroraum nur unerhebliche Einflüsse aufweisen (Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 138).

2.1.1.2 Reliabilität

„Die Reliabilität (Zuverlässigkeit) ist definiert als der Grad der Genauigkeit, mit dem ein Messverfahren ein bestimmtes Merkmal misst, gleichgültig, ob es dieses Merkmal auch zu messen beansprucht“ (Höner & Roth, 2002, S. 73).

Der Grad der Reliabilität eines Tests wird durch einen Reliabilitätskoeffizienten realisiert. Dieser gibt an, in welchem Maße unter gleichen Bedingungen gewonnene Messwerte über ein und denselben/dieselbe Probanden/in übereinstimmen (Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 141). Nach Höner und Roth (2002, S. 76) ist ein Koeffizient von $r \geq 0,95$ ausgezeichnet, $r = 0,90 - 0,94$ sehr gut und ein Wert von $r = 0,80 - 0,89$ annehmbar. Um geringe Messfehler zu erhalten, erachten Hohmann et al. (2003, S. 147) einen Wert von $r \geq 0,90$ als wünschenswert.

Es gibt wiederum drei Methoden um die Reliabilität eines Tests bestimmen zu können: das Retest-Verfahren, das Paralleltest-Verfahren und das Verfahren der Testhalbierung.

Im Retest wird derselbe Test an ein und derselben Stichprobe zweimal durchgeführt (Testwiederholungsmethode). Die Korrelation zwischen den zwei Messreihen gibt dann das Ausmaß der Reliabilität an (vgl. Lienert & Raatz, 1994, S. 9f; vgl. Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 142; vgl. Hohmann et al., 2003, S. 147). Mögliche Probleme bei dieser Methode können insbesondere bei sportmotorischen Tests im Bereich des Lern- Übungs- und Ermüdungseffekts liegen (Hohmann et al., 2003, S. 147; Höner & Roth, 2002, S. 75).

Beim Paralleltestverfahren werden zwei streng miteinander vergleichbare Tests an ein und derselben Stichprobe eingesetzt. Wichtig bei dieser Methode ist, dass für den zu messenden Parameter passende Paralleltests vorhanden sind (Lienert & Raatz, 1994, S. 9; Hohmann et al., 2003, S. 147).

Bei dem Verfahren der Testhalbierung werden die Probanden/innen in zwei äquivalente Gruppen aufgeteilt. Beide Gruppen absolvieren denselben Test. Anschließend werden die Mittelwerte der Testergebnisse korreliert und somit der Reliabilitätskoeffizient berechnet. (Lienert & Raatz, 1994, S. 9; Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 143).

2.1.1.3 Validität

„Die Validität ist definiert als der Grad der Genauigkeit, mit dem ein Messverfahren tatsächlich jenes Merkmal erfasst, für dessen Messung es konstruiert worden ist“ (Höner & Roth, 2002, S. 76).

Man unterscheidet zwischen der inhaltlichen Validität, der kriterienbezogenen Validität und der Konstruktvalidität (Lienert & Raatz, 1994, S. 10f.; Höner & Roth, 2002, S. 76f.; Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 149ff.).

Bei der inhaltlichen Validität stellt der Test an sich das optimale Kriterium für das zu überprüfende Persönlichkeitsmerkmal dar (Lienert & Raatz, 1994, S. 10). Wobei es sich dabei um einen Test handelt, welcher spezifisch nur eine sportmotorische Fertigkeit misst. Jedoch schreiben Hohmann et al. (2003, S. 148), dass kein Messinstrument nur eine einzige Fähigkeit oder Fertigkeit misst und fordern deshalb ein Experten-Rating zur Überprüfung der inhaltlichen Validität eines Messinstrumentes.

„Die Grundlage der kriterienbezogenen Validität bildet die Korrelationsannahme. Es wird gefordert, dass der Test mit den Kriterien, die dieser diagnostizieren oder vorhersagen soll, genügend hoch korreliert“ (Höner & Roth, 2002, S. 77). Laut Hohmann et al. (2003, S. 149) gibt es aufgrund der unterschiedlichen Aspekte von Validität keine festgelegte zu erreichende Höhe des Korrelationskoeffizienten. Dieser kann zwischen $r = 0,80$ und $r = 0,40$ liegen und je nach Test als zufriedenstellend bewertet werden.

Ziel der Konstruktvalidität ist vor allem die theoretische und auch die empirische Rechtfertigung eines Beschreibungsmerkmals (Lienert & Raatz, 1994, S. 11). Die Konstruktvalidität wird folgendermaßen untersucht: Man trifft aus der Theorie, in welches das Konstrukt eingebettet ist, Vorhersagen über das Verhalten im Test und diese werden dann in Korrelationsstudien evaluiert (Höner & Roth, 2002, S. 77).

2.1.2 Nebengütekriterien

Neben den Hauptgütekriterien sind bei Datenerhebungsverfahren die Nebengütekriterien nach Normierung, Ökonomie und Nützlichkeit ebenfalls zu beachten (Höner & Roth, 2002, S. 78; Amelang & Schmidt-Atzert, 2006, S. 160; Lienert & Raatz, 1994, S. 11).

2.1.2.1 Normierung

Unter Normierung versteht man, dass zu einem Messverfahren Daten vorliegen, welche als Bezugssystem zur Einordnung der Testergebnisse dienen (Höner & Roth, 2002, S. 78; Lienert & Raatz, 1994, S. 11). Die Normierung kann für eine große oder ganz spezielle Populationsgruppe erstellt werden, um somit die Ergebnisse der verschiedenen Tests vergleichbar zu machen (Lienert & Raatz, 1994, S. 11f.).

2.1.2.2 Ökonomie

Ein Test ist ökonomisch, wenn der Durchführungszeitraum möglichst kurz gehalten wird, wenn der Materialaufwand sehr gering ist, eine einfache Handhabung gegeben ist, er als Gruppentest durchführbar und schnell und bequem auszuwerten ist (Lienert & Raatz, 1994, S. 12)

2.1.2.3 Nützlichkeit

Ein Test ist nützlich, wenn ein Persönlichkeitsmerkmal gemessen wird, welches ein praktisches oder theoretisches Interesse für die jeweilige Wissenschaftsdisziplin aufweist (Lienert & Raatz, 1994, S. 13; Höner & Roth, 2002, S. 79).

2.2 IPAQ

Der International Physical Activity Questionnaire kurz IPAQ ist ein Instrument zur Erhebung der körperlichen Aktivität der Bevölkerung unterschiedlicher Länder. Dieser Fragebogen wurde von 14 Zentren in 12 verschiedenen Ländern entwickelt und liegt in einer langen und kurzen Version vor. Die Befragungen der Personen wurden in den verschiedensten Ländern teils telefonisch, teils mittels Selbstreport durchgeführt. Bei der Zielgruppe des Fragebogens handelt es sich um Erwachsene im Alter zwischen 18 – 65 Jahren beider Geschlechter. Der Befragungszeitraum umfasst die letzten sieben Tage. In jedem Land wurde der Fragebogen fachgerecht überprüft und vom Englischen in die verschiedensten Sprachen übersetzt, um weitgehend ein Instrument zur Verfügung zu stellen, mit welchem auch international vergleichbare Daten über physische Aktivitäten auswertbar sind. Die Studie von Papathanasiou et al. (2009) zeigt die Reliabilität und die Anwendung des kurze Fragebogens in der Praxis bei Griechischen Studenten. Die körperlichen Aktivitäten werden in sogenannten Metabolischen Einheiten (MET) angegeben, wobei anstrengende körperliche Aktivitäten mit 8,0 MET, moderate körperliche Aktivitäten mit 4,0 MET und zu Fuß gehen mit 3,3 MET zu bewerten sind (Craig et al., 2003, Ainsworth et al., 2000).

2.2.1 Hauptgütekriterien

Die Objektivität des Fragebogens ist durch die hohe Standardisierung gegeben (siehe Craig et al., 2003).

Die Test-Retest Reliabilität (Zuverlässigkeit) über einen Zeitraum von drei bis sieben Tagen fällt zufriedenstellend aus ($r_s = 0,8$). Zusätzlich ist aufgrund der hohen Anzahl der getesteten Personen $n = 1974$ eine aussagekräftige Reliabilität gegeben (Schlicht & Brand, 2007, S. 25, Hallal & Victora, 2004).

Die Validität wurde im Vergleich mit Accelerometern (Beschleunigungsmesser) gemessen, wobei die Teilnehmer der Studie mit dem Monitor während der letzten sieben Tage die Bewegungsdaten aufnahmen um diese danach mit dem ausgefüllten Fragebogen auf Zusammenhang zu prüfen. Bei dieser Korrelation ergab sich ein Validitätskoeffizient von $r_s = 0,3$. Um weitere Aussagen über die Validität des Fragebogens treffen zu können, wurde die lange Version mit der kurzen Version verglichen (Schlicht et al., 2007, Craig et al., 2003).

2.2.2 Nebengütekriterien

Durch die sprachliche Äquivalenz des Fragebogens in den verschiedensten Ländern und den publizierten Normen, IPAQ sollte dieselbe Aussage in allen Ländern haben, ist die Normierung gegeben (Sperber et al., 1994).

Durch die geringen Kosten und den geringen Zeitaufwand bei der Bereitstellung und Durchführung des Fragebogens, sowie durch die Möglichkeit beliebig viele Personen diesen Fragebogen gleichzeitig durchführen zu lassen, ist auch die Ökonomie gegeben.

Bei der Erhebung der Aktivitätsniveaus verschiedenster Personen existieren vergleichbare Fragebögen, allerdings hat sich gezeigt, dass der IPAQ die breiteste Anwendungsmöglichkeit besitzt und somit die wissenschaftliche Relevanz erfüllt, wodurch schlussendlich auch die Nützlichkeit gegeben ist.

2.2.3 Auswertung

Nach der Durchführung des Fragebogens werden zuerst die Aktivitätszeiten in Minuten umgerechnet, anschließend mit den aktiven Tagen multipliziert. Somit erhält man die Aktivitätszeiten in Minuten pro Woche. Diese werden nun mit den jeweiligen schon vorher festgelegten Aktivitätslevels multipliziert.

2.2.4 Interpretation

Ein hohes Aktivitätslevel (high) erzielt man entweder, wenn man mindestens drei Tage in der Woche und dabei mindestens 1500 MET-Minuten pro Woche erreicht, oder wenn man durch Aktivitäten jeglicher Art (zu Fuß, moderat, anstrengend) auf mindestens 3000 MET-Minuten pro Woche kommt.

Ein moderates Aktivitätslevel (moderate) wird erreicht, wenn man drei oder mehr Tage mit anstrengender körperlicher Aktivität von einer Minstdauer von 20 Minuten pro Tag verbringt, fünf oder mehr Tage mit moderater körperlicher Aktivität und/oder zu Fuß gehen von mindestens 30 Minuten pro Tag aufbringt, oder wenn man fünf oder mehr Tage alle Arten von Aktivität zusammenrechnet und auf mindestens 600 MET-Minuten pro Woche kommt.

Ein niedriges Aktivitätslevel wird durch keine angegebene körperliche Aktivität oder das Unterschreiten des Limits des moderaten Aktivitätslevels erreicht (Schlicht et al., 2007, Craig et al., 2003).

2.3 Zeichen nach Schober und Ott

„Für die Untersuchung des aktiven Bewegungsumfanges der Wirbelsäule gibt es eine Vielzahl von Methoden und Messhilfsmittel“ (Uhlemann et al., 2001). Die in dieser Arbeit mitunter verwendeten Methoden sind das Zeichen nach Schober und Ott.

Die Distanzmessung nach Schober dient als Maß für die Entfaltbarkeit der Dornfortsätze der Lendenwirbelsäule und gibt somit Auskunft über die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule (Debrunner et al., 2004, S. 65; Ficklscherer, 2008, S. 7). Der Schober Test wurde 1937 erstmals von Paul Schober beschrieben und von Macrae und Wright wie auch von Moll und Wright modifiziert (Macrae & Wright, 1969; Moll & Wright, 1971). Eine weitere Modifikation fand durch Williams et al. (1993) statt. Bei dem ursprünglichen Zeichen nach Schober wird an einer Person, welche eine aufrechte Haltung einnimmt, das Iliosacralgelenk (zwischen L5/S1) markiert, und die zweite Hautmarke wird 10 cm oberhalb angebracht. Danach wird der/die Patient/in aufgefordert sich maximal nach vorne und nach hinten zu beugen. Die steigende Distanz zwischen den Markern Nachvornebeugen bei dem nach vorne Beugen, und die Verringerung der Distanz der Marker beim Nachhintenbeugen, gibt Auskunft über die Wirbelsäulenbeweglichkeit (Williams et al., 1993). Der modifizierte Schober-Test misst am aufrecht stehenden Probanden/in 10 cm oberhalb und 5 cm unterhalb des Iliosacralgelenks. Dieses wird durch eine Verbindungslinie zwischen den beiden Spina Iliaca Posterior Superior

aufgefunden. Der bei dem nicht eindeutigen Auffinden des Iliosacralgelenks möglicherweise entstehende Fehler, wird dadurch minimiert (Macrae & Wright, 1969; Moll & Wright, 1971). Der ‚modifizierte modifizierte‘ Test nach Schober wird ebenfalls bei aufrecht stehender Position durchgeführt. Es wird eine Verbindungslinie zwischen den beiden Spina Iliaca Posterior Superior gezogen und markiert und von dort 15 cm oberhalb die zweite Hautmarke eingezeichnet (Williams et al, 1993). Die Skalierung erfolgt in Millimeter, da bei Rundung auf Zentimeter ein zu hoher Messfehler entsteht (Oesch et al., 2007, S. 124).

Das Ott Zeichen, auch thorakaler Schober genannt, dient als Maß zur Entfaltbarkeit der Dornfortsätze der Brustwirbelsäule. Hierzu wird am aufrecht stehenden Patienten der Dornfortsatz des siebenten Halswirbel (C7) markiert und 30 cm unterhalb eine zweite Markierung gesetzt. Der/Die Patient/in wird gebeten sich maximal nach vorne und nach hinten zu neigen. Der Abstand wird mit einem Maßband abgenommen und sollte sich bei einem nicht pathologischen Befund, beim Vorneigen vergrößern und beim Zurückneigen verringern (Debrunner et al, 2004, S. 8; Ficklscherer, 2008, S. 6).

In folgender Abbildung 1 werden die Zeichen nach Schober und Ott beim Vorbeugen grafisch dargestellt.

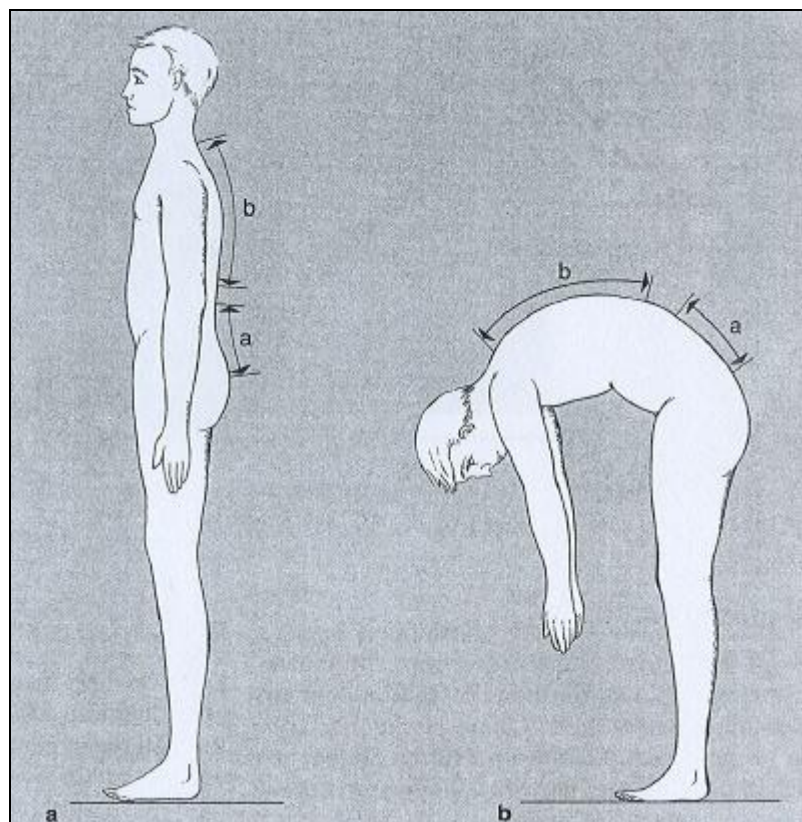


Abb. 1: Zeichen nach Schober und Ott beim Vorneigen (Debrunner et al., 2004, S. 65)
a = Abstand der Hautmarke an der Lendenwirbelsäule
b = Abstand der Hautmarke an der Brustwirbelsäule

2.4 Überblick der Methoden und Systeme der Körperhaltungs- und Bewegungsanalyse

Im folgenden Kapitel wird eine Auswahl von Körperhaltungs- und Bewegungsanalysesystemen zusammengefasst dargestellt.

2.4.1 Medi Mouse

Die MediMouse (Seichert et al., 1994) ist ein nicht invasives, computerunterstütztes, elektro-mechanisches System zur Bestimmung der sagittalen und frontalen Wirbelsäulenform, sowie der Beweglichkeit jedes einzelnen Wirbelsäulensegments. Das System basiert auf der nicht invasiven Rückenkonturenerfassung an einem im Raum beliebig positionierten Patienten. Als Orientierungsreferenz dient die Schwerkraft. Der Messkopf des Gerätes, welcher sich den Wirbelsäulenkonturen anpasst, wird von Hand entlang der Dornfortsätze des 7. Halswirbels bis zum 3. Sakralwirbel geführt. Klinisch relevante Daten, wie Rückenlänge, die Inklination relativ zum Lot, die Kypho- und Lordosierung einzelner Wirbelsäulenabschnitte, die segmentalen Winkel und die Beckenstellung werden erfasst und mittels Grafiken anschaulich dargestellt. Die Zuverlässigkeit und die Verwendung des Messverfahrens in der klinischen Praxis wurden in den Arbeiten von Post et al. (2004) und Mannion et al. (2004) belegt.



Abb. 2: Medi Mouse (Idiag, 2009)

2.4.2 OWAS

Die OWAS (Ovako Working Posture Analysing System) Methode wurde Mitte der siebziger Jahre in einem finnischen Stahlwerk entwickelt. Diese Ganzkörperhaltungsanalyse ist ein arbeitswissenschaftliches Verfahren zur Klassifizierung und Beurteilung von Körperhaltungen während der Arbeit. Die Studie von Ravnik et al. (2008) zeigt unter Anwendung des OWAS sogar die belastende Körperhaltung beim Autofahren auf. Es wird die Belastung des Menschen durch seine Arbeitshaltung unter Berücksichtigung der Lastengewichte mittels eines Beobachters oder einer Videoaufnahme festgehalten. Folglich kommt es zur Unterscheidung in vier Belastungsgruppen (Maßnahmenklassen).

Maßnahmenklasse 1:

„Die Körperhaltung ist normal. Maßnahmen zur Arbeitsgestaltung sind nicht notwendig.“

Maßnahmenklasse 2:

„Die Körperhaltung ist belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, sind in der nächsten Zeit vorzunehmen.“

Maßnahmenklasse 3:

„Die Körperhaltung ist deutlich belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, müssen so schnell wie möglich vorgenommen werden.“

Maßnahmenklasse 4:

„Die Körperhaltung ist deutlich schwer belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, müssen unmittelbar getroffen werden“ (Kusserow, 2004).

Die OWAS Methode berücksichtigt die Haltung von vier Körperzonen: dem Rücken, der Beine, der Arme und dem Kopf sowie das momentan zu haltende Gewicht. Der jeweiligen Körperzone werden verschieden viele Körperhaltungen zugewiesen und wiederum diese werden in Klassen eingeteilt (siehe Abb. 3). Daraus ergibt sich der OWAS-Code, welcher durch die Maßnahmenklassen repräsentiert wird. Anhand dieser Klassen wird entschieden, ob es am Arbeitsplatz zu einer Umgestaltung kommen soll (Gudehus, 2009, S. 25f.).

Kodierung	Bild	Körperhaltung
1		Gerade
2		Gebeugt (nach vorne oder hinten)
3		Gedreht oder zur Seite gebeugt (nach links oder rechts)
4		(Gebeugt und Gedreht) oder (nach vorn und zur Seite gebeugt)

Abb. 3: Codierung der Körperhaltung des Rückens mittels der OWAS Methode (Gudehus, 2009, S. 27)

2.4.3 Formetric

Formetric ist ein System zur Analyse der Körperhaltung und der Wirbelsäule. Das System besteht aus der Raster Stereographie Einrichtung mit einem speziellen Computersystem und der dazugehörigen Hardware (PC, Drucker, Tastatur, Bildschirm). Zusätzlich enthält es eine spezielle elektro-mechanische Hubsäule zur Anpassung an die verschiedenen Körpergrößen der Patienten/innen. Aufgrund der Formanalyse des Rückens sind keine zusätzlichen Marker an dem/der Probanden/in anzubringen. Das System ermittelt automatisch anatomische Fixpunkte wie z.B. den siebenten Halswirbel, das Sakrum und die Wirbelsäulenmittellinie. Die Messung erfolgt in einem Abstand von zwei Metern vom Gerät (siehe Abb. 4). Anschließend kommt es zu einer Videoaufnahme von vierzig Millisekunden und dadurch zu einer kompletten Formerfassung des Rückens. Die aus dem Videomaterial gewonnene Oberflächenstruktur der Wirbelsäule wird in Raumkoordinaten umgewandelt, mit denen sich die Krümmungseigenschaften analysieren lassen. Mittels dieses Systems sind auch kleinste Formveränderungen messbar und unmittelbar nach der Messung kommt es zur Ergebnisauswertung (vgl. Diers, 2007).



Abb. 4: Das Formetric System (Diers, 2007)

2.4.4 Inklinometer

Das Inklinometer ist ein Winkelmesser und orientiert sich an der Schwerkraft. Es ist geeignet um die Gelenks- und Wirbelsäulenbeweglichkeit zu messen, wobei drei Inklinometer zur Gelenksbestimmung unterschieden werden:

Das Bubble-Inklinometer oder Hydrogoniometer. Hier wird der Winkel durch ein zur Hälfte gefülltes Rundrohr mit farbiger Flüssigkeit angezeigt.

Das Pendel-Inklinometer. Hier wird der Winkel durch einen Messzeiger mit Gegengewicht angezeigt.

Das elektronische Inklinometer. Hier wird der Winkel digital angezeigt oder telemetrisch übertragen.

Das Inklinometer ist ein einfach zu handhabendes, zuverlässiges Messinstrument, welches vielseitig einsetzbar ist. Voraussetzung für die Messung ist die Durchführung gegen die Schwerelinie (Bruzek, 2008). Die Reliabilität des Inklinometers konnte bereits in diversen Studien bestätigt werden (Saur et al., 1996; Gelalis et al., 2009; Williams et al., 1993).

2.4.5 Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) ist eine Untersuchungsmethode, welche zur Registrierung von Muskelaktivitäten und deren zeitliche Abgrenzung dient. Es werden zwei Arten von EMG unterschieden, zum einen das Nadel EMG und zum anderen das Oberflächen EMG. Zur Bewegungsanalyse wird hauptsächlich das Oberflächen EMG, bei welchem Elektroden über den zu untersuchenden Muskel angebracht werden, verwendet (Hüter-Becker & Dölken, 2005; S. 50). Das Summenpotential der elektrisch aktiven Muskelfasern breitet sich aufgrund des Widerstandes des Gewebes bis an die Hautoberfläche aus und kann dort mit den Elektroden empfangen werden. Um das Signal beschreiben zu können, sind die Amplitude und seine Frequenz die wichtigsten Parameter. Durch diese kann man die Höhe der Innervation der Muskulatur, die Entspannungsfähigkeit und die Ermüdung der Muskulatur feststellen (Kunz & Eigenbrod, 2003). In den Studien von Neblett et al. (2003) und Mathieu et al. (2000) kam das Oberflächen EMG zur Beurteilung der Wirbelsäulenbeweglichkeit zum Einsatz.

2.4.6 Zebris

Zebris ist ein Bewegungsanalysesystem basierend auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen. Das 3-D Bewegungsanalysesystem für die Wirbelsäule ist in den Varianten mit Einzelmarkermessung, Taststiftmessung oder Dreifachmarkermessung vorhanden. Die ausgesendeten Ultraschallimpulse, welche von auf der Haut befestigten Ultraschallsendern abgegeben werden, werden von drei räumlich getrennten Sensoren (Mikrofonen) empfangen. Diese Mikrofone leiten die Information an einen Messaufnehmer weiter, umso die räumlichen Koordinaten eines jeden Markers berechnen zu können. Mit einer speziellen Software werden die Daten visuell aufbereitet (Will, 2004; Hermsdörfer, 2002, S. 15f.). Die Zuverlässigkeit und Gültigkeit des Systems wurde in der Arbeit von Smolenski et al. (2003) belegt. Zusätzlich zeigt sich in der Studie von Kittel et al. (2008) die Anwendung des Systems in der Praxis.

2.5 Aktueller Forschungsstand

In diesem Abschnitt werden Studien vorgestellt, in denen der SonoSens Monitor zur Anwendung kam. Teilweise findet man in der Dokumentation dieser Studien noch die Bezeichnung Orthoson Monitor, eine frühere Form des heute verwendeten SonoSens Monitors. Die Auflistung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit aller derzeit vorliegenden Studien zum Themenkomplex, sondern stellt nur eine Auswahl dar.

Friedrich (2002) untersuchte 16 Kanalreiniger, neun Männer und sieben Frauen mit einem durchschnittlichen Alter von 30,9 Jahren. Keiner der Probanden/innen hatte in den letzten 12 Monaten Rückenbeschwerden. Die Studie wurde in zwei Phasen durchgeführt. Die erste Phase, um die Reliabilität und die Validität des Orthoson Monitors herauszufinden. Dies wurde durch einen Vergleich der aufgezeichneten Daten mit dem modifizierten Zeichen nach Schober und dem elektronischen Inklinometer realisiert. Die zweite Phase, um Grad und Abstand bei der Flexion der Lendenwirbelsäule im eigentlichen Arbeitsumfeld zu erfassen. Aus der Studie ergab sich eine signifikante Korrelation zwischen den Messinstrumenten. Das Ultraschallgerät Orthoson wies eine hohe Reliabilität von $r = 0,98$ mit dem modifizierten Schober Test auf. Ebenfalls eine hohe Reliabilität von $r = 0,88$ ergab sich zwischen den Daten des Orthoson Monitors und dem elektrischen Inklinometer. Bei der Test-Retest Reliabilität zeigte sich eine Übereinstimmung von ICC (IntraClass Koeffizient) = 0,98 bei der kurzen Messung (16,6 min), einen ICC = 0,95 bei der mittleren Messung (362 min) und einen ICC = 0,88 bei der Langzeitmessung (1,6 Tage). Die Bewegungen der Wirbelsäule der Arbeiter ließen sich in sieben verschiedene Bewegungsumfänge kategorisieren. Angefangen von geradem Stehen bis zur maximalen Flexion, wobei das aufrechte Stehen, wie auch die maximale Flexion die höchste Ausprägung aufwies.

In der Studie von Hoyer et al. (2005) wurden insgesamt 19 Patienten/innen untersucht, wobei neun Patienten/innen mit Rückenschmerzen im Alter von 61 ± 10 Jahren die Versuchsgruppe bildeten und zehn Patienten/innen im Alter von 38 ± 10 Jahren als Kontrollgruppe herangezogen wurden. Mittels des SonoSens Monitors wurde die zu gehende Distanz von 300 Metern aufgezeichnet. Es wurde ein Zusammenhang zwischen dem Gangverhalten und den unspezifischen Rückenschmerzen angenommen. Ziel der Arbeit war es, die während der Gangbewegung auftretende Längenveränderung der Haut an der Wirbelsäule mit dem Monitor aufzuzeichnen, umso die Veränderungen der Körperhaltung darzustellen. Ein Parameter, welcher zur Interpretation der Daten herangezogen wurde, ist der GIF (Gait Informations Flow). Dieser kann, ohne das ganze

Gehintervall durchlaufen zu müssen, aufgrund von mathematischer Signalanalyse und Signalsynthese die Komplexität von menschlichen Bewegungen überwachen und quantifizieren. Ein weiterer Parameter ist der Regularitätsindex (RI). Durch den RI1 wird das Gangverhalten mit dem jeweiligen Schmerzscore verglichen. Der RI2 basiert auf dem berechneten Maximum des ersten Laufgipfels und entspricht der Regelmäßigkeit der Schrittfrequenz eines Doppelschrittes. Der RI3 stellt die Regelmäßigkeit der Schrittperiode nach zwei Doppelschritten dar und basiert auf dem 2. Laufgipfel. In der Patientengruppe wurde ein hoher RI1 festgestellt, jedoch im Gegensatz dazu ein niedriger RI2 in allen Wirbelsäulenregionen. Es war auffallend, dass der RI1 im Lendenwirbelsäulenbereich sowie im Halswirbelsäulenbereich stieg, der RI2 jedoch sank, unabhängig von den Gruppen. Der steigende RI1 wurde durch die schlechte Koordination erklärt. Die damit einhergehenden erheblichen Schwierigkeiten einen Gangrhythmus zu finden, wurden desweiteren durch den sinkenden RI2 repräsentiert. Die koordinativen Veränderungen aufgrund von Rückenschmerzen oder des zunehmenden Alters konnte durch den GIF charakterisiert werden. Die Studie zeigte die Schwierigkeit der Prognose von komplexen physiologischen vor allem aber koordinativen Parametern auf.

Ziel der Studie von Baum und Essfeld (1999) war es, die Wirbelsäulengeometrie von acht gesunden, männlichen Astronauten im Alter von $32,4 \pm 5,4$ Jahren vor, während und nach dem Zustand der Schwerelosigkeit über einen Zeitraum von vierundzwanzig Stunden zu erfassen. Diese Untersuchung wurde mit dem Ultraschall Monitor Orthoson durchgeführt und nach einem Zeitraum von vier Wochen unter denselben Bedingungen nochmals wiederholt. Die Probanden/innen zeigten einen signifikanten Unterschied im Schmerzempfinden von der ersten zur zweiten Messung. Vor allem bei der ersten Messung, während den Ruhephasen, klagten die Probanden/innen über Rückenschmerzen in der Lendenwirbelsäule. Es konnte zusätzlich herausgefunden werden, dass die Durchschnittslänge der Wirbelsäule während den Ruhephasen länger als vorher und danach war.

Das in dieser Arbeit thematisierte System SonoSens wurde zum Teil in diversen Diplom- und Promotionsarbeiten behandelt. Zwei dieser Arbeiten, welche Ähnlichkeiten zu der in dieser Arbeit behandelten Fragestellung aufweisen, werden folgend zusammengefasst dargestellt.

In der Diplomarbeit von Heins (2007) wurden 22 Personen ohne und 20 Personen mit Rückenschmerzen anhand dem Vergleich des Gangverhaltens untersucht. Desweiteren wurde das Gangverhalten von elf Personen vor und nach einem zwölfwöchigen Rückenschultrainings überprüft. Ziel der Arbeit war es, mittels des Testsystems SonoSens

herauszufinden, ob durch Rückenschmerzen das Gangverhalten beeinflusst wird. Ebenso wurden die Effekte eines Rückenschulkurses auf das Gangverhalten überprüft. Die in der Arbeit ausgewerteten Daten zeigten, dass mit dem Analysesystem die Darstellung der Bewegungsabläufe möglich ist, und dass es einen Zusammenhang zwischen der Wirbelsäulenbewegung und der am Bewegungsapparat auftretenden Schmerzen gibt. Ein Zusammenhang zwischen den Rückenschulkursen und der Verbesserung des Gangverhaltens konnte nicht eindeutig bestätigt werden.

Adler (2005) überprüfte zum einen, ob eine Störung des Gangverhaltens Auswirkungen auf die Wirbelsäulenbeweglichkeit hat. Zum anderen wurde überprüft, ob ein mobiles System (SonoSens) die Wirbelsäulenbeweglichkeit erfassen kann. Das untersuchte Kollektiv umfasste sechs Personen, welche jeweils sechs Messungen am Laufband absolvierten. Zusätzlich wurden die Bodenreaktionskräfte am Laufband durch eine Kraftmessplatte überprüft. Als Ergebnis konnte ein signifikanter Unterschied zwischen gestörtem und normalem Gangverhalten herausgefunden werden. Hierbei sind sowohl in den Bewegungsdaten der Wirbelsäule, wie auch im Verlauf der Bodenreaktionskraft Veränderungen aufgetreten.

Anzumerken ist, dass der SonoSens Monitor die Erfassung der Wirbelsäulenbewegungen ermöglicht und somit die Analyse des Bewegungsablaufes beim Gehen zeigt. Das System wird weiters auch in verschiedenen anderen Wissenschaftsdisziplinen, wie zum Beispiel in der Zahnorthopädie (Kopp et al., 2003), zur Erfassung der Lungenvolumina während einer Spiroergometrie (Adler, 2003) oder zur ortsungebundenen frühzeitigen Wehenregistrierung (Junghanns, 2002) eingesetzt.

3 Material und Methode

Der SonoSens (Firma Friendly Sensors AG, Jena, Deutschland) Monitor wird zur Ultraschallabstandsmessung an der Wirbelsäule verwendet. Der Monitor besteht aus einer Einheit mit den Abmessungen 135 x 63 x 34 mm und acht an Kabelsträngen befestigten im Durchmesser 20 mm großen Sensoren, welche einzeln anzusteuern sind. Durch das geringe Gewicht von 150 g und die oben erwähnten Abmessungen weist das Gerät eine hohe Mobilität auf. Ebenso ermöglicht das Gerät bei den Messungen eine völlige Bewegungsfreiheit der Probanden/innen. Diese Messungen erfolgen durch paarweise auf die Haut applizierte Ultraschallsensoren, jeweils vier Sender und Empfänger.



Abb. 5: SonoSens Monitor (Heins, 2006 S. 27)

Die Sensoren werden entlang der Wirbelsäule mit speziell dafür entwickelten Klebepads fixiert. Um das unabsichtliche Ablösen der Pads zu verhindern, wurden in der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchung die Klebepads zusätzlich mit Klebevlies (Fixomull stretch, BSN medical GmbH & CoKG 22771 Hamburg) fixiert, und die Kabel mit demselben Klebevlies zugentlastet. Da die einwandfreie Funktion der Sensoren auf der knöchernen Struktur der Wirbelsäule nicht ausreichend gegeben ist, wurden diese 5 cm links bzw. rechts von dieser angebracht. Wie in Abb. 6 zu sehen ist, wird das Sensorenpaar L1 und R1 paravertebral in Höhe des dritten Halswirbels (C3) appliziert. L2 / R2 werden im Bereich des Wirbels TH2 angebracht. Um die Veränderungen der

Brustwirbelsäule zu eruieren, werden die Sensoren L3 und R3 in Höhe des zwölften Brustwirbels (TH12) positioniert. Auf Höhe des Iliosacralgelenks werden die Sensoren L4 / R4 appliziert. Durch diese Applikation der Sensorenpaare werden die drei Abschnitte der Wirbelsäule begrenzt (HWS, BWS, LWS), und somit die Möglichkeit geschaffen, deren Beweglichkeit zu erfassen.

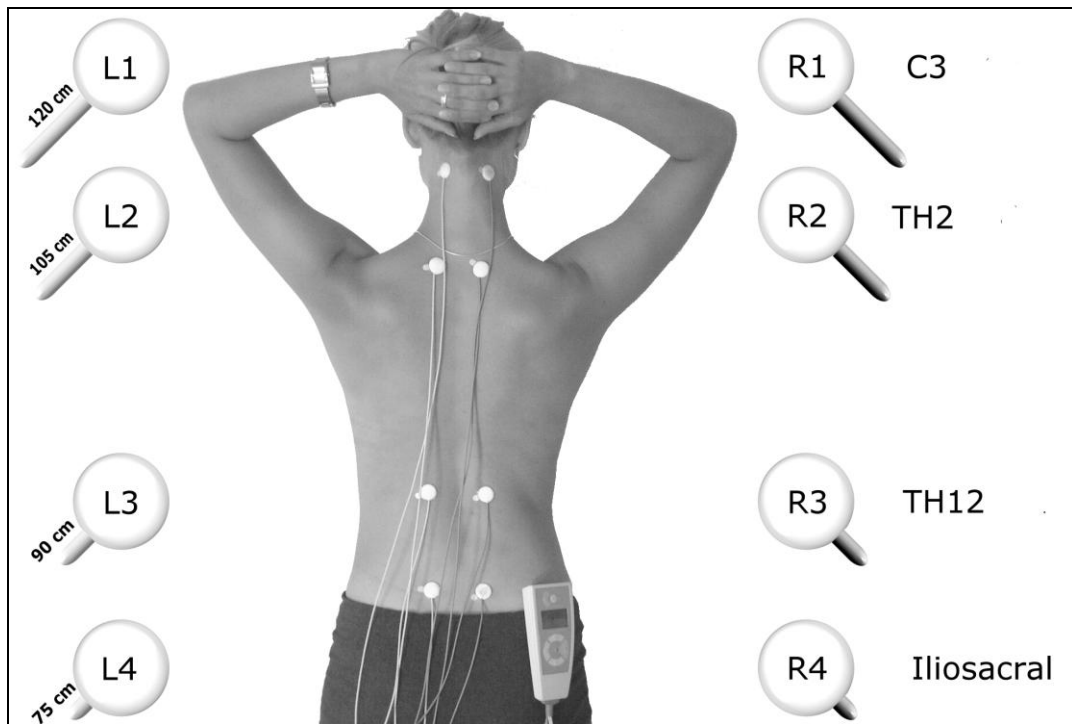


Abb. 6: Position der Sensoren entlang der Wirbelsäule (Heins, 2006 S. 30)

Die Funktionsweise der Sonometrie basiert auf dem Prinzip der Abstandsmessung mittels Ultraschall. Der durch den Sender abgegebene Ultraschallimpuls, dieser breitet sich unter der Haut (subkutan) mit einer konstanten Geschwindigkeit von 1500 m/s aus, wird vom Empfänger erfasst, und durch die gemessene Zeit errechnet das System den zurückgelegten Weg bzw. den Abstand zwischen Sender und Empfänger. Für die Datenaufzeichnung stehen Frequenzen von 1 / 5 / 10 und 25 Hz zur Verfügung. Durch diese ununterbrochene Aufzeichnung können die Bewegungen der Wirbelsäule genau dargestellt werden. Die aufgezeichneten Daten werden über eine Infrarotschnittstelle auf den Computer übertragen und anhand der Software SonoLab Studio (SonoLab Studio® Version 3.3) verarbeitet. Diese Software kann die Daten speichern und zu individuellen Bewegungsprofilen verarbeiten.

3.1 Studiendesign

Die in dieser Arbeit vorliegende Querschnittsstudie umfasst ein Kollektiv von 31 Sportstudenten/innen ($176,81 \pm 8,50$ cm; $70,00 \pm 8,64$ kg; $25,52 \pm 3,60$ Jahre; 20 männlich; 11 weiblich) welche einem Test/Retest Verfahren mittels dem Testsystem SonoSens unterzogen wurden. Zusätzlich wird bei der zweiten Messung das Zeichen nach Schober und Ott überprüft, um Vergleichswerte mit herkömmlichen, orthopädischen Methoden zu erhalten. Zur Erhebung der körperlichen Aktivität der Probanden/innen wird der *International Physical Activity Questionnaire* herangezogen. Dieser Fragebogen umfasst sieben Fragen, die jeweils auf den Aktivitätslevel der letzten sieben Tage abzielen und in drei Kategorien (anstrengende, moderate, geringe Tätigkeiten) eingeteilt werden. Folgende Abbildung 7 soll den Ablauf der Studie verdeutlichen.

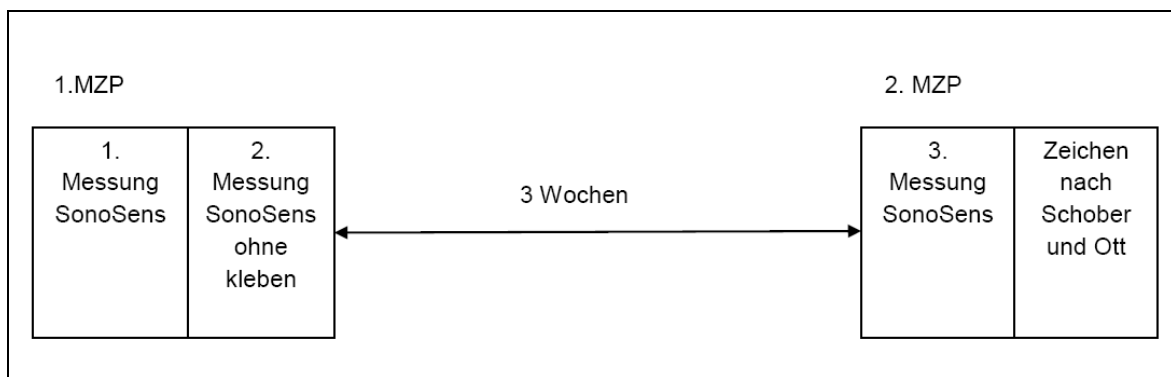


Abb. 7: Grafische Darstellung des Untersuchungsdesigns

3.1.1 Rahmenbedingungen

Um möglichst aussagekräftige Daten zu erhalten, wurden die Messungen unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Gerade der Zusammenhang zwischen den Umgebungsbedingungen und der Erfassung der Beweglichkeit der Wirbelsäule wurden schon umfassend diskutiert (Wilke et al., 1998; Ensink et al. 1996; Galante, 1967). Da laut Ensink et al. (1996) die Beweglichkeit der Wirbelsäule im Tagesverlauf zunimmt, wurden die Wiederholungsmessungen der Probanden/innen immer zur selben Uhrzeit durchgeführt. Um der Forderung einer konstanten Raumtemperatur von Galante (1967) nachzukommen, fanden die Messungen ausschließlich bei einer Temperatur zwischen 23 und 26 Grad Celsius statt. Ebenfalls wurden die Probanden/innen angehalten, vor der Durchführung der Messung sportliche Aktivitäten zu unterlassen. Um mögliche Verbesserungen der Beweglichkeit der Wirbelsäule innerhalb der Messungen zu verhindern, wurden die Endpositionen lediglich 10 Sekunden lang gehalten, da laut Magnusson et al. (2000) die Verbesserung des ROM durch eine Stretchingdauer von 1,30

- 2,25 Minuten herbeigeführt wird. Auch Bandy and Iron (1994) fanden einen Effekt auf den ROM bei einer Stretchingdauer von 30 Sekunden und länger heraus. Gajdosik (1991) verweist auf das Halten der Dehnung über einen Zeitraum von 15 Sekunden zur Verbesserung des ROM.

3.1.2 IPAQ

Diesen schon oben erwähnten *International Physical Activity Questionnaire* (siehe Anhang C) mussten die Probanden/innen vor der ersten Messung ausfüllen. Danach wurde ihnen der Testablauf genau erklärt, und die Sensoren von dem/der Testleiter/in appliziert (siehe Abb. 6).

3.1.3 Sono Sens

Für die Messung mittels SonoSens wurden zwei Messzeitpunkte terminisiert (siehe Abb. 7). Beim ersten Messzeitpunkt wurden je zwei Messungen pro Proband/in mit einer Pause von zwei Minuten durchgeführt. Die Aufzeichnung erfolgte mit einer Messfrequenz von 10 Hz. Die applizierten Sensoren wurden von der ersten zur zweiten Messung nicht verändert. Der Ablauf der Testung lautete wie folgt: Zur Kalibrierung des Monitors und zur Erfassung der Ausgangslängen der Wirbelsäule wurden die Probanden/innen aufgefordert die Schuhe auszuziehen und in hüftbreitem Stand mit möglichst gerader Wirbelsäule und Blick nach vorne für einen Zeitraum von 30 – 40 Sekunden ruhig zu stehen. Danach kam es zur Erfassung der maximalen Beweglichkeit der Wirbelsäule in der Flexion, Extension, Lateralflexion links und rechts, wie auch der Torsion. Bei der maximalen Flexion stabilisierte der/die Testleiter/in das Becken der Probanden/innen von hinten und forderte diese auf, das Kinn zur Brust zu nehmen. Diese Position haltend sollten sich die Probanden/innen nun Wirbel für Wirbel nach vorne abrollen, um schließlich die Endposition zehn Sekunden lang zu halten. Bei der maximalen Extension wurde das Becken von vorne stabilisiert, und der Kopf in den Nacken gegeben. Nun sollte es zu einer maximalen Rückbeugung kommen, ohne dabei das Becken nach vorne zu schieben. Bei einem Beckenvorschub intervenierte der/die Testleiter/in, und diese so erreichte Endposition wurde nun wiederum zehn Sekunden lang gehalten. Bei der Lateralflexion begann die Testperson mit der rechten Seite. Hier wurde das rechte Ohr zur rechten Schulter geführt, ohne jedoch die Schulter nach oben zu ziehen. Desweiteren sollte mit dem Zeigefinger an der Hosennaht entlang geglitten werden, bis es zu einer Beckenkipfung kam. Die Endposition wurde wieder zehn Sekunden lang gehalten. Dieser Vorgang wurde ident auch für die linke Seite wiederholt. Um die maximale Torsion der Wirbelsäule zu eruieren, wurde das Becken wieder von hinten stabilisiert, und die Probanden/innen wurden aufgefordert die rechte Hand auf die linke Schulter und

gleichzeitig die linke Hand auf die rechte Schulter zu legen. Mit der rechten Seite beginnend wurde der Kopf über die Schulter gedreht, Blick über die rechte Schulter. Danach wurde der Oberkörper solange gedreht, bis es im Becken zu einer Rotation kam. Auch hier wurde die Endposition über eine Zeitspanne von zehn Sekunden gehalten. Und auch hier wurde dieser Vorgang für die linke Seite ident wiederholt. Nach diesen Bewegungsaufgaben wurden die Aufzeichnungen des Monitors gestoppt, und die Daten in den Computer eingelesen. Nach zwei Minuten wurden sowohl die Kalibrierung, wie auch die Bewegungsaufgaben, ohne allerdings die Sensoren zu verändern, nochmalig durchgeführt (siehe Anhang D: Standardisierungsprotokoll).

3.1.4 Zeichen nach Schober und Ott

Beim zweiten Messzeitpunkt, drei Wochen nach dem ersten, wurde jeweils eine Messung pro Proband/in mit dem SonoSens Monitor und eine mit dem Zeichen nach Schober und Ott durchgeführt. Der Testablauf und die Bewegungsaufgaben bei der Messung mit SonoSens entsprachen dem des ersten Messzeitpunktes. Zusätzlich aber wurden die oben erwähnten Zeichen nach Schober und Ott überprüft. Für das Zeichen nach Schober wurde an dem/der stehenden Probanden/in eine Hautmarke auf der Mittellinie der Lendenwirbelsäule in Höhe der hinteren oberen Darmbeinstacheln (spina illiaca posterior superior) eingezeichnet, und 15 cm oberhalb dieser eine Weitere markiert. Die Probanden/innen wurden aufgefordert mit gestreckten Knien sich maximal nach vorne zu beugen (Flexion) und maximal Zurückzuneigen (Retroflexion). In der jeweiligen Endposition wurde der Abstand der beiden Hautmarker mit einem Maßband abgenommen. Der Ablauf der Untersuchung erfolgte nach Williams et al. (1993, Appendix 1, Appendix 2). Zur Eruiierung des Zeichens nach Ott wurde ebenfalls am stehenden Patienten eine Hautmarke über dem Dornfortsatz des siebenten Halswirbels (C7) und eine weitere 30 cm unterhalb aufgetragen. Die Änderungen der Messstrecke bei Flexion, wie auch Retroflexion wurden festgehalten.

3.2 Kennzeichen des untersuchten Kollektivs

Bei den untersuchten Probanden/innen handelt es sich um 31 Sportstudenten/innen, welche am Test wie auch am Retest teilnahmen. Zum Zeitpunkt der Datenerhebung wies das Gesamtkollektiv eine durchschnittliche Größe von $176,81 \pm 8,50$ cm auf. Das Gewicht betrug $70,00 \pm 8,64$ kg und das durchschnittliche Alter lag bei $25,52 \pm 3,60$ Jahren. Der Body-Mass-Index (BMI) betrug $22,29 \pm 1,21$ kg/m². Alle erhobenen Daten des Gesamtkollektivs sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tab. 1: Anthropometrische Daten des Gesamtkollektiv

Gesamtkollektiv	n	Min	Max	Mittelwert	SD
Alter in a	31	20,00	39,00	25,52	3,60
Gewicht in kg	31	54,00	83,00	70,00	8,64
Größe in cm	31	160,00	187,00	176,81	8,50
BMI	31	20,00	25,00	22,29	1,21

Alter in a = Alter in Jahren

BMI = Body-Mass-Index

SD = Standardabweichung

Das Gesamtkollektiv von 31 Testpersonen umfasst 11 Probandinnen und 20 Probanden. Die Probandinnen waren im Durchschnitt $167,55 \pm 8,50$ cm groß und wogen $60,36 \pm 5,02$ kg. Das Alter der Probandinnen lag bei $25,36 \pm 5,29$ Jahren und der durchschnittliche Body-Mass-Index betrug $22,36 \pm 0,92$ kg/m². Tabelle 2 enthält die gesamten Daten der Probandinnen.

Tab. 2: Anthropometrische Daten der Frauen

Frauen	n	Min	Max	Mittelwert	SD
Alter in a	11	20,00	39,00	25,36	5,29
Gewicht in kg	11	54,00	71,00	60,36	5,02
Größe in cm	11	160,00	180,00	167,55	6,71
BMI	11	21,00	24,00	22,36	0,92

Alter in a = Alter in Jahren

BMI = Body-Mass-Index

SD = Standardabweichung

Die 20 Probanden waren $181,90 \pm 3,66$ cm groß und wogen $75,30 \pm 4,63$ kg. Das durchschnittliche Alter der Probanden betrug $25,60 \pm 2,39$ Jahre. Der Body-Mass-Index lag bei $22,25 \pm 1,37$ kg/m². In Tabelle 3 sind die Größe, das Gewicht, das Alter und der Body-Mass-Index der Probanden zusammengefasst dargestellt.

Tab. 3: Anthropometrische Daten der Männer

Männer	n	Min	Max	Mittelwert	SD
Alter in a	20	21,00	29,00	25,60	2,39
Gewicht in kg	20	67,00	83,00	75,30	4,63
Größe in cm	20	173,00	187,00	181,90	3,66
BMI	20	20,00	25,00	22,25	1,37

Alter in a = Alter in Jahren

BMI = Body-Mass-Index

SD = Standardabweichung

Die Teilnahme der Untersuchung beruhte auf Freiwilligkeit. Vor Beginn der Messung wurde jede Probandin und jeder Proband ausführlich über Ziele, Dauer, Ablauf und Bedeutung der Studienteilnahme mündlich aufgeklärt. Alle Messdaten der Probanden/innen wurden von demselben/derselben Testleiter/in erhoben.

Die folgende Abbildung 8 gibt einen Überblick über die prozentuelle Verteilung der Probandinnen und der Probanden.

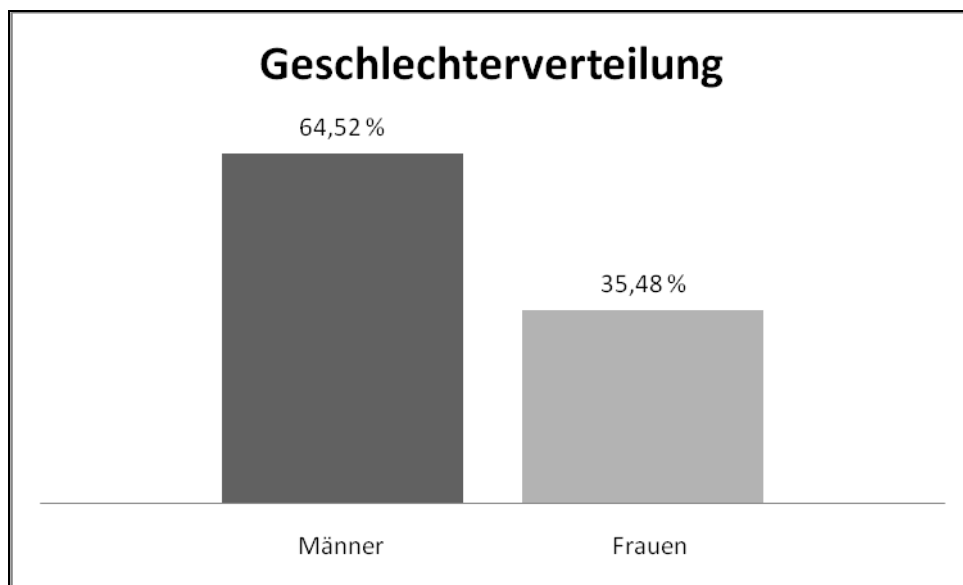


Abb. 8: Geschlechterverteilung der Probandinnen und Probanden

3.3 Datenauswertung

Die statistische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS für Windows (Version 15.0, SPSS INC., Chicago, IL.). In der folgenden Auswertung werden die Ergebnisse der Berechnungen mittels Signifikanztest bewertet. Als signifikant werden jene Ergebnisse angenommen, die eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,05 nicht überschreiten (vgl. Untersteiner 2007, S. 129).

Bei Überprüfung zweier Variablen auf deren Zusammenhang gibt der Signifikanztest ausschließlich die statistische Absicherung dieses an, jedoch keine direkte Information darüber wie eng dieser Zusammenhang ist. Demnach wird in Abhängigkeit des Skalenniveaus und der Normalverteilung entweder der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman oder der Maßkorrelationskoeffizient nach Pearson herangezogen (vgl. Janssen, Laatz, 2005, S. 260ff). Die nachstehende Tabelle 4 zeigt, wie die Korrelationskoeffizienten interpretiert werden:

Tab. 4: Interpretation des Korrelationskoeffizienten (Untersteiner 2007, S. 87)

Wert des Korrelationskoeffizienten	Interpretation
$\leq 0,2$	sehr geringe Korrelation
$\leq 0,5$	geringe Korrelation
$\leq 0,7$	mittlere Korrelation
$\leq 0,9$	hohe Korrelation
≤ 1	sehr hohe Korrelation

Grundvoraussetzung für alle in dieser Arbeit verwendeten Tests ist die Normalverteilung. Jene wurde mittels Kolmogorov-Smirnov Test überprüft. Die Homogenität der Stichprobenvarianzen, welche Voraussetzung für den t-Test bei unabhängigen Stichproben ist, wurde mittels Levene Test überprüft.

Der Schwerpunkt der Tests lag auf der Überprüfung von Zusammenhängen. Bei zumindest intervallskalierten Daten und der Annahme der Normalverteilung wurde die Produkt Moment Korrelation nach Pearson verwendet. Bei Verletzung einer dieser Voraussetzungen wurde die Rangkorrelation nach Spearman angewendet.

Die Überprüfung auf Unterschiede wurde mittels t-Test für unabhängige Stichproben errechnet. Voraussetzungen für diesen Test sind: zwei unabhängige Stichproben, zumindest intervallskalierte Daten, normalverteilte Daten pro Gruppe und Homogenität der Stichprobenvarianzen. Bei Verletzung nur einer Voraussetzung kam der Mann-Whitney-U Test zur Anwendung.

4 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Untersuchung deskriptiv dargestellt. Falls nicht anders angegeben, handelt es sich um das Gesamtkollektiv von 31 Probanden/innen.

4.1 IPAQ

Im Folgenden werden die Ergebnisse des Fragebogens IPAQ präsentiert.

Abbildung 9 zeigt für die drei Aktivitätslevel (high, moderate, low) den jeweils errechneten Mittelwert des von den Probanden/innen angegebenen durchschnittlichen, wöchentlichen Energieverbrauchs (MET-min).

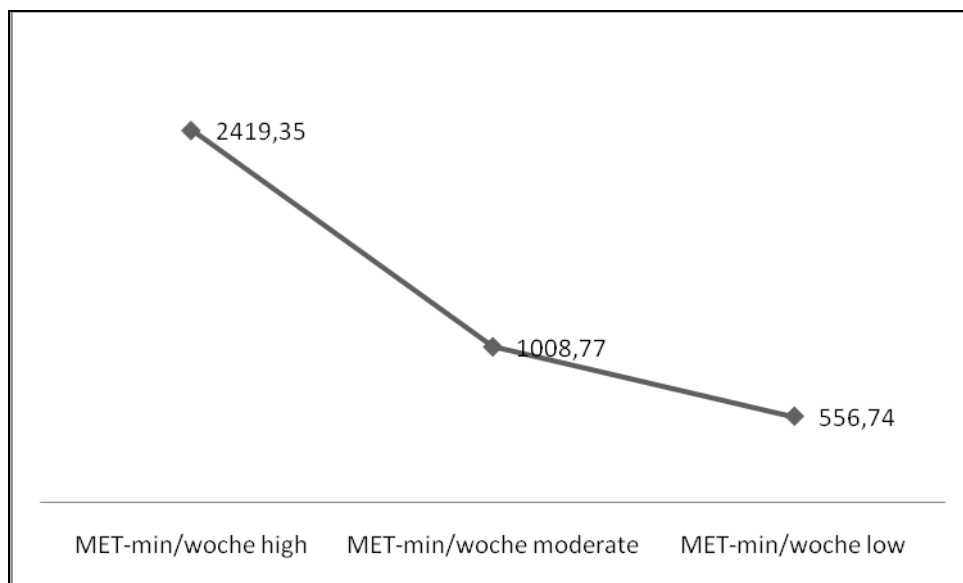


Abb. 9: Mittelwerte der MET-min/ Woche unterteilt in die drei Aktivitätslevel

Die Angaben der Probanden/innen und die dadurch errechneten Mittelwerte zeigen, dass das getestete Kollektiv hauptsächlich intensive körperliche Aktivitäten mit einem durchschnittlichen Verbrauch von 2419,35 Met-min betreibt. Im Vergleich dazu werden nur 1008,77 Met-min mit moderaten Aktivitäten und sogar nur 556,74 Met-min mit geringen Aktivitäten verbraucht.

Die weitere Auswertung und Berechnung dieser Angaben der Probanden/innen ergab, dass 74,19 % des Gesamtkollektivs, das entspricht 23 Probanden/innen einen hohen Aktivitätslevel aufweisen. 25,81 % des Kollektivs, das entspricht 8 Probanden/innen weisen einen moderaten Aktivitätslevel auf. Keiner der Probanden/innen befindet sich im Bereich des geringen Aktivitätslevels.

Diese Endergebnisse der Befragung mittels IPAQ sind in Abbildung 10 prozentuell dargestellt.

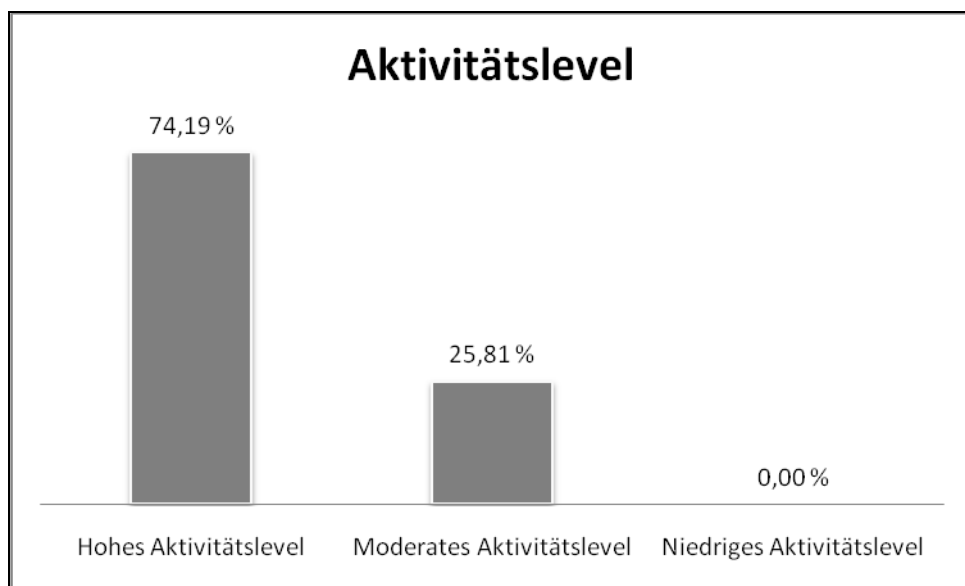


Abb. 10: Prozentuelle Aufteilung der Ergebnisse des IPAQ

4.2 Referenzwerte

Um die gemessenen Daten richtig einordnen und interpretieren zu können, sind wie folgt die Referenzwerte, welche von der ersten Messung mit SonoSens stammen, zusammengefasst dargestellt (Tab 6.).

Tab. 5: Referenzwerte der ersten Messung mit SonoSens

Kennwerte	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
Länge LWS 1	121,84	21,61	86	178
Länge BWS 1	289,84	24,94	250	337
Länge HWS 1	106,52	12,57	79	133
Länge T LWS 1	148,26	29,29	105	262
Länge T BWS 1	303,97	21,85	266	345
Länge T HWS 1	120,55	14,81	96	182
max. Flex LWS 1	41,35	9,31	9	58
max. Flex BWS 1	12,94	3,39	6	20
max. Flex HWS 1	18,65	6,32	4	32
max. Ext LWS 1	-15,52	8,37	-32	-1
max. Ext BWS 1	-9,32	3,42	-16	-4
max. Ext HWS 1	-29,58	9,74	-47	-4
max.flex. re. LWS 1	25,61	13,03	1	58
max.flex. re. BWS 1	14,32	4,96	5	27
max.flex. re. HWS 1	21,74	12,21	5	61
max.flex. li. LWS 1	-24,03	12,58	-55	0
max.flex. li. BWS 1	-14,61	4,80	-25	-1
max.flex. li. HWS 1	-22,16	10,68	-53	-1
max. T. re. LWS 1	16,74	11,97	-1	66
max. T. re. BWS 1	12,42	5,24	0	29
max. T. re. HWS 1	24,68	11,75	6	74
max. T. li. LWS 1	-23,65	15,59	-78	-7
max. T. li. BWS 1	-13,94	4,56	-32	-8
max. T. li. HWS 1	-27,16	8,66	-43	-8

SD = Standardabweichung

In Tabelle 7 sind die Werte der Ausgangslängen der ersten Messung mit SonoSens, unterteilt in die 16./33./67. und 84. Perzentile, dargestellt.

Tab. 6: Streuung der Ausgangslängen der Wirbelsäule in das 16./33./67. und 84. Perzentil

Perzentile	≤ 16 %	> 16%-33%	> 33%-67%	> 67%-84%	> 84%
Länge LWS1	100,2	100,3 - 110,1	110,2 - 131,0	131,1 - 143,7	143,7
Länge BWS 1	255,6	255,7 - 278,1	278,2 - 300,0	300,1 - 315,3	315,3
Länge HWS 1	94,1	94,2 - 99,0	99,1 - 112,0	112,1 - 121,7	121,7
Länge T LWS 1	124,1	124,2 - 134,2	134,3 - 159,4	159,5 - 166,6	166,6
Länge T BWS 1	275,3	275,4 - 296,0	296,1 - 315,8	315,9 - 329,1	329,1
Länge T HWS 1	108,1	108,2 - 114,5	114,56- 125,8	125,9 - 128,9	128,9

Aus Tabelle 8 gehen die Anteile der Werte der Bewegungsmaße der ersten Messung hervor, die als Sehr gut, Gut, Durchschnittlich, Genügend und Ungenügend beurteilt werden.

Tab. 7: Streuung der Bewegungsmaße der Wirbelsäule

Perzentilen	Ungenügend	Genügend	Durchschnittlich	Gut	Sehr gut
max. Flex LWS 1	≤ 34	34,1 - 39,5	39,6 - 45,0	45,1 - 49,8	> 49,8
max. Flex BWS 1	≤ 9	9,1 - 10,5	10,6 - 15,0	15,1 - 16,0	> 16,0
max. Flex HWS 1	≤ 12	12,1 - 16,0	16,1 - 23,0	23,1 - 25,0	> 25,0
max. Ext LWS 1	≤ 25	25,1 - 20,4	20,5 - 10,0	10,1 - 5,1	> 5,1
max. Ext BWS 1	≤ 13	13,1 - 11,0	11,1 - 8,0	8,1 - 5,1	> 5,1
max. Ext HWS 1	≤ 39	39,1 - 34,9	35,0 - 25,0	25,1 - 21,2	> 21,2
max.flex. re. LWS 1	≤ 15	15,1 - 19,0	19,1 - 27,4	27,5 - 41,6	> 41,6
max.flex. re. BWS 1	≤ 10	10,1 - 12,0	12,1 - 16,0	16,1 - 19,9	> 19,9
max.flex. re. HWS 1	≤ 12	12,1 - 14,7	14,8 - 22,4	22,5 - 29,6	> 29,6
max.flex. li. LWS 1	≤ 34	34,1 - 27,0	27,1 - 19,5	19,6 - 13,4	> 13,4
max.flex. li. BWS 1	≤ 19	19,1 - 16,4	16,5 - 13,6	13,7 - 10,0	> 10,0
max.flex. li. HWS 1	≤ 33	33,1 - 25,4	25,5 - 16,6	16,7 - 11,1	> 11,1
max. T. re. LWS 1	≤ 8	8,1 - 11,6	11,7 - 17,0	17,1 - 25,0	> 25,0
max. T. re. BWS 1	≤ 9	9,1 - 10,0	10,1 - 14,0	14,1 - 17,0	> 17,0
max. T. re. HWS 1	≤ 17	17,1 - 20,7	20,8 - 26,4	26,5 - 31,6	> 31,6
max. T. li. LWS 1	≤ 41	41,1 - 23,8	23,9 - 15,6	15,7 - 11,2	> 11,2
max. T. li. BWS 1	≤ 18	18,1 - 14,0	14,1 - 12,0	12,1 - 11,0	> 11,0
max. T. li. HWS 1	≤ 39	39,1 - 28,4	28,5 - 23,0	23,1 - 21,0	> 21,0

Sehr gut: Perzentile ≤ 16%

Gut: Perzentile > 16% - 33%

Durchschnittlich: Perzentile > 33%-67%

Genügend: Perzentile >67%-84%

Ungenügend: Perzentile > 84%

4.3 Überprüfung der Reliabilität

In Tabelle 9 sind die Zusammenhänge der Ausgangslängen und der Bewegungsmaße der ersten und der zweiten Messung mit SonoSens zusammengefasst dargestellt.

Tab. 8: Korrelation zwischen der ersten und zweiten Messung mit SonoSens

	Erste Messung		Zweite Messung		Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert		
Länge LWS	21,61	121,84	19,18	118,87	p=0,000	r=0,911
Länge BWS	24,93	289,84	22,72	285,58	p=0,000	r=0,947
Länge HWS	12,56	106,52	12,06	104,06	p=0,000	r=0,925
Länge T LWS	29,28	148,26	30,37	137,39	p=0,000	r=0,673
Länge T BWS	21,85	303,97	21,28	300,52	p=0,033	r=0,384
Länge T HWS	14,80	120,55	10,65	117,74	p=0,000	rs =0,925
max.Flex LWS	9,31	41,35	5,93	42,06	p=0,000	rs =0,734
max.Flex BWS	3,38	12,94	3,01	13,29	p=0,000	rs =0,766
max.Flex HWS	6,32	18,65	5,62	18,26	p=0,000	r=0,603
max.Ext LWS	8,37	-15,52	6,56	-15,19	p=0,020	r=0,416
max.Ext BWS	3,41	-9,32	3,71	-7,77	p=0,000	r=0,715
max.Ext HWS	9,73	-29,58	3,71	-33,03	p=0,004	rs =0,502
max.flex.re.LWS	13,03	25,61	8,75	23,39	p=0,000	rs =0,672
max.flex.re.BWS	4,96	14,32	3,90	13,90	p=0,000	r=0,680
max.flex.re.HWS	12,21	21,74	7,90	21,35	p=0,061	r=0,340
max.flex.li.LWS	12,57	-24,03	11,86	-25,16	p=0,009	r=0,461
max.flex.li.BWS	4,80	-14,61	3,87	-15,13	p=0,000	r=0,687
max.flex.li.HWS	10,68	-22,16	10,28	-23,55	p=0,000	rs =0,651
max.T.re.LWS	11,97	16,74	10,03	17,48	p=0,013	rs =0,443
max.T.re.BWS	5,23	12,42	3,89	12,42	p=0,006	rs =0,482
max.T.re.HWS	11,75	24,68	7,03	24,61	p=0,000	rs =0,702
max.T.li.LWS	15,59	-23,65	10,65	-19,52	p=0,013	rs =0,442
max.T.li.BWS	4,56	-13,94	3,49	-14,10	p=0,001	rs =0,561
max.T.li.HWS	8,66	-27,16	11,02	-27,71	p=0,019	rs =0,418

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse der Korrelationen zwischen den Ausgangslängen der ersten und der dritten Messung angegeben.

Tab. 9: Korrelationen zwischen den Ausgangslängen der ersten und dritten Messung

	Erste Messung		Dritte Messung		Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert		
Länge LWS	21,61	121,84	24,03	129,06	p=0,005	r=0,487
Länge BWS	24,93	289,84	20,93	300,29	p=0,001	r=0,568
Länge HWS	12,56	106,52	11,65	106,74	p=0,001	r=0,571
Länge T LWS	29,28	148,26	10,91	149,00	p=0,002	rs=0,538
Länge T BWS	21,85	303,97	3,47	316,26	p=0,033	r=0,384
Länge T HWS	14,80	120,55	6,03	120,35	p=0,018	rs=0,423

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

In der folgenden Tabelle 11 sind die Zusammenhänge zwischen den Ausgangslängen der zweiten und der dritten Messung zusammengefasst dargestellt.

Tab. 10: Korrelationen zwischen den Ausgangslängen der zweiten und dritten Messung

	Zweite Messung		Dritte Messung		Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert		
Länge LWS	19,18	118,87	24,03	129,06	p=0,004	r=0,498
Länge BWS	22,72	285,58	20,93	300,29	p=0,005	r=0,493
Länge HWS	12,06	104,06	11,65	106,74	p=0,003	r=0,517
Länge T LWS	30,37	137,39	10,91	149,00	p=0,001	rs=0,574
Länge T BWS	21,28	300,52	3,47	316,26	p=0,121	r=0,284
Länge T HWS	10,65	117,74	6,03	120,35	p=0,034	r=0,382

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

4.4 Überprüfung der Validität

In Tabelle 12 sind die Zusammenhänge der maximalen Flexion und der maximalen Extension der Lendenwirbelsäule der dritten Messung mit dem Zeichen nach Schober angegeben.

Tab. 11: Korrelation zwischen Bewegungsmaßen der Lendenwirbelsäule und dem Zeichen nach Schober

	Dritte Messung LWS		Schober (cm)		Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert		
max.Flex.	10,91	39,97	1,05	21,83	p=0,078	r=0,321
max.Ext.	8,14	-18,26	1,05	12,27	p=0,082	rs=0,317

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

In Tabelle 13 sind die Zusammenhänge der maximalen Flexion und der maximalen Extension der Brustwirbelsäule der dritten Messung mit dem Zeichen nach Ott angegeben.

Tab. 12: Korrelation zwischen Bewegungsmaßen der Brustwirbelsäule und dem Zeichen nach Ott

	Dritte Messung BWS		Ott (cm)		Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert		
max. Flex.	3,47	12,77	1,27	33,40	p=0,002	r=0,545
max. Ext.	3,67	-9,19	1,59	27,40	p=0,062	rs=0,339

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

4.5 Einfluss des Geschlechts

In Tabelle 14 sind der Einfluss des Geschlechts auf die Ausgangslängen, wie auch die Bewegungsmaße der ersten Messung dargestellt.

Tab. 13: Geschlechtsunterschiede der ersten Messung

	Erste Messung			
	Mittelwert			Signifikanz
Kennwerte	m	w		
Länge LWS	127,50	111,55	t=2,072	p=0,047
Länge BWS	286,10	296,64	t=-1,131	p=0,267
Länge HWS	110,20	99,82	t=2,362	p=0,025
Länge T LWS	157,00	132,36	t=2,415	p=0,022
Länge T BWS	301,80	307,91	t=-0,739	p=0,466
Länge T HWS	18,53	11,41	U=59,500	p=0,036
max.Flex LWS	40,05	43,73	t=-1,054	p=0,301
max.Flex BWS	14,63	18,50	U=82,500	p=0,261
max.Flex HWS	17,08	14,05	U=88,500	p=0,381
max.Ext LWS	-17,50	-11,91	t=-1,850	p=0,075
max.Ext BWS	-8,65	-10,55	t=1,508	p=0,142
max.Ext HWS	-26,75	-34,73	t=2,339	p=0,026
max.flex.re.LWS	18,35	11,73	U=63,000	p=0,054
max.flex.re.BWS	15,10	12,91	t=1,184	p=0,246
max.flex.re.HWS	14,50	18,73	U=80,000	p=0,227
max.flex.li.LWS	-26,35	-19,82	t=-1,406	p=0,170
max.flex.li.BWS	-14,55	-14,73	t=0,097	p=0,924
max.flex.li.HWS	-20,85	-24,55	t=0,919	p=0,365
max.T.re.LWS	17,15	13,91	U=87,000	p=0,359
max.T.re.BWS	16,45	15,18	U=101,000	p=0,730
max.T.re.HWS	16,35	15,36	U=103,000	p=0,792
max.T.li.LWS	15,55	16,82	U=101,000	p=0,730
max.T.li.BWS	13,90	19,82	U=68,000	p=0,087
max.T.li.HWS	17,45	13,36	U=81,000	p=0,244

t = Testprüfgröße des t-Tests

U = Testprüfgröße des Mann-Whitney-U-Test

Tabelle 15 zeigt die Ergebnisse der Berechnung der Geschlechtsunterschiede der zweiten Messung.

Tab. 14: Geschlechtsunterschiede der zweiten Messung

	Zweite Messung			
	Mittelwert			Signifikanz
Kennwerte	m	w		
Länge LWS	123,80	109,91	t=2,026	p=0,052
Länge BWS	281,10	293,73	t=-1,512	p=0,141
Länge HWS	106,55	99,55	t=1,585	p=0,124
Länge T LWS	18,78	10,95	U=54,500	p=0,022
Länge T BWS	296,10	308,55	t=-1,597	p=0,121
Länge T HWS	120,15	113,36	t=1,755	p=0,090
max.Flex LWS	42,85	40,64	t=0,993	p=0,329
max.Flex BWS	13,25	21,00	U=55,000	p=0,022
max.Flex HWS	19,38	9,86	U=42,500	p=0,005
max.Ext LWS	-15,85	-14,00	t=-0,746	p=0,462
max.Ext BWS	-6,90	-9,36	t=1,837	p=0,077
max.Ext HWS	-26,75	-32,91	U=83,500	p=0,279
max.flex.re.LWS	18,33	11,77	U=63,500	p=0,054
max.flex.re.BWS	14,35	13,09	t=0,856	p=0,399
max.flex.re.HWS	21,85	20,45	t=0,464	p=0,646
max.flex.li.LWS	-29,50	-17,27	t=-3,118	p=0,040
max.flex.li.BWS	-14,95	-15,45	t=0,341	p=0,735
max.flex.li.HWS	18,25	11,91	U=65,000	p=0,066
max.T.re.LWS	19,90	13,09	t=1,884	p=0,070
max.T.re.BWS	13,00	11,36	t=0,902	p=0,270
max.T.re.HWS	25,65	22,73	t=1,111	p=0,276
max.T.li.LWS	14,48	18,77	U=79,500	p=0,212
max.T.li.BWS	14,55	18,64	U=81,000	p=0,244
max.T.li.HWS	17,78	12,77	U=74,500	p=0,244

t = Testprüfgröße des t-Tests

U = Testprüfgröße des Mann-Whitney-U-Test

Tabelle 16 zeigt die Ergebnisse der Berechnung der Geschlechtsunterschiede der dritten Messung.

Tab. 15: Geschlechtsunterschiede der dritten Messung

	Dritte Messung			
	Mittelwert			Signifikanz
Kennwerte	m	w		
Länge LWS	133,00	121,91	t=1,543	p=0,134
Länge BWS	300,80	299,36	t=0,176	p=0,861
Länge HWS	109,45	101,82	t=1,577	p=0,126
Länge T LWS	18,50	11,45	U=60,000	p=0,039
Länge T BWS	319,35	310,64	t=1,113	p=0,275
Länge T HWS	122,35	116,73	t=1,300	p=0,204
max.Flex LWS	39,95	40,00	t=-0,012	p=0,991
max.Flex BWS	14,03	19,59	U=70,500	p=0,104
max.Flex HWS	18,88	10,77	U=52,500	p=0,017
max.Ext LWS	-20,30	-14,55	t=-1,972	p=0,058
max.Ext BWS	-8,65	-10,18	t=1,115	p=0,274
max.Ext HWS	17,33	13,59	t=1,630	p=0,114
max.flex.re.LWS	17,20	13,82	U=86,000	p=0,338
max.flex.re.BWS	18,13	12,14	U=67,500	p=0,079
max.flex.re.HWS	15,85	16,27	U=107,000	p=0,919
max.flex.li.LWS	13,15	21,18	U=53,000	p=0,018
max.flex.li.BWS	17,68	12,95	U=76,500	p=0,169
max.flex.li.HWS	15,63	16,68	U=102,500	p=0,761
max.T.re.LWS	17,35	14,55	t=0,902	p=0,374
max.T.re.BWS	13,30	12,55	t=0,430	p=0,671
max.T.re.HWS	23,60	24,18	t=-0,234	p=0,817
max.T.li.LWS	14,13	19,41	U=72,500	p=0,123
max.T.li.BWS	14,75	18,27	U=85,000	p=0,317
max.T.li.HWS	-28,30	-22,00	t=-2,674	p=0,012

t = Testprüfgröße des t-Tests

U = Testprüfgröße des Mann-Whitney-U-Test

4.6 Einfluss von Aktivität und Sitzzeiten

In Tabelle 17 sind die Ergebnisse der Korrelation zwischen der Aktivität und der Sitzzeit zusammengefasst dargestellt.

Tab. 16: Korrelation zwischen der Sitzzeit/min/Tag und den Kennwerten der zweiten Messung

Kennwerte	Zweite Messung				Signifikanz	Koeffizient
	min.	max.	SD	Mittelwert		
Sitzzeit/Min./Tag	90,00	660,00	157,26	337,90		
max.Flex LWS	31,00	58,00	9,31	42,06	p=0,272	rs=0,204
max.Flex BWS	7,00	20,00	3,38	13,29	p=0,517	rs=0,121
max.Flex HWS	9,00	30,00	6,32	18,26	p=0,199	rs=-0,237
max.Ext LWS	-30,00	0,00	8,37	-15,19	p=0,187	rs=0,244
max.Ext BWS	-15,00	-1,00	3,41	-7,77	p=0,551	rs=-0,111
max.Ext HWS	-49,00	-19,00	9,73	-33,03	p=0,606	rs=-0,096
max.flex.re.LWS	13,00	47,00	13,03	23,39	p=0,337	rs=-0,179
max.flex.re.BWS	7,00	25,00	4,96	13,90	p=0,509	rs=0,123
max.flex.re.HWS	8,00	38,00	12,21	21,35	p=0,987	rs=0,003
max.flex.li.LWS	-69,00	-7,00	12,57	-25,16	p=0,798	rs=0,048
max.flex.li.BWS	-26,00	-9,00	4,80	-15,13	p=0,378	rs=-0,164
max.flex.li.HWS	-54,00	-9,00	10,68	-23,55	p=0,879	rs=-0,029
max.T.re.LWS	3,00	47,00	11,97	17,48	p=0,440	rs=-0,144
max.T.re.BWS	-1,00	21,00	5,23	12,42	p=0,405	rs=-0,155
max.T.re.HWS	13,00	45,00	11,75	24,61	p=0,890	rs=-0,026
max.T.li.LWS	-48,00	-9,00	15,59	-19,52	p=0,755	rs=0,058
max.T.li.BWS	-21,00	-6,00	4,56	-14,10	p=0,044	rs=-0,365
max.T.li.HWS	-59,00	-9,00	8,66	-27,71	p=0,710	rs=0,069

Sitzzeit/min/Tag = Sitzzeit in Minuten pro Tag

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

Tabelle 18 zeigt die Ergebnisse der Korrelation zwischen den Bewegungsmaßen der zweiten Messung und dem MET-min Verbrauch pro Woche in der hohe Aktivitäten durchgeführt wurden.

Tab. 17: Korrelation zwischen den Met-min/ Woche high und den Kennwerten der zweiten Messung

Kennwerte	Zweite Messung				Signifikanz	Koeffizient
	min.	max.	SD	Mittelwert		
MET-min/woche high	0,00	5760,00	1349,80	2419,35		
max.Flex LWS	31,00	58,00	9,31	42,06	p=0,957	r=0,010
max.Flex BWS	7,00	20,00	3,38	13,29	p=0,757	r=-0,058
max.Flex HWS	9,00	30,00	6,32	18,26	p=0,119	r=-0,286
max.Ext LWS	-30,00	0,00	8,37	-15,19	p=0,202	r=0,235
max.Ext BWS	-15,00	-1,00	3,41	-7,77	p=0,575	r=0,105
max.Ext HWS	-49,00	-19,00	9,73	-33,03	p=0,843	rs=0,037
max.flex.re.LWS	13,00	47,00	13,03	23,39	p=0,836	rs=0,039
max.flex.re.BWS	7,00	25,00	4,96	13,90	p=0,596	r=-0,099
max.flex.re.HWS	8,00	38,00	12,21	21,35	p=0,083	r=-0,316
max.flex.li.LWS	-69,00	-7,00	12,57	-25,16	p=0,504	r=0,125
max.flex.li.BWS	-26,00	-9,00	4,80	-15,13	p=0,248	r=0,214
max.flex.li.HWS	-54,00	-9,00	10,68	-23,55	p=0,860	rs=-0,033
max.T.re.LWS	3,00	47,00	11,97	17,48	p=0,426	rs=0,148
max.T.re.BWS	-1,00	21,00	5,23	12,42	p=0,431	rs=-0,147
max.T.re.HWS	13,00	45,00	11,75	24,61	p=0,409	r=-0,154
max.T.li.LWS	-48,00	-9,00	15,59	-19,52	p=0,476	rs=0,133
max.T.li.BWS	-21,00	-6,00	4,56	-14,10	p=0,797	r=0,048
max.T.li.HWS	-59,00	-9,00	8,66	-27,71	p=0,157	r=0,260

MET-min/ Woche high = anstrengende körperliche Tätigkeiten in Metabolische Einheiten pro Woche berechnet aus IPAQ.

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

4.7 Zusammenhang Anthropometrische Daten

Tabelle 19 zeigt die Ergebnisse der Korrelation zwischen der Größe und den Bewegungsmaßen der zweiten Messung.

Tab. 18: Korrelation zwischen Größe und Bewegungsmaßen

	Zweite Messung				Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	min.	max.	SD	Mittelwert		
Größe (cm)	160,00	187,00	8,50	176,81		
Länge LWS	86,00	157,00	19,18	118,87	p=0,040	r=0,372
Länge BWS	249,00	322,00	22,72	285,58	p=0,740	r=0,740
Länge HWS	76,00	125,00	12,06	104,06	p=0,027	r=0,396
Länge T LWS	11,00	183,00	30,37	137,39	p=0,004	r=0,498
Länge T BWS	263,00	340,00	21,28	300,52	p=0,778	r=0,053
Länge T HWS	94,00	142,00	10,65	117,74	p=0,013	r=0,439
max.Flex LWS	31,00	58,00	9,31	42,06	p=0,736	r=0,063
max.Flex BWS	7,00	20,00	3,38	13,29	p=0,097	r=-0,303
max.Flex HWS	9,00	30,00	6,32	18,26	p=0,001	r=0,560
max.Ext LWS	-30,00	0,00	8,37	-15,19	p=0,821	r=0,042
max.Ext BWS	-15,00	-1,00	3,41	-7,77	p=0,004	r=0,503
max.Ext HWS	-49,00	-19,00	9,73	-33,03	p=0,057	rs=0,346
max.flex.re.LWS	13,00	47,00	13,03	23,39	p=0,939	rs=0,014
max.flex.re.BWS	7,00	25,00	4,96	13,90	p=0,812	r=0,045
max.flex.re.HWS	8,00	38,00	12,21	21,35	p=0,711	r=-0,069
max.flex.li.LWS	-69,00	-7,00	12,57	-25,16	p=0,050	r=-0,354
max.flex.li.BWS	-26,00	-9,00	4,80	-15,13	p=0,173	r=0,251
max.flex.li.HWS	-54,00	-9,00	10,68	-23,55	p=0,160	rs=0,259
max.T.re.LWS	3,00	47,00	11,97	17,48	p=0,561	rs=0,109
max.T.re.BWS	-1,00	21,00	5,23	12,42	p=0,862	rs=-0,032
max.T.re.HWS	13,00	45,00	11,75	24,61	p=0,885	r=0,027
max.T.li.LWS	-48,00	-9,00	15,59	-19,52	p=0,467	r=0,135
max.T.li.BWS	-21,00	-6,00	4,56	-14,10	p=0,450	r=-0,141
max.T.li.HWS	-59,00	-9,00	8,66	-27,71	p=0,419	rs=0,150

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

Nachfolgende Tabelle 20 zeigt die Korrelation des BMI mit den Bewegungsmaßen der zweiten Messung.

Tab. 19: Korrelation zwischen BMI und Bewegungsmaßen

	Zweite Messung				Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	min.	max.	SD	Mittelwert		
BMI	25,00	25,00	1,21	22,29		
Länge LWS	86,00	157,00	19,18	118,87	p=0,642	r=-0,087
Länge BWS	249,00	322,00	22,72	285,58	p=0,766	r=-0,056
Länge HWS	76,00	125,00	12,06	104,06	p=0,410	r=-0,153
Länge T LWS	11,00	183,00	30,37	137,39	p=0,669	r=-0,080
Länge T BWS	263,00	340,00	21,28	300,52	p=0,900	r=0,024
Länge T HWS	94,00	142,00	10,65	117,74	p=0,451	r=-0,141
max.Flex LWS	31,00	58,00	9,31	42,06	p=0,010	r=-0,455
max.Flex BWS	7,00	20,00	3,38	13,29	p=0,613	r=0,094
max.Flex HWS	9,00	30,00	6,32	18,26	p=0,543	r=-0,114
max.Ext LWS	-30,00	0,00	8,37	-15,19	p=0,793	r=0,049
max.Ext BWS	-15,00	-1,00	3,41	-7,77	p=0,160	r=-0,259
max.Ext HWS	-49,00	-19,00	9,73	-33,03	p=0,527	rs=-0,118
max.flex.re.LWS	13,00	47,00	13,03	23,39	p=0,904	r=0,023
max.flex.re.BWS	7,00	25,00	4,96	13,90	p=0,885	r=0,027
max.flex.re.HWS	8,00	38,00	12,21	21,35	p=0,421	r=-0,150
max.flex.li.LWS	-69,00	-7,00	12,57	-25,16	p=0,617	r=0,093
max.flex.li.BWS	-26,00	-9,00	4,80	-15,13	p=0,098	r=-0,303
max.flex.li.HWS	-54,00	-9,00	10,68	-23,55	p=0,401	rs=-0,156
max.T.re.LWS	3,00	47,00	11,97	17,48	p=0,756	rs=0,058
max.T.re.BWS	-1,00	21,00	5,23	12,42	p=0,628	rs=0,090
max.T.re.HWS	13,00	45,00	11,75	24,61	p=0,511	r=0,123
max.T.li.LWS	-48,00	-9,00	15,59	-19,52	p=0,188	rs=-0,243
max.T.li.BWS	-21,00	-6,00	4,56	-14,10	p=0,611	r=-0,095
max.T.li.HWS	-59,00	-9,00	8,66	-27,71	p=0,030	rs=0,390

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

Tabelle 21 beinhaltet nachfolgend die Korrelation zwischen dem Gewicht in Kilogramm und den Bewegungsmaßen.

Tab. 20: Korrelation zwischen Gewicht und Bewegungsmaßen

	Zweite Messung				Signifikanz	Koeffizient
Kennwerte	min.	max.	SD	Mittelwert		
Gewicht (kg)	54,00	83,00	8,64	70,00		
Länge LWS	86,00	157,00	19,18	118,87	p=0,118	rs=0,287
Länge BWS	249,00	322,00	22,72	285,58	p=0,810	rs=-0,045
Länge HWS	76,00	125,00	12,06	104,06	p=0,011	rs=0,452
Länge T LWS	11,00	183,00	30,37	137,39	p=0,079	rs=0,321
Länge T BWS	263,00	340,00	21,28	300,52	p=0,786	rs=-0,051
Länge T HWS	94,00	142,00	10,65	117,74	p=0,009	rs=0,464
max.Flex LWS	31,00	58,00	9,31	42,06	p=0,428	rs=0,148
max.Flex BWS	7,00	20,00	3,38	13,29	p=0,123	rs=-0,283
max.Flex HWS	9,00	30,00	6,32	18,26	p=0,000	rs=0,629
max.Ext LWS	-30,00	0,00	8,37	-15,19	p=0,578	rs=0,104
max.Ext BWS	-15,00	-1,00	3,41	-7,77	p=0,108	rs=0,294
max.Ext HWS	-49,00	-19,00	9,73	-33,03	p=0,157	rs=0,260
max.flex.re.LWS	13,00	47,00	13,03	23,39	p=0,502	rs=-0,125
max.flex.re.BWS	7,00	25,00	4,96	13,90	p=0,348	rs=0,174
max.flex.re.HWS	8,00	38,00	12,21	21,35	p=0,728	rs=0,065
max.flex.li.LWS	-69,00	-7,00	12,57	-25,16	p=0,086	rs=-0,314
max.flex.li.BWS	-26,00	-9,00	4,80	-15,13	p=0,737	rs=0,063
max.flex.li.HWS	-54,00	-9,00	10,68	-23,55	p=0,366	rs=0,168
max.T.re.LWS	3,00	47,00	11,97	17,48	p=0,577	rs=0,104
max.T.re.BWS	-1,00	21,00	5,23	12,42	p=0,477	rs=0,133
max.T.re.HWS	13,00	45,00	11,75	24,61	p=0,582	rs=0,103
max.T.li.LWS	-48,00	-9,00	15,59	-19,52	p=0,444	rs=0,143
max.T.li.BWS	-21,00	-6,00	4,56	-14,10	p=0,900	rs=-0,024
max.T.li.HWS	-59,00	-9,00	8,66	-27,71	p=0,278	rs=0,201

r_s = Korrelationskoeffizient nach Spearman

SD = Standardabweichung

5 Diskussion

Es ist von großer Bedeutung für die Wissenschaft und weiterführend für die Praxis, klinische Funktionsuntersuchungen, sowie apparative Funktionsmessungen reproduzierbar und damit überprüfbar zu gestalten. Die Voraussetzung zur zuverlässigen Beurteilung von gesundheitsrelevanten Parametern ist die Anwendung evaluierter und standardisierter Messverfahren. Demnach ist die Forderung nach Erfüllung der Gütekriterien bei den verschiedenen Messmethoden unumgänglich (Uhlemann et al., 2001). Folgend werden die Ergebnisse der Überprüfung des SonoSens Monitor anhand wissenschaftlicher Studien diskutiert.

5.1 Fehlerdiskussion

Da die Ergebnisse der Studie vor dem Hintergrund der Fehlerquellen diskutiert werden sollen, wird hier auf die in diesen Messungen aufgetretenen Fehlern eingegangen. Die allgemeinen Gerätefehler wurden in anderen Arbeiten schon ausführlich diskutiert. (Friedrichs, 2000; Grimmer, 2001; Friedrich, 2002; Junghanns, 2002; Adler, 2003).

Die Hauptproblematik der Testreihe erwies sich in der Übertragung der Ultraschallwelle in die Haut. Die von der Firma vorgesehenen Klebepads für die Elektroden wiesen eine unzureichende Ankopplung auf. Erst nach langer Wartezeit wurde der Kontakt mit den Sensoren besser und die Kanäle konnten aufgefunden werden. Um diese Fehlerquelle auszuschalten, wurde zusätzlich ein Klebevlies zur Befestigung der Elektroden verwendet. Auffallend war, dass bei der zweiten Messung des ersten Messzeitpunktes die Ankopplung verbessert wurde. Dies lässt sich mit dem Aufkommen von leichtem Schwitzen und die dadurch entstehenden Wassertropfen, welche zu einem verbesserten Kontakt zwischen der Haut und der Sensoren führen, erklären (Grimmer, 2001, S. 50). Bei Schwitzen vor der Applikation der Sensoren konnte genau der gegenteilige Effekt festgestellt werden. Durch das vorangehende Reinigen des Rückens der Probanden/innen mit einem trockenen Tuch, konnten die Sensoren ohne weitere Probleme appliziert werden. Gerade im Bereich der Halswirbelsäule ist es zu vermehrtem Ablösen der Sensoren und somit zu keinem Auffinden der Kanäle gekommen. Grimmer (2001, S. 54) erklärt dieses Ablösen der Sensoren mit einem erhöhten Ankopplungswiderstand, welcher durch kleine Härchen vom Haaransatz entstehen kann.

5.2 Interpretation der Messergebnisse

Die Untersuchung des Kollektivs bezüglich der wöchentlichen körperlichen Aktivitäten durch den IPAQ ergab, dass 74,19 % der Probanden/innen, das entspricht 23 Personen, einen hohen Aktivitätslevel aufwiesen. Lediglich 25,81 % des Kollektivs, das sind 8 Personen wiesen einen moderaten Aktivitätslevel, und niemand wies einen niedrigen Aktivitätslevel auf. Das Gesamtkollektiv verbrauchte durchschnittlich 2419,35 Met-min pro Woche durch anstrengende Aktivitäten, 1008,77 Met-min pro Woche durch moderate Aktivitäten und 556,74 Met-min pro Woche durch geringe Aktivitäten. Da es sich bei den Probanden/innen um Sportstudenten/innen handelte, welche eine homogene Gruppe repräsentieren, sollte die weitere Interpretation der Ergebnisse und speziell die Interpretation der Referenzwerte vor diesem Hintergrund gesehen werden.

Um die Reliabilität des Testsystems zu evaluieren, wurde ein Test-Retest Verfahren eingesetzt. Es kam zu einer Korrelation zwischen den Ausgangslängen der ersten und der zweiten Messung mit SonoSens. Es konnte durchgängig ein signifikanter Zusammenhang herausgefunden werden. Die Korrelationskoeffizienten lagen tendenziell über 0,90, was einen sehr hohen Zusammenhang zeigt. Da die Sensoren von der ersten zur zweiten Messung nicht entfernt wurden, handelte es sich bei dieser Bewertung um die Reliabilität des Gerätes. Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass die Reliabilität des SonoSens Monitors gegeben ist. Friedrich (2002) fand ebenfalls sehr hohe Zusammenhänge von $r = 0,98$ bei dem Test-Retest Verfahren für Kurzzeitmessungen mit dem SonoSens Monitor heraus. Auch Wendrock (1998) zeigte einen Zusammenhang zwischen den, mit einem Videosystem gemessenen Winkeln und den ermittelten Maßen mit dem SonoSens Monitor auf.

Bei der Überprüfung auf Zusammenhang zwischen den Bewegungsmaßen der ersten und der zweiten Messung konnte, mit Ausnahme der maximalen Flexion der Halswirbelsäule zur rechten Seite, ein signifikanter Zusammenhang zwischen den Werten festgestellt werden. Die Korrelationskoeffizienten lagen zwischen 0,41 und 0,76 und wiesen somit tendenziell einen mittleren Zusammenhang auf. Der Vergleich der Bewegungsmaße ohne Veränderung der applizierten Sensoren lässt eine Aussage über die Reliabilität der Ausführung der Bewegungen der Probanden/innen zu. Begründet werden diese Ergebnisse mit der nicht genau festlegbaren Ausgangsstellung. Da die aufrechte Haltung der Probanden/innen bei der Kalibrierung des Systems immer individuellen Schwankungen unterliegt, sind Verschiebungen der Messstrecken zu erwarten. Zusätzlich sind trotz der Standardisierung der auszuführenden Bewegungen auch hier Unterschiede in der Ausführung zu bedenken.

Um die Reproduzierbarkeit der Applikation der Sensoren zu untersuchen, wurden die Ausgangslängen der ersten Messung und die Ausgangslängen der dritten Messung korreliert. Ebenfalls wurden die Ausgangslängen der zweiten mit den Ausgangslängen der dritten Messung auf Zusammenhang untersucht. Es konnten signifikante Zusammenhänge festgestellt werden. Da sich die Korrelationskoeffizienten zwischen 0,38 und 0,57 befanden, ist lediglich ein geringer Zusammenhang gegeben. Hier lässt sich der Einfluss des/der Testleiters/in auf die Reliabilität des Systems erkennen. Debrunner (1995) und Richter und Lawall (1993) machten schon weitgehend auf die Problematik des subjektiven Faktors bei manual-diagnostischen Methoden des/der Testleiters/in aufmerksam.

Bei der Überprüfung des Zusammenhangs der maximalen Flexion der Lendenwirbelsäule und der maximalen Extension der Lendenwirbelsäule konnte kein signifikanter Zusammenhang mit dem Zeichen nach Schober festgestellt werden. Auch die Korrelation zwischen der maximalen Extension der Brustwirbelsäule und dem Zeichen nach Ott wies keine Zusammenhänge auf. Alleine die Korrelation zwischen der maximalen Flexion in der Brustwirbelsäule und dem Zeichen nach Ott wies einen geringen Zusammenhang auf. In der Arbeit von Friedrich (2002) konnte ein hoch signifikantes Ergebnis mit dem modifizierten Schober-Test mit $r = 0,989$ erzielt werden. Eine mögliche Erklärung hierfür wären die unterschiedlichen Platzierungen der Marker bei dem in dieser Arbeit verwendeten „modifizierten modifizierten“ Zeichen nach Schober und dem modifizierten Zeichen nach Schober in der Arbeit von Friedrich. Wurden in der Arbeit von Friedrich die Stellen für den modifizierten Schober markiert und in einem Abstand von 2,5 cm von der Wirbelsäule die Sensoren des Monitors angebracht, so wurden bei den durchgeführten Untersuchungen in dieser Arbeit die vom Hersteller vorgegebenen Distanzen verwendet und mit den Zeichen nach Schober und Ott verglichen (siehe Abb. 6). Demnach handelt es sich um zwei unterschiedliche Wirbelsäulenabschnitte, welche zur Überprüfung herangezogen worden sind.

Bei der Untersuchung auf Geschlechtsunterschiede der ersten Messung konnte bei den Ausgangslängen der Lendenwirbelsäule, wie auch der Halswirbelsäule ein signifikantes Niveau zugunsten der Männer festgestellt werden. Ebenso gibt es einen signifikanten Unterschied bei der Ausgangslänge der Lendenwirbelsäule, sowie der Halswirbelsäule in der Torsion zum Vorteil der Männer. Bei den Bewegungsmaßen liegt mit einer Ausnahme, der maximalen Extension der Halswirbelsäule, kein signifikanter Geschlechtsunterschied vor. Hinsichtlich des Geschlechtsunterschiedes der zweiten Messung konnte bei den Ausgangslängen der Lendenwirbelsäule in der Torsion, der maximalen Flexion der

Halswirbelsäule und maximalen Flexion der Lendenwirbelsäule zur linken Seite, ein signifikantes Ergebnis zugunsten der Männer festgestellt werden. Bei der maximalen Flexion der Brustwirbelsäule kam es zu einem signifikanten Ergebnis für die Frauen. Bei allen anderen Kennwerten konnten keine Gruppenunterschiede beobachtet werden. Bei der Überprüfung des Geschlechtsunterschiedes der dritten Messung konnte bei den Kennwerten der Ausgangslängen der Lendenwirbelsäule in der Torsion, der maximalen Flexion der Halswirbelsäule, der maximalen Flexion der Lendenwirbelsäule zur linken Seite und der maximalen Torsion der Halswirbelsäule zur linken Seite ein signifikanter Unterschied beobachtet werden.

Bei der genauen Betrachtung der drei Messungen ist zu erkennen, dass insbesondere die erste Messung meist im Widerspruch zu den anderen beiden Messungen steht. Es lässt vermuten, dass diese Abweichungen auf die schon in der Fehlerdiskussion (Kapitel 5.1) eingegangen Ankopplungsschwierigkeiten der Sensoren zurückzuführen sind. Ausschließlich die Ausgangslängen der Lendenwirbelsäule in der Torsion wiesen in allen drei Messungen einen signifikanten Unterschied auf.

In der Studie von Abbott et al. (2006), in welcher die Wirbelsäulenbeweglichkeit mittels Röntgen bestimmt wurde, kam es zu keinem Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und dem ROM (Range Of Motion) in der Rotation der Lendenwirbelsäule. Ebenso zeigte sich in der Studie von Ensink et al. (1996), sie erhoben die Wirbelsäulenbeweglichkeit mittels Inklinometer, Zeichen nach Schober, modifiziertem Zeichen nach Schober und Finger-Boden Abstand, kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und dem ROM.

Bezüglich des Zusammenhangs zwischen der Größe und den Daten der zweiten Messung konnte ein signifikantes Ergebnis bei den Ausgangslängen der Lenden- und Halswirbelsäule, der Ausgangslängen der Lenden- und Halswirbelsäule in der Torsion, der maximalen Flexion der Halswirbelsäule und der maximalen Extension der Brustwirbelsäule erzielt werden. Die Korrelationskoeffizienten liegen zwischen 0,372 und 0,503, demnach ist ein geringer Zusammenhang gegeben.

Die Korrelation zwischen der zweiten Messung und dem BMI ergab eine Signifikanz hinsichtlich der maximalen Flexion der Lendenwirbelsäule, wie auch der maximalen Torsion der Halswirbelsäule auf die linke Seite. Hier ist ebenfalls ein geringer Zusammenhang gegeben. Bezüglich des Zusammenhanges der Daten der zweiten Messung und des Gewichts kam es zu einem signifikanten Ergebnis bei den Ausgangslängen der Halswirbelsäule, den Ausgangslängen der Halswirbelsäule in der Torsion, sowie in der maximalen Flexion der Halswirbelsäule.

Mellin (1987) eruierte bei 301 Männern und 175 Frauen die Wirbelsäulenbeweglichkeit mittels Schober-Test und Goniometer. Es wurde ein geringer Zusammenhang zwischen dem Gewicht und der sagittalen Bewegung der Wirbelsäule festgestellt. Im Bezug auf die Körpergröße wurden keine signifikanten Ergebnisse gefunden. Rätty (1997) beschreibt einen Zusammenhang zwischen der maximalen Flexion der Wirbelsäule und dem BMI. Ein erhöhter BMI geht mit einer geringeren Flexion der Lendenwirbelsäule einher. Jedoch das Körpergewicht und die Körpergröße haben keinen Zusammenhang mit dem gesamten ROM der Wirbelsäule. Ensink et al. (1996) stellte einen sehr geringen Zusammenhang $r = 0,36$ zwischen lumbaler Beweglichkeit und der Körpergröße fest, jedoch keine signifikanten Ergebnisse bezüglich dem Körpergewicht. Macrae and Wright (1969) konnten keinen Zusammenhang zwischen der Körpergröße oder dem Körpergewicht und der Wirbelsäulenbeweglichkeit feststellen.

Bei der in dieser Arbeit durchgeführten Studie konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen einem hohen Aktivitätslevel und der Beweglichkeit der Wirbelsäule festgestellt werden. Dieses Ergebnis kann durch die Studie von Küster (2004), welcher den Einfluss von Sport und Medienkonsum auf die Beweglichkeit der Wirbelsäule von Jugendlichen untersuchte, bestätigt werden. In dem Artikel von Rätti et al. (1997) wurden ehemalige Leistungssportler hinsichtlich ihrer Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit getestet. Auch hier konnte kein Zusammenhang zwischen erhöhter Aktivität und Wirbelsäulenbeweglichkeit festgestellt werden.

Ein Zusammenhang zwischen der Sitzzeit und den Bewegungsmaßen konnte mit einer Ausnahme, der maximalen Torsion der Brustwirbelsäule nach links, nicht bestätigt werden, und auch Küster (2004) konnte bei seiner Studie mit Jugendlichen zwischen 12 und 14 Jahren keine Signifikanz zwischen langer Sitzzeit und lumbaler Beweglichkeit feststellen.

5.3 Schlussfolgerungen

Die Fragestellung, ob mit dem SonoSens Monitor die Wirbelsäulenbeweglichkeit gemessen werden kann, muss zuerst vor dem Hintergrund der Nebenfragestellungen diskutiert werden.

- Bei der Überprüfung der Reliabilität des Monitors konnte herausgefunden werden, dass das Gerät korrekte Messergebnisse liefert. Jedoch unterliegen sowohl die Ausführung der Bewegungen der Probanden/innen, wie auch die Applikation der Sensoren durch den/die Testleiter/in hohen Schwankungen. Demnach ist die Zuverlässigkeit des Systems nur teilweise gegeben.
- Um die Validität des Systems zu eruieren, wurden die Sensorapplikationen laut dem Hersteller gewählt und mit den Zeichen nach Schober und Ott verglichen. Die Validität des Systems konnte nicht erfüllt werden.
- Ebenfalls konnte kein Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Sportstudenten gefunden werden.
- Es konnte kein Zusammenhang zwischen den Bewegungsmaßen und der Sitzzeit pro Tag gefunden werden.
- Desweiteren gibt es keinen Zusammenhang zwischen den gemessenen Bewegungsmaßen und dem Aktivitätslevel der Sportstudenten/innen.
- Ebenso besteht kein Zusammenhang zwischen den gemessenen Parametern mittels SonoSens und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index (BMI) der Sportstudenten/innen.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass der SonoSens Monitor zwar die Wirbelsäulenbeweglichkeit misst, jedoch die Messergebnisse durch die oben erwähnten Einflüsse nur in geringem Maß zuverlässig sind. Im Vergleich zu herkömmlichen manual-diagnostischen Verfahren erfordert das System nicht nur einen sehr hohen zeitlichen Aufwand, sondern verursacht auch erhebliche Kosten. Daraus lässt sich ableiten, dass auch die Forderung nach der Ökonomie des Testsystems nicht erfüllt ist.

Literaturverzeichnis

- Abbot, H.J., Fritz, J.M., McCane, B., Shultz, B., Herbison, P., Lyons, B., Stefanko, G., Walsh, R.M. (2006). Lumbar segmental mobility disorders: comparison of two methods of defining abnormal displacement kinematics in a cohort of patients with non-specific mechanical low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders* 7:45.
- Adler, D. (2005). *Mobile Ganganalyse zur Diagnostik von Änderungen im Bewegungsmuster der Wirbelsäule*. Diplomarbeit, Friedrich Schiller Universität Jena.
- Adler, S. (2003). *Sonospirometrie. Eine neue Methode zur kontinuierlichen Erfassung von Atemfrequenz und Lungenvolumina mittels ultraschallgestützter Hautdehnungsmessung*. Diplomarbeit, Friedrich Schiller Universität Jena.
- Ainsworth et al. (2000). Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 32 (9 Suppl.), 498-516.
- Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J., Klöckner, C. (2000). Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen. *Der Orthopäde* 29 (6): 480-489.
- Bandy, W.D., Iron, J.M. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther* 74:845-850.
- Baum, K., Essfeld, D (1999). Origin of back pain during bedrest: a new hypothesis. *European Journal of medical research*, 4, 389-393.
- Bruzek, R. (2008). Assessment Inklinometer, Bewegungsausmass messen. *Physiopraxis* 1:34-35.
- Craig et al. (2003). International Physical Questionnaire: 12-Country Reliability and Validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35 (8), 1381-1395.
- Debrunner, U.H., Hepp, W. R. (2004). *Orthopädisches Diagnostikum* (7., überarbeitete und aktualisierte Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Debrunner, A.M. (1995). *Orthopädie, orthopädische Chirurgie. Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis* (3., vollständig überarbeitete Auflage). Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Huber.
- Diers, (2007). 3D/4D Wirbelsäulen- und Haltungsanalyse. Zugriff am 19 Juli 2009 unter http://www.diers.de/uploads/media/DIERS_formetric_3D4D_DE.pdf.
- Ensink, F.B., Saur, P., Frese, K., Seeger, D., Hildebrandt, J. (1996). Lumbar range of motion: influence of time of day and individual factors on measurements. *Spine*, 21(11):1339-1343.
- Ficklscherer, A. (2008). *Basics Orthopädie* (2. Auflage). München: Urban & Fischer.
- Friedrich, M. (2002). Measuring lumbar sagittal posture in sewage workers using an ultrasonic device. *Journal of Musculoskeletal Research*, 6, Nos. 3&4, 135-145.
- Friedrichs, A (2000). *New diagnostic methods in biomechanics, sports, rehabilitation and automotive engineering*. Promotionsschrift: Chapter 3-5, Friedrich Schiller Universität Jena.

- Gajdosik, R.L. (1991). Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 14:250-255.
- Galante, J.O. (1967). Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand* 100:5-91.
- Gelalis, I. D., DeFrate, L. E., Stafilas, K.S., Pakos, E.E., Kang, J.D., Gilbertson, L.G. (2009). Three-dimensional analysis of cervical spine motion: reliability of a computer assisted magnetic tracking device compared to inclinometer. *Eur Spine J* 18:276-281.
- Grimmer, S (2001). *Haltungsanalyse bei Servierpersonal – eine Längsschnittstudie*. Magisterarbeit: Friedrich Schiller Universität Jena.
- Gudehus, T. (2009). *Entwicklung eines Verfahrens zur ergonomischen Bewertung von Montagetätigkeiten durch Motion-Capturing*. Kassel:University Press.
- Hallal, P.C. , Victora, C.G. (2004). Reliability and validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36:556.
- Heins, D. (2006). *Einsatz eines mobilen Systems zur ultraschallgestützten Ganganalyse unter Betrachtung der Rückenbewegung*. Diplomarbeit: Friedrich Schiller Universität Jena.
- Hermisdorfer, J. (2002). *Bewegungsmessung zu Analyse von Handfunktionen. Vorschlag einer standardisierten Untersuchung: EKN- Beiträge zur Rehabilitation*. Hamburg : books on demand.
- Hoyer, D., Kletzin, U., Adler, D., Meissner, W., Blikhan, R. (2005). Gait information flow indicates complex motor dysfunction. *Physiological Measurement* 26:545-554.
- Hütter-Becker, A., Dölken, M. (2005). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart: Georg-Thieme.
- Idiag (2009). Medimouse – Anwendungsbereiche. Zugriff am 20 Juli 2009 unter <http://www.idiag.ch/produkte/medimouser>.
- Janssen, J., Laatz W. (2005). *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests* (5., neu bearbeitete und erweiterte Auflage). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Junghanns, A (2002). *Sonotokographie – eine neue Methode der kontinuierlichen Wehenregistrierung mittels ultraschallgestützter Haut-Dehnungsmessung*. Diplomarbeit, Friedrich Schiller Universität Jena.
- Kittel, R., Dittrich, M., Fleege, R., Lazik, D., Wick, W. (2008). Auswirkungen fußballspezifischer Belastungen auf den Bewegungsapparat. *Sportverletzung Sportschaden*. 22:164-168.
- Kopp, S., Friedrichs, A., Pfaff, G., Langbein, U (2003). Beeinflussung des funktionellen Bewegungsraumes von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule durch Aufbissbehelfe. *Manuelle Medizin*, 41: 39-51.
- Kunz, M., Eigenbrod, F. (2003). *Medizinisches Aufbautraining*. (2. Auflage). München, Jena : Urban & Fischer.

- Küster, M. (2004). Effekt von Sport und Medienkonsum auf Rumpfkraft, Haltung und Beweglichkeit der Wirbelsäule bei 12- bis 14- jährigen Jugendlichen. *Sportverletzung Sportschaden* 18:90-96.
- Kusserow, H. (2004). Cuela – Ein Messsystem für Muskel – Skelett – Belastungen. Magazin Brücke 6: 18-20. Zugriff am 20 Juli 2009 unter http://www.bgete.de/bilder/pdf/bruecke_6-04.pdf.
- Magnusson, S.P., Aagaard, P., Nielson, J.J. (2000). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Med Sci Sports Exerc*, 32(6):1160-1164.
- Macrae, I.F., Wright, V. (1969). Measurement of back movement. *Ann. Rheum. Dis*, 28, 584 – 589.
- Mannion, A. F., Knecht, K., Balaban, G., Dvorak, J., Grob, D. (2004). A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine Journal* 13:122-136.
- Maud, P.J., Foster, C. (1995). *Physiological Assessment of Human Fitness*. Champaign, IL: Human Kinetic.
- Mellin, G. (1987). Correlation of spinal mobility with degree of chronic low back pain after correction for age and anthropometric factors. *Spine* 12 (5) 464-468.
- Moll, J.M.H., Wright, V. (1971). Normal range of spinal mobility. An objective clinical study. *Ann. Rheum. Dis.*, 30, 381-386.
- Oesch, P. et al. (2007). *Assessment in der muskuloskelettalen Rehabilitation*. (Band 2) Bern: Huber.
- Papathanasiou, G., Georgoudis, G., Papandreou, M., Spyropoulos, P., Georgakopoulos, D., Kalfakakou, V., Evangelou, A. (2009). Reliability measures of the short international physical activity questionnaire (IPAQ) in Greek young adults. *Hellenic J Cardiol* 50: 283-294.
- Post, R. B., Leferink, M. (2004). Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the Spinal Mouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 187-192.
- Ravnik, D., Otahal, S., Fikfak, M. D., (2008). Using different methods to assess the discomfort during car driving. *Coll. Antropol.* 32(1):267-276.
- Räty, H.P., Battie, M.C., Videman, T., Sarna, S. (1997). Lumbar mobility in former elite male weightlifters, soccer players, long-distance runners and shooters. *Clinical Biomechanics* 12(5): 325-330.
- Richter, T., Lawall, J. (1993). Zur Zuverlässigkeit manual-diagnostischer Befunde. *Manuelle Medizin* 31:1-11.
- Saur, P., Ensink, F.B., Frese, K. (1996). Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine* 21(11):1332-1338.

- Schlicht, W., Brand R. (2007). *Körperliche Aktivität, Sport und Gesundheit. Eine interdisziplinäre Einführung*. Weinheim:Juventa.
- Seichert, N., Baumann, M., Senn, E., Zuckriegel, H. (1994). Die Rückenmaus ein analog-digitales Messgerät zur Erfassung der sagittalen Rückenkonturen. *Phys. Rehab. Kur. Med.* 4:35-43.
- Smolenski, U.C., Endre, G., Bocker, B. (2003). Untersuchung der Halswirbelsäulenbeweglichkeit mittels Bewegungsfunktionsanalysesystem zebris und Winkelmessung. *Manuelle Medizin* 41:365-373.
- Sperber, A.D., Devellis, R.F., Boehlecke, B. (1994). Cross-cultural normative assessment: Translation and adaptation issues influencing the normative interpretation of assessment instruments. *Psychological Assessment* 6:304-312.
- Tousignant, M., Poulin, L., Marchand, S., Viau, A., Place, C. (2005). The modified-modified Schober Test for range of motion assessment of lumbar flexion in patient with low back pain: A study of criterion validity, intra- and inter-rater reliability and minimum metrically detectable change. *Disability and Rehabilitation* 27(10):553-559.
- Uhlemann, Chr., Schreiber, T.U., Sarafowa, A. (2001). Reliabilität klinischer Wirbelsäulenbewegungsmaße bei Probanden. *Phys. Med. Rehab Kuror* 11: 165-170.
- Untersteiner, H. (2007). *Statistik – Datenauswertung mit Excel und SPSS für Naturwissenschaftler und Mediziner* (2., überarbeitete Auflage). Wien: Facultas.
- Will, T. (2004). Evaluierung der Ultraschall-3D-Topmetrie (zebris®) im Vergleich zur Funktionsradiographie der Lendenwirbelsäule. Dissertation: Friedrich Schiller Universität Jena. Zugriff am 21. Juli 2009 unter http://deposit.ddb.de/cgi-bin/dokserv?idn=978276809&dok_var=d1&dok_ext=pdf&filename=978276809.pdf.
- Williams, R., Binkley, J., Bloch, R., Goldsmith, C.H., Minuk, T. (1993). Reliability of the modified modified Schober and double inclinometer methods for measuring lumbar flexion and Extension. *Physical Therapy* 73(1): 26-37.
- Wilke, H.J., Jungkunz, B., Wenger, K., Claes, L.E. (1998). Spinal segment range of motion as a function of in vitro Test Conditions: effect of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture conditions. *Anat Rec* 251:15-19.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zeichen nach Schober und Ott beim Vorneigen. (Debrunner et al., 2004, S. 65)	13
Abb. 2: Medi Mouse (Idiag, 2009)	14
Abb. 3: Codierung der Körperhaltung des Rückens mittels der OWAS Methode (Gudehus, 2009, S. 27)	16
Abb. 4: Das Formetric System (Diers, 2007)	17
Abb. 5: SonoSens Monitor (Heins, 2006 S. 27)	22
Abb. 6: Position der Sensoren entlang der Wirbelsäule (Heins, 2006 S. 30)	23
Abb. 7: Grafische Darstellung des Untersuchungsdesigns	24
Abb. 8: Geschlechterverteilung der Probandinnen und Probanden.....	28
Abb. 9: Mittelwerte der MET-min/ Woche unterteilt in die drei Aktivitätslevel	30
Abb. 10: Prozentuelle Aufteilung der Ergebnisse des IPAQ	31

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Anthropometrische Daten des Gesamtkollektiv	27
Tab. 2: Anthropometrische Daten der Frauen	27
Tab. 3: Anthropometrische Daten der Männer	28
Tab. 4: Interpretation des Korrelationskoeffizienten (Untersteiner 2007, S. 87)	29
Tab. 5: Referenzwerte der ersten Messung mit SonoSens	32
Tab. 6: Streuung der Ausgangslängen der Wirbelsäule in das 16./33./67. und 84. Perzentil	33
Tab. 7: Streuung der Bewegungsmaße der Wirbelsäule	33
Tab. 8: Korrelation zwischen der ersten und zweiten Messung mit SonoSens	34
Tab. 9: Korrelationen zwischen den Ausgangslängen der ersten und dritten Messung	35
Tab. 10: Korrelationen zwischen den Ausgangslängen der zweiten und dritten Messung	35
Tab. 11: Korrelation zwischen Bewegungsmaßen der Lendenwirbelsäule und dem Zeichen nach Schober	36
Tab. 12: Korrelation zwischen Bewegungsmaßen der Brustwirbelsäule und dem Zeichen nach Ott	36
Tab. 13: Geschlechtsunterschiede der ersten Messung	37
Tab. 14: Geschlechtsunterschiede der zweiten Messung	38
Tab. 15: Geschlechtsunterschiede der dritten Messung	39
Tab. 16: Korrelation zwischen der Sitzzeit/min/Tag und den Kennwerten der zweiten Messung ...	40
Tab. 17: Korrelation zwischen den Met-min/ Woche high und den Kennwerten der zweiten Messung	41
Tab. 18: Korrelation zwischen Größe und Bewegungsmaßen	42
Tab. 19: Korrelation zwischen BMI und Bewegungsmaßen	43
Tab. 20: Korrelation zwischen Gewicht und Bewegungsmaßen	44

Anhang

Anhang A: Zusammenfassung (deutsch)

Anhang B: Zusammenfassung (englisch)

Anhang C: IPAQ

Anhang D: Standardisierungsprotokoll

Anhang E: Eidesstattliche Erklärung

Anhang F: Lebenslauf