



universität
wien

DIPLOMARBEIT

Titel der Diplomarbeit

„Bewegungsstruktur und Energetik im Radsport“

Verfasserin

Renate Buchegger

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat.)

Wien, im November 2008

Studienkennzahlen lt. Studienblatt

A 481 295

Studienrichtungen lt. Studienblatt

Sportwissenschaften

Gewählte Fächer statt 2. Studienrichtung

Betreuer

Univ.-Prof. DI Dr. Arnold Baca

INHALTSVERZEICHNIS

VORWORT MIT FRAGESTELLUNGEN	5
1 RADFAHREN ALS LEISTUNGSSPORT	7
1.1 Determinanten der Leistungsfähigkeit	7
1.2 Zur Leistungsoptimierung	8
1.3 Definition (radfahr)leistungsbezogener Begriffe	10
2 ALLGEMEINE PHYSIOLOGISCHE UND BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN DES RADSPORTS	12
2.1 Energetische Grundlagen	12
2.2 Muskelfasertypen	16
2.3 Ausdauerleistung	18
2.4 Leistungslimitierende Faktoren aerober Kapazität	20
2.5 Aerob-anaerober Übergang	21
2.6 Physikalische Grundlagen	24
2.6.1 Rollwiderstand	24
2.6.1.1 Walkwiderstand	25
2.6.1.2 Abrollwiderstand	27
2.6.2 Luftwiderstand	28
2.6.2.1 Zusammenhang zwischen Rollwiderstand und Luftwiderstand	30
2.6.3 Hangabtriebskraft	31
2.6.4 Innerer Widerstand	33
2.7 Fahrtechnik	33
2.7.1 Antrieb - Übersetzung	33
2.7.2 Tretzyklus	35
2.7.3 Optimale Tretgeschwindigkeit	35
3 AUSGEWÄHLTE EMPIRISCHE BEFUNDE ZUM RADFAHREN	38
3.1 Muskelstoffwechsel, Kraft und Anstrengungswahrnehmung beim Radfahren mit unterschiedlichen Trittfrequenzen	38
3.1.1 Fragestellung und Hypothese	38
3.1.2 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren	38

3.1.3	Begriffsklärungen.....	39
3.1.4	Stichprobenbeschreibung	39
3.1.5	Messinstrumente und statistische Auswertung	40
3.1.6	Durchführung des Experiments.....	40
3.1.7	Ergebnisse	41
3.1.8	Resümee	46
3.1.9	Kritische Anmerkungen.....	47
3.2	Beziehung zwischen Gelenkmomenten und Trittfrequenzen beim Radfahren mit konstanter Leistung	49
3.2.1	Fragestellung und Annahmen.....	49
3.2.2	Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren	50
3.2.3	Stichprobenbeschreibung und Fahrraddimensionen	51
3.2.4	Methode	52
3.2.5	Begriffsklärungen.....	54
3.2.6	Ergebnisse	55
3.2.6.1	Kinematische und quasistatische Gelenkmomentzeitabläufe bei unterschiedlicher Trittfrequenz und konstanter Leistung	55
3.2.6.2	Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz bei konstanter Leistung	60
3.2.6.3	Auswirkungen von Veränderungen der Pedalwinkelprofile auf kinematische Momente	62
3.2.6.4	Auswirkung von Veränderungen in den Pedalkraftprofilen auf die optimale Trittfrequenz	64
3.2.7	Resümee	65
3.2.8	Kritische Anmerkungen.....	66
3.3	Biomechanik des Radfahrens: Studien der Bewegungsmuster beim Pedalieren von Verfolgungsfahrern der Spitzenklasse	68
3.3.1	Fragestellung.....	68
3.3.2	Stichprobenbeschreibung	68
3.3.3	Methode	68

3.3.4	Ergebnisse	68
3.3.4.1	Beinbewegungen	68
3.3.4.2	Kräftegleichgewicht	70
3.3.4.3	Antriebskraft	71
3.3.4.4	Uhrdiagramm	71
3.3.4.5	Effektive Kraft und Radkraft bei allen Kurbelwinkeln	73
3.3.4.6	Kriteriendiagramm	74
3.3.4.7	Leistungsabgabe beim Radfahren	77
3.3.5	Kritische Anmerkungen	78
3.4	Muskelaktivitäten und Pedalkinetik bei Hochleistungsradsportlern	79
3.4.1	Fragestellungen und Annahmen	79
3.4.2	Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren	80
3.4.3	Stichprobenbeschreibung und Untersuchungsort	80
3.4.4	Untersuchungsparameter und Testgeräte	80
3.4.5	Trittfrequenzgesteuerter Stufentest und Antritt-Tests	81
3.4.6	Auswertungsparameter	81
3.4.7	Untersuchungsergebnisse	82
3.4.8	Resümee	84
3.5	Leistungsdiagnostik im Radsport	86
3.5.1	Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren	86
3.5.2	Aufgaben und Parameter der radsportspezifischen Leistungsdiagnostik	86
3.5.3	Testprotokolle	87
3.5.4	Testprotokoll zur Ermittlung der maximalen Sauerstoffaufnahme ($VO_2\max$)	87
3.5.4.1	Testprotokoll zum Laktatstufentest	88
3.5.5	Longitudinale Laktatdiagnostik und Ausdauertrainingskonzept	89
3.6	Auswirkungen der Veränderung der Pedalfrequenz auf die Leistung beim Zeitfahren im Radsport	91
3.6.1	Fragestellung	91
3.6.2	Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren	92

3.6.3	Stichprobenbeschreibung	93
3.6.4	Experimentdesign	93
3.6.5	VO ₂ max-Test	93
3.6.6	Bike Setup	94
3.6.7	Eingewöhnungsphasen	94
3.6.8	Zeitfahren	94
3.6.9	Datenanalyse.....	95
3.6.10	Ergebnisse	95
3.6.11	Resümee	97
4	ZUSAMMENFASSUNG DER AUSGEWÄHLTEN EMPIRISCHEN BEFUNDE ZUM RADFAHREN.....	98
	LITERATURVERZEICHNIS	101
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	103
	TABELLENVERZEICHNIS	108
	KURZZUSAMMENFASSUNG	109

VORWORT MIT FRAGESTELLUNGEN

Die vorliegende Diplomarbeit als Ergebnis eines sportwissenschaftlichen Arbeitsauftrages befasst sich mit biomechanischen und physiologischen Aspekten im Leistungs-Radsport, insbesondere mit dem Aspekt der Ausdauer. Im Radsport werden unterschiedliche Disziplinen praktiziert. Die wichtigsten sind Straßen- und Bahnradfahren. Weiters gibt es noch Steherrennen (Radfahren hinter Motorrädern), Querfeldeinrennen, Langdistanzrennen (z. B. RAAM - Race Across America), Triathlon, BMX-Rennen, Mountainbiken, Tourenradfahren, Kunstradfahren und Radball.

In der vorliegenden Studie wird der zentralen Fragestellung nachgegangen, inwieweit biomechanische (z. B. Trittfrequenz, Pedalstellung, Gelenkwinkelstellungen) und physiologische (z. B. maximale Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz, Muskelfaserzusammensetzung, Laktat) Parameter (Determinanten) Einfluss auf die Leistung eines/einer Radsportlers/Radsportlerin haben. Konkrete Fragestellungen in diesem Rahmen sind folgende:

- 1) Welche Beziehung besteht zwischen den zentralen (kardiopulmonalen) bzw. den peripheren oder lokalen (muskulären) Parametern und subjektiver Anstrengungswahrnehmung?
- 2) Bei welcher Trittfrequenz erzielt der/die Radsportler/in die vorgegebene Leistung mit dem kleinstmöglichen Gelenkmoment?
- 3) Welches Bewegungsmuster des Sprunggelenks (Trettechnik) praktizieren Radsportler/innen der Spitzenklasse auf ihren individuell abgestimmten Fahrrädern?
- 4) Lassen sich Ergebnisse, die auf dem Fahrradergometer hinsichtlich Muskelaktivitäten und Pedalkinetik (auch bei stehender und sitzender Haltung) unter verschiedenen Belastungsformen gefunden worden sind, auf das reale Radrennfahren übertragen?
- 5) Was kann die radsportspezifische Leistungsdiagnostik für die individuelle Leistungssteigerung bei Radsportlern/Radsportlerinnen vollbringen?
- 6) Welche Auswirkungen hat eine Veränderung der Trittfrequenz auf die Leistung im 5-Meilen-Zeitfahren?

Da die Verfasserin selbst keine empirischen Untersuchungen zu diesen konkreten Fragestellungen durchführt, werden von ihr zur Beantwortung derselben vorliegende Erfahrungen, Erkenntnisse und ausgewählte empirische Befunde herangezogen, wobei folgende Vorgehensweise gewählt wird. Zunächst wird in das Radfahren als Leistungssport mit Möglichkeiten zur Leistungsoptimierung sowie in (radfahr)leistungsbezogene Begriffe eingeführt. Danach erfolgt eine Darstellung physiologischer und biomechanischer Grundlagen des Radsports, welchen interpretierte empirische Befunde folgen, die helfen könnten, eine Antwort auf die konkreten Fragestellungen geben zu können.

Die nun vorliegende Diplomarbeit hat eine sehr lange Geschichte, die bis in das Jahr 1994 zurückreicht. So sollte unter dem zu bearbeitenden Arbeitstitel der Diplomarbeit „Energetische Fragen des sportlichen Radfahrens unter trainingstheoretischem Aspekt“ als sportwissenschaftlicher Arbeitsauftrag primär fach einschlägige englischsprachige Zeitschriftenaufsätze und Sammelbeiträge durch Entwickeln einer Matrix vergleichend analysiert werden. Es stellte sich heraus, dass die zur Verfügung gestellten empirischen Untersuchungen mit Versuchspersonen operierten, die mehrheitlich nicht der Zielgruppe entsprachen, die Gegenstand der herzustellenden Diplomarbeit war. Deshalb war nur in wenigen Punkten eine Vergleichbarkeit gegeben. Daher wurde eine Ausweitung des Diplomarbeitsthemas auf biomechanische Aspekte des Radsports vorgenommen. Da auf die Thematisierung einer expliziten Fragestellung, auf die die Diplomarbeit mehr oder weniger gesicherte Antworten hätte geben sollen, verzichtet wurde, war es auch kein Wunder, dass aufgrund des Fehlens eines „roten Fadens“ und eines angemessenen wissenschaftlichen Ziels im Laufe der Zeit die Vorgaben widersprüchlicher und inkonsistenter wurden. Dies brachte die Verfasserin infolgedessen in eine praktisch ausweglose Situation.

Trotz immer wieder vorgenommener Überarbeitungen und Weiterarbeitsversuche am jeweiligen Diplomarbeitsentwurf mündeten die Diplomarbeitsaktivitäten der Verfasserin letztendlich in einen Arbeitsstillstand.

Erst eine Mitteilung der Universität Wien, die auf das Auslaufen des für die Verfasserin gültigen Studienplanes mit 30. November 2008 aufmerksam machte, motivierte die Verfasserin dazu, einen letzten Versuch zu unternehmen, um den ruhenden Diplomarbeitsentwurf mit Hilfe und Unterstützung von Herrn Univ.-Prof. DI Dr. Baca in letzter Minute zu überarbeiten. Für seine zielführenden Anregungen und Bemühungen möchte ich mich an dieser Stelle sehr herzlich bedanken.

Wien, im November 2008

Renate Buchegger

1 RADFAHREN ALS LEISTUNGSSPORT

1.1 Determinanten der Leistungsfähigkeit

Der Radsport ist sehr stark ausdifferenziert, überwiegend aber eine typische Ausdauersportart. Abgesehen von Bahnwettbewerben, die bei Strecken von 1000 m bis 4000 m zwischen 1 und 5 Minuten dauern, beträgt die Wettkampfzeit bei Straßenrennen üblicherweise 2 bis 4 Stunden. „Je nach Belastungsform und -dauer kommt es somit im Radsport zu einer sehr unterschiedlichen Beanspruchung des Bewegungsapparates, des Herzkreislaufsystems und des Stoffwechsels“ (Neumann, 1993, S. 561).

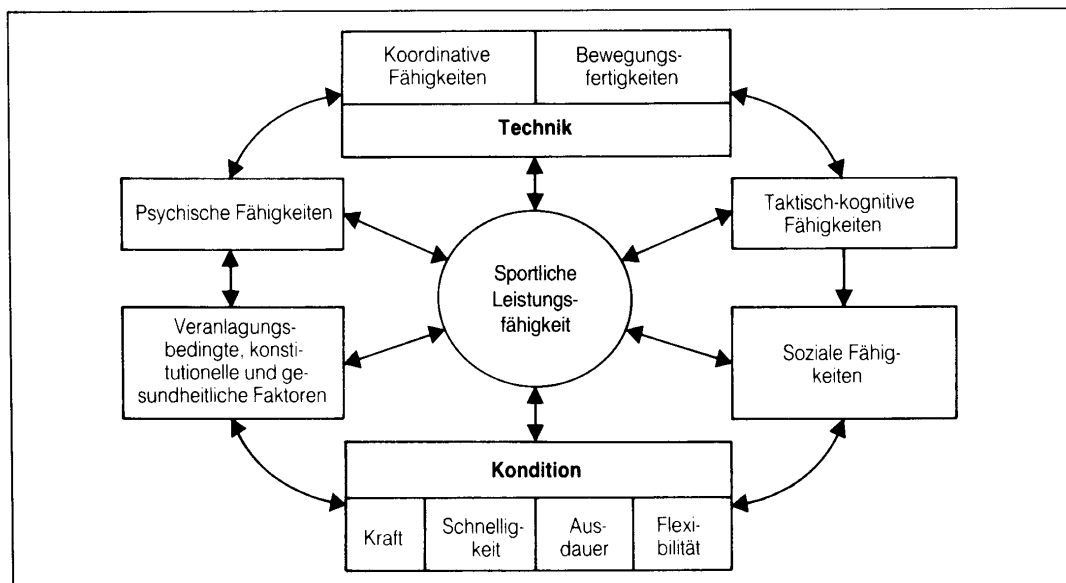


Abb. 1: Vereinfachtes Modell der Determinanten sportlicher Leistungsfähigkeit (Weineck, 2004, S. 21).

Die multifaktorielle Zusammensetzung sportlicher Leistungsfähigkeit (s. Abb. 1) bedingt ihre komplexe Trainierbarkeit. Nur durch eine harmonische Entwicklung aller leistungsbestimmender Faktoren kann die individuelle Höchstleistung erreicht werden (vgl. Weineck, 2004, S. 21). Im Radsport kann man eine zunehmende Leistungssteigerung beobachten. Demnach steigen im Mittel die von der Weltspitze erzielten Fahrgeschwindigkeiten jährlich um etwa 1 % an. Voraussetzung für diese Leistungssteigerung ist sowohl die Verbesserung der technischen Voraussetzungen als auch die der Trainingsprogramme. „Da der Luftwiderstand mit dem Quadrat der gefahrenen Geschwindigkeit ansteigt, setzt die geschilderte Entwicklung insbesondere eine zunehmende Verbesserung der Kraftausdauer des Radsportlers voraus. Die technischen Verbesserungen beziehen sich im Endeffekt auf die Verminderung des Rollwiderstandes“ (Neumann, 1993, S. 561). Dies wird durch Gewichtseinsparungen beim Fahrrad sowie durch Verbesserung der Reifen erzielt. Zur Reduzierung des Luftwiderstandes werden die möglichen Sitzpositionen des/der Rad-

sportlers/Radsportlerin (diese inkludieren Sattelhöhe und Sattelneigung, die Art der Körperhaltung als auch die Position der Hände auf dem Lenker) sowie verschiedene Helmformen (s. auch Gressmann, 2005, S. 76-78) aerodynamisch im Windkanal ausgetestet.

Das Training spielt allerdings eine entscheidende Rolle für das Leistungsprofil des/der Radsportlers/Radsportlerin, das durch ein effektiveres Trainingsprogramm geändert werden kann. Das Leistungsprofil wird einerseits durch entsprechendes Training, andererseits durch genetische Disposition (Körperbau, psychische Eigenschaften, Muskelfaserspektrum) beeinflusst. Wie die Muskelfaserzusammensetzung eines/einer Radsportlers/Radsportlerin aussieht, hängt von der praktizierten Disziplin ab. So erfordern Bahnwettbewerbe von 1000 bis 4000 m ein hohes Aktivierungsniveau des Zentralnervensystems. Dabei werden vorwiegend die schnellen Muskelfasern (FT-Fasern) beansprucht. Daher weisen Sprinter/innen mit 60 bis 65 % den höchsten Anteil an schnellen Muskelfasern auf. Straßenradfahrer/innen hingegen müssen hohe Belastungen oft über Stunden durchhalten, weshalb ihre Leistungsfähigkeit weitgehend von der Verfügbarkeit ermüdungsresistenter, langsamer Muskelfasern (ST-Fasern) bestimmt wird. Deshalb ist es kein Zufall, dass gerade sie maximale Anteile (70-95 %) langsamer Muskelfasern aufweisen (vgl. Neumann, 1993, S. 561-565).

Weil beim Radfahren das Körpergewicht vom Sportgerät getragen wird, sind bei Radsportlern/Radsportlerinnen größere Unterschiede hinsichtlich Körperbau, Körpermasse und Körpergröße zu finden als bei Hochleistungssportlern/Hochleistungssportlerinnen vieler anderer Disziplinen. Es erfordert 8-12 Jahre intensiven Trainings, damit ein/eine Radsportler/in seine/ihre Leistungsspitze erreichen kann. Spitzenfahrer/innen haben ein Durchschnittsalter von rund 24 Jahren (mit einer Streuung von 2 Jahren) und können diese Position an der Spitze bis zu 10 Jahren halten (vgl. Neumann, 1993, S. 561-565).

Der Energieaufwand, der beim Radfahren benötigt wird, beträgt bei gleicher Geschwindigkeit um etwa 50 % weniger als beim Laufen. Der Grund liegt hauptsächlich darin, dass die Arbeit gegen die Schwerkraft vernachlässigt werden kann und die erforderliche Energie fast ausschließlich zur Überwindung der Reibung und des Luftwiderstandes benötigt wird (vgl. Hollmann & Hettinger, 2000, S. 550).

1.2 Zur Leistungsoptimierung

Aufgrund der besonderen Möglichkeit, die Übersetzung, die Kurbellänge und die Sattelhöhe einzustellen, können Radsportler/innen eine optimale Anpassung an die Leistungsabgabe und die mechanische Effizienz ihrer Beinmuskulatur erreichen. Viele Fahrradergometerstudien haben gezeigt, dass vor allem Eliteradsportler/innen durch Versuch und Irrtum sich ihrem individuellen Leistungsoptimum anzunähern versuchen. Aus Untersu-

chungen von durchtrainierten Studenten können nach van Ingen Schenau (1994) allerdings keine Rückschlüsse auf die optimale Trittfrequenz oder Kurbellängen von Eliteradsprintern gemacht werden. Es besteht oft eine Diskrepanz zwischen den bei Fahrradergometerstudien gefundenen optimalen Parametern und den von Eliteradfahrern/Eliteradfahrerinnen praktizierten. Das steht wieder im Gegensatz zur Behauptung anderer, dass Eliteradfahrer/innen ihre hohen Trittfrequenzen nicht deshalb wählen, um ihre Leistungsabgabe zu optimieren, sondern um die periphere Muskelermüdung zu minimieren. Wenn das wahr wäre, könnte man annehmen, dass Radsportler/innen bei kurz andauernden Belastungen (z. B. 1000-m-Zeitfahren) weit geringere Trittfrequenzen wählen als beim Versuch den 1-Stunden-Weltrekord zu brechen.

Wie verschiedene Autoren festgestellt haben (zit. n. Ingen Schenau, 1994) ist die Kraft, welche auf das Pedal einwirkt, nur teilweise in Richtung der Bewegung des Pedals wirksam. Die Pedalkrafteffektivität wird definiert als das Verhältnis von Effektivkraft zur Gesamtkraft, da nur jene Komponente der Pedalkraft, welche in Richtung der Pedalbewegung zieht, Arbeit am Pedal verrichten kann. Diese Effektivität ist selbst bei Eliteradfahrern/ Eliteradfahrerinnen nicht größer als 76 %. Das hat manche Autoren zu dem Schluss kommen lassen, dass die konventionelle Methode der Kraftaufbringung auf das Pedal ein ineffizienter Prozess ist. Die nichtwirksame Komponente wird als verschwendete Kraft bezeichnet (vgl. Faria et al., 1992). Radsportler/innen können leicht darauf trainiert werden, ihre Krafteffektivität zu optimieren, andererseits kann man aber nicht von einer gesteigerten Krafteffektivität auf eine höhere Leistungsabgabe schließen.

Da Verluste bei der Muskelkontraktion immer auftreten, scheint es nicht wahrscheinlich, dass die Richtung der Kraft auf das Pedal irgendeinen signifikanten Einfluss auf den Verlust von metabolischer Energie und daher auf die mechanische Effizienz hat, solange die Krafrichtung nicht komplett entgegengesetzt zur Richtung der Pedalbewegung ist. Ein/eine Radsportler/in wird immer eine Kraftkomponente zur Kraftübertragung auf das Pedal benötigen. Die optimale Richtung der Gesamtkraft auf das Pedal hängt nicht von der Effektivkomponente ab, sondern eher von der erforderlichen Aktivierung der ein- und zweigelenkigen Muskeln, die notwendig sind, um eine bestimmte Richtung der Kraft auf das Pedal zu übertragen. Die Richtung der externen Kraft stützt sich stark auf die relative Aktivierung des zweigelenkigen *Musculus rectus femoris* und der ebenfalls zweigelenkigen Hamstrings. Eine Verbesserung der Krafteffektivität würde einen starken Anstieg des Aktivierungsniveaus dieser zweigelenkigen Muskeln erfordern. Das wiederum würde diese viel schneller ermüden lassen als die eingelenkigen Muskeln.

Es ist schwer, eine optimale Richtung der Pedalkraft zu prognostizieren. Viele Versuche werden unternommen, um andere Übertragungssysteme (z. B. elliptische Kettenräder,

selbst anpassende Kurbellängen und geradliniger statt kreisförmiger Pedalweg) zu entwickeln. Die Kenntnis aller notwendigen physiologischen, neurologischen und mechanischen Aspekte des menschlichen Bewegungssystems ist zurzeit zu fragmentarisch, um verlässliche Modelle des menschlichen Bewegungssystems zu entwickeln, die durch Simulationsstudien ein optimales Übertragungssystem vorhersagen könnten.

Einige indirekte Hinweise konnten gefunden werden, dass das konventionelle Übertragungssystem nicht stark verbessert werden muss. Das basiert auf dem Vergleich der mechanischen Effizienz des Radfahrens und der theoretisch optimalen Effizienz. Die Effizienz beim Radfahren wird immer geringer sein als die Effizienz, die ein isolierter Muskel-Sehnen-Komplex bei wiederholten Kontraktionen erreichen kann. De Haan et al. (zit. n. Ingen Schenau, 1994, S. 271) geben den Wirkungsgrad eines Muskel-Sehnen-Komplexes mit maximal 26 % an. Das ist knapp weniger als der maximale Wirkungsgrad von isolierten Fasern, bedingt dadurch, dass bei wiederholter Muskelkontraktion in der Dehnungsphase des Muskels Energie in Form von Wärme verloren geht.

Bei gut trainierten Radsportlern/Radsportlerinnen wurde ein Wirkungsgrad von 22-23 % gefunden (vgl. Ingen Schenau, 1994, S. 271). Da der Bruttowirkungsgrad sowohl die innere Reibung als auch die metabolische Leistung, die für andere Systeme (z. B. Nervensystem und kardiorespiratorisches System) notwendig ist, beinhaltet, ist der ermittelte Wirkungsgrad überraschend hoch. Daher kann man für die Erhöhung der maximalen Fahrgeschwindigkeit wenig Fortschritt seitens der Leistungsproduktion erwarten.

1.3 Definition (radfahr)leistungsbezogener Begriffe

Ventilation (V_E). Darunter versteht man das Volumen der ausgeatmeten Luft in l/min (Atemminutenvolumen, expiratorisch).

Maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}). Die maximale Sauerstoffaufnahme ist von Geschlecht, Alter und Trainingszustand abhängig. Sie drückt den maximalen aeroben Energieumsatz bei Ausbelastung aus (Bachl, 1985c, S. 431). Um die Werte inter- und intrapersonell vergleichen zu können, müssen sie massebezogen angegeben werden (VO_2 ml/kg Körpermasse/min), man spricht dann von der relativen Sauerstoffaufnahme.

Ausdauer. Darunter „wird die psycho-physische Ermüdungswiderstandsfähigkeit bei langer, anhaltender Belastung verstanden. Die Ausdauerfähigkeit hängt hauptsächlich von der Funktionstüchtigkeit des Herz-Kreislauf-Systems, des Stoffwechselsystems, des Nervensystems und von den psychischen Fähigkeiten ab“ (Schwarz, 1993, S. 19).

Aerobe Kapazität. Sie kennzeichnet jenen Energieumsatz, der durch Verbrennungsvorgänge unter Sauerstoffverbrauch möglich ist. Die maximale Sauerstoffaufnahme drückt

den maximalen aeroben Energieumsatz bei Ausbelastung, die anaerobe Schwelle den aeroben Energieumsatz an der Dauerleistungsgrenze aus (vgl. Keul et al., zit. n. Bachl, 1985c, S. 431). „Die maximale Sauerstoffaufnahme (größtmöglicher Energieumsatz) sowie die Sauerstoffaufnahme an der anaeroben Schwelle (aerober Dauerumsatz) determinieren begrifflich und inhaltlich die aerobe Kapazität als jenen Energieumsatz, der durch Verbrennungsvorgänge mittels Sauerstoff möglich ist“ (Keul et al., zit. n. Bachl, 1985a, S. 529).

Sportliche Leistung. Diese „ist das Ergebnis einer sportlichen Handlung, das speziell im Wettkampfsport seinen Niederschlag in einer Maßzahl findet, die der Bewegungshandlung nach vorher festgelegten Regeln zugeordnet wird“ (Martin et al., 1993, S. 23).

Individuelle maximale sportliche Leistungsfähigkeit. Diese hängt von Leistungsvermögen und Leistungsbereitschaft des/der Radsportlers/Radsportlerin ab. Sie „ist ein multifaktoriell bedingtes Komplexmerkmal. Es schließt physische Leistungsfaktoren (motorische Grundeigenschaften), konstitutionelle und gesundheitliche Faktoren, technisch-taktische Fähigkeiten und Fertigkeiten sowie Persönlichkeitseigenschaften (intellektuelle, moralische und psychische Merkmale) mit ein“ (Bachl, 1985b, S. 354).

Hochleistungssport. Dieser lässt sich dadurch charakterisieren, dass die Maximierung morphologischer Strukturen und funktioneller Abläufe im Vordergrund steht, wobei leistungsfördernde Mittel ohne Rücksicht auf gesundheitliche Folgeschäden eingenommen werden (Dopingproblematik, s. auch Weiß, 2008). Ein über Jahre dauernder Trainingsprozess setzt tiefgreifende physische und psychische Veränderungen, die bis in den biologischen Grenzbereich führen. Es kommt zu organischen Adaptationen (z. B. Sporthertz) (Def. d. Verf.).

Breitensport und Rehabilitation. Sie unterscheiden sich vom Hochleistungssport dadurch, dass die Optimierung morphologisch-organischer Strukturen sowie von Funktions- und Regulationsmechanismen angestrebt wird (Def. d. Verf.).

Perceived exertion rate (PER). Mittels einer mehrstufigen Ratingskala werden der Ermüdungsgrad sowie der Grad des Schmerzempfindens vom Radsportler subjektiv angegeben (vgl. Borg, zit. n. Bachl, 1985a, S. 502). Vielfach wird aber auch von rate of perceived exertion (RPE) im Sinne subjektiver körperlicher Anstrengungswahrnehmung (kurz: Anstrengungswahrnehmung) gesprochen, die beispielsweise am Ende einer Belastungsphase auf dem Fahrradergometer durch Zeigen der Versuchsperson (Vp) auf eine bestimmte Ausprägung der Anstrengungsskala erhoben wird (vgl. Löllgen et al., 1980).

2 ALLGEMEINE PHYSIOLOGISCHE UND BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN DES RADSPORTS

2.1 Energetische Grundlagen

Die Energiebereitstellung für die Muskelkontraktion wird durch Stoffwechselvorgänge in der Muskulatur gesichert. „Aus energetischer Sicht greift jeder Belastungsreiz primär an der Zelle, in unserem Falle der Muskelzelle, an; der Kreislauf stellt in dieser vereinfachten Betrachtungsweise nur einen Hilfsmechanismus dar, der die Bedürfnisse des Zellstoffwechsels hinsichtlich der Sauerstoff- und Substratversorgung sowie des Abtransportes von Stoffwechselzwischen- und -endprodukten zu erfüllen hat" (Weineck, 2004, S. 79).

Grundsätzlich kann zwischen zwei Arten der Energiebereitstellung unterschieden werden: anaerob (ohne Sauerstoff) und aerob (mit Sauerstoff). Der anaerobe Stoffwechsel läuft im Plasma der Muskelzelle ab (zytoplasmatischer oder extramitochondrialer Metabolismus). Er kommt bei kurzen, dynamischen Beanspruchungen hoher Intensität sowie bei statischen Beanspruchungen zum Tragen. Aerobe Stoffwechselprozesse finden in den Mitochondrien statt (intramitochondrialer Metabolismus). Sie sind vor allem bei länger dauernden dynamischen Beanspruchungen bis zur Dauerleistungsgrenze für den Großteil der Energiebereitstellung verantwortlich.

Ziel des Energiestoffwechsels ist es, das Adenosintriphosphat (ATP) auf einem ausreichenden Konzentrationsniveau zu halten. ATP (s. Abb. 2) ist der entscheidende Energielieferant und sichert auch das Überleben der Zelle. ATP kommt praktisch in allen lebenden Zellen des Organismus vor (vgl. Silbernagl & Despopoulos, 1983, S. 46). „Für den Kontraktionsvorgang, der grob vereinfacht vom Eintreffen der Erregung an der motorischen Nervenendplatte (mittels Freisetzung von Azetylcholin, Membrandepolarisation, Freisetzung von Kalziumionen, Aktivierung von Myosin-ATPase, ATP-Spaltung, Myosin-Aktin-Koppelung) bis zur Kontraktion abläuft, hat das ATP von energetischer Seite eine zentrale Stellung, da bei der hydrolytischen Abspaltung des endständigen Phosphatrestes aus den energiereichen Bindungen ‚freie Energie‘ zur Reaktion der kontraktilen Proteine entsteht“ (Bachl, 1985c, S. 391-392).

Bei der Muskelkontraktion wird das energiereiche ATP in das energieärmere Adenosindiphosphat (ADP) gespalten. Diese Spaltung erfolgt ohne Sauerstoff (anaerob). Der ATP-Vorrat in der Muskelzelle reicht bei maximalen Muskelkontraktionen für einige Sekundenbruchteile. Zur Resynthese des verbrauchten ATP stehen nach Abb. 3 drei Prozesse zur Verfügung.

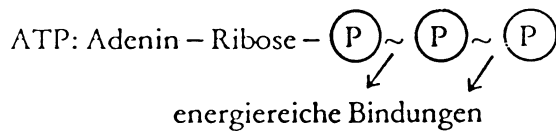


Abb. 2: Aufbau des Adenosintriphosphats (ATP) (Bachl, 1985c, S. 392).

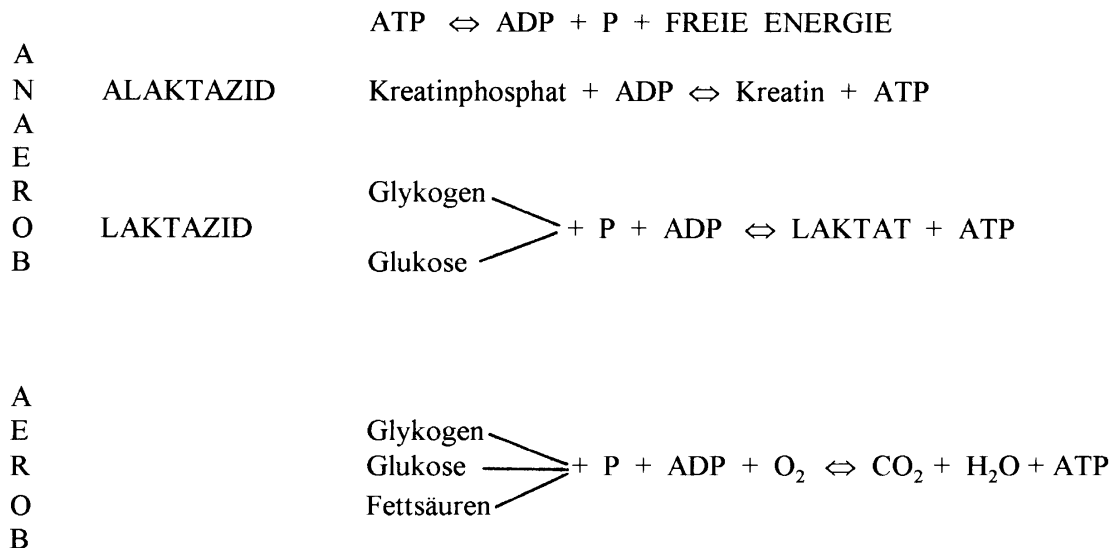


Abb. 3: Möglichkeiten der Energiebereitstellung und Abbauewege in der Muskelzelle (Bachl, 1985c, S. 392).

Diese drei Prozesse lassen sich folgendermaßen beschreiben:

- 1) Anaerobe alaktazide Bereitstellung. Die Spaltung von Kreatinphosphat (CP) aus dem zellulären Kreatinphosphatspeicher (CP-Speicher) ist eine schnell verfügbare, aber sehr begrenzte Energiequelle. Die Gesamtarbeitszeit durch die energiereichen Phosphate ATP und KP beträgt maximal 7 bis 8 Sekunden (s. Abb. 4). Die Energiebereitstellung erfolgt anaerob und alaktazid, ohne nennenswerte Bildung von Milchsäure (Laktat).
- 2) Anaerobe Glykolyse. Hierbei wird Glukose bzw. Glykogen als Energielieferant herangezogen. Die Glykolyse kann anaerob bis zur Stufe der Milchsäure (nach Abpufferung: Laktat) ablaufen. Diese Energiegewinnung ist durch die Anhäufung von Milchsäure limitiert.
- 3) Aerobe Energiebereitstellung. Bei ihr werden neben Glukose auch Fette in Form freier Fettsäuren und in Extremsituationen auch Eiweiß in Form von Aminosäuren als Energieträger verbrannt. Diese Reaktion ist sauerstoffabhängig und relativ langsam, gewährleistet aber von Seiten der Gesamtmenge der energetischen Substrate (Glykogen, Fettsäuren) und der relativ niederen möglichen Flussrate über längere Zeit eine konstante Belastungshöhe (vgl. Weineck, 2004, S. 85-88).

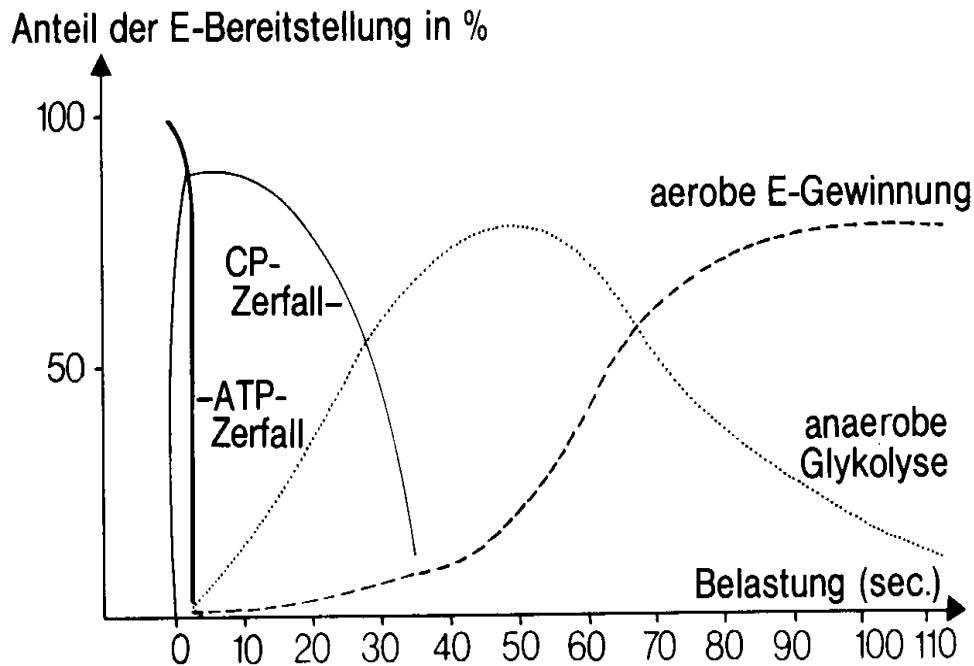


Abb. 4: Der Anteil der verschiedenen energieliefernden Substrate an der Energiebereitstellung in Relation zur Belastungsdauer (Weineck, 2004, S. 86).

Zu Beginn einer intensiven Arbeit steht dem Organismus Sauerstoff in unzureichendem Maße zur Verfügung. Dies wird als Sauerstoffdefizit (O_2 -Defizit) bezeichnet. Nach Belastungsende muss der Organismus durch Mehratmung dieses O_2 -Defizit kompensieren. Die über den aktuellen Bedarf aufgenommene Menge O_2 wird als O_2 -Schuld bezeichnet. Die O_2 -Schuld entspricht mengenmäßig dem O_2 -Defizit. Bei schweren bis erschöpfenden Belastungen bzw. Belastungen von nur 2 bis 3 Minuten Dauer ist die O_2 -Schuld deutlich größer als das O_2 -Defizit (vgl. Aigner, 1985, S. 12).

Eine differenzierte Darstellung aerober und anaerober Energiebereitstellung in der Muskelzelle zeigt Abb. 5.

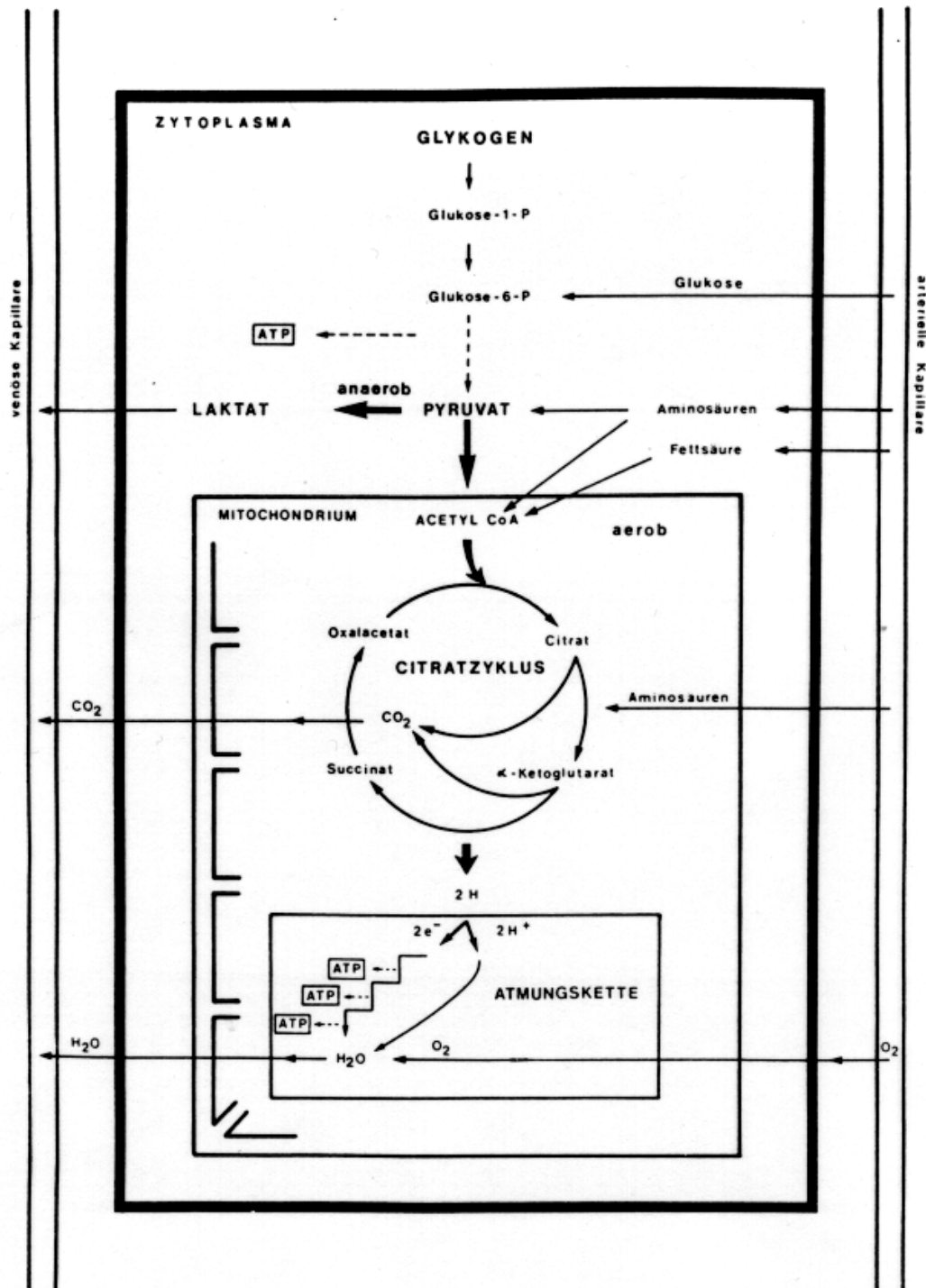


Abb. 5: Schematische Darstellung aerober und anaerober Energiebereitstellung in der Muskelzelle (Bachl, 1985c, S. 393).

Die Intensität der Muskelarbeit und damit die Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfaser sind abhängig von der energetischen Versorgung. Bei der Energiegewinnung durch die energiereichen Phosphate (ATP und Kreatinphosphat) ist die Kontraktionsgeschwin-

digkeit am größten, bei der aeroben Verbrennung von Fettsäuren am niedrigsten, was sich aus der Flussrate (s. Tab. 1) ableiten lässt.

Tab. 1: Menge, Flussrate und zeitliche Zuordnung der energiereichen Phosphatäquivalente der Muskelzelle bei verschiedener Substratverwertung

Mechanismus	Gehalt (μmol/g)	max. Flussrate (μmol/g)	Zeitraum für volles Wirksamwerden (s)	max. Arbeitsdauer	Halbwertszeit der Erholung
Alaktazid	20-25	1,6-3,0	7,2	< 10 s	22 s
Laktazid	300	1,0	40	≤ 60 s	15 min
Oxidativ (KH)	3600	0,5	90-180	≤ 60 min	
Oxidativ (Fettsäuren)	1200	0,24		> 60 min	

Quelle: Keul et al., zit. n. Bacht (1985a, S. 563)

Bei extremen Dauerbelastungen reichen die Glykogenvorräte nicht zur Energiedeckung aus. Die Fettsäureverbrennung nimmt mit zunehmender Dauer der Belastung eine immer bedeutendere Rolle ein. Die Fette (s. Tab. 2) stellen den größten Energiespeicher im Organismus dar.

Tab. 2: Substratspeicher und durchschnittliche Substratreserven beim untrainierten Mann

Substrat	Vorkommen	kcal	g
Triglyceride	Fettgewebe	140 000	15 000
	Muskulatur	2 800	300
Glykogen	Leber	350	85
	Muskulatur	1 450	350
Glucose	Blut	80	20
Protein	Muskulatur	41 000	10 000

Quelle: Brotherhood, zit. n. Bacht, Vorlesungsunterlage „Leistungsphysiologie“ (WS 1991/92)

2.2 Muskelfasertypen

Es ist zwischen zwei Haupttypen von Muskelfasern zu unterscheiden (s. Tab. 3).

(1) Die FT-Faser (fast twitch = schnellzuckende Faser) ist eine weiße und dicke Muskelfaser. Sie ist vor allem bei schnellkräftigen und intensiven Muskelbeanspruchungen in Aktion.

(2) ST-Fasern (slow twitch = langsamzuckende Faser) sind hingegen rote und dünne Muskelfasern. Sie werden bei Muskularbeit geringerer Intensität eingesetzt (vgl. Weineck, 2004, S. 82). Zur präzisen Beurteilung unterschiedlicher Trainingswirkungen hat sich allerdings eine genauere Unterteilung der Muskelfasern als erforderlich erwiesen.

Tab. 3: Faserspezifische Parameterausprägungen

Parameter	ST-Faser	FT -Faser
ATPase-Aktivität (Myofibrillen)	niedrig	hoch
Mitochondriengehalt	hoch	niedrig
Zytochrom	hoch	niedrig
Glykogengehalt	kein Unterschied	kein Unterschied
glykogenolytische Enzymaktivität	niedrig	hoch
Fettgehalt	hoch	niedrig
Myoglobingehalt	hoch	niedrig
Phosphorylase	niedrig	hoch
Kreatinphosphat	niedrig	hoch
Malat-Dehydrogenase, Sukzinat-Dehydrogenase	hoch	niedrig
Kontraktionsgeschwindigkeit	langsam	schnell
Erregbarkeitszeit	groß	klein
Ermüdbarkeit	gering	groß
Laktatbildung	geringer	größer
überwiegende Funktion	Ausdauer	Schnellkraft
Kapillarisation	hoch	gering

Quelle: Hollmann & Hettinger (2000, S. 53)

Es zeigt sich auch, dass sich diese Fasertypen nicht nur in der Morphologie unterscheiden, sondern auch in ihrer Funktionalität. Während Typ-I-Fasern (entsprechen den ST-Fasern) überwiegend oxidativen Stoffwechsel aufweisen, schmal, langsam und ermüdungsresistent sind, unterliegen Typ-II-Fasern (entsprechen den FT-Fasern) überwiegend glykolytischem Stoffwechsel und können in drei Subkategorien gegliedert werden, nämlich in Typ-IIa-Fasern (schnelle Fasern, intermediär in Größe, relativ ermüdungsresistent), in Typ-IIb-Fasern (schnelle Fasern, groß, relativ leicht ermüdbar) und in Typ-IIc-Fasern (intermediäre Fasern; schnelle Fasern, glykolytische Aktivität ähnlich IIa-Fasern, daneben oxidative Kapazität ähnlich Typ-I (vgl. Aigner, 1985, S. 3). Durch spezifische Trainingsreize ist es möglich, spezielle Muskelfasertypen anzusteuern und zu trainieren. Es kommt zwar dadurch im Allgemeinen nicht zu einer Umwandlung von Typ-II-Fasern in Typ-I-Fasern, aber zu bedeutsamen Verschiebungen innerhalb des Typ-II-Faser-Spektrums (vgl. Weineck, 2004, S. 82). Es sind daher für den/die Ausdauerradsportler/in Trainingsprogramme zu entwickeln, die die Fasertypen IIa und IIc auf Kosten von IIb entwickeln (s. Tab. 4).

Tab. 4: Angenäherte Durchschnittswerte relevanter morphologischer und funktioneller Parameter der Muskelfasertypen

Parameter	Typ I	Typ IIa / IIc	Typ IIb
Erregungsschwelle	niedrig	mittel	hoch
axonale Leitungsgeschwindigkeit	30-40 m/s	40-90 m/s	70-120 m/s
Entladungsfrequenz	bis 30 Imp./s eher kontinuierlich	bis ca. 90 Imp./s	bis 150 Imp./s eher in „bursts“
MF-Leitungsgeschwindigkeit	ca. 2,5 m/s	3-5 m/s	ca. 5,5 m/s
MF-Kraft, Einzelzuckung	70 mp	80-90 mp	100 mp
MF-Kraft, tetan. Kontraktion	ca. 140 mp	ca. 400 mp	ca. 700 mp
Ermüdbarkeit	niedrig	niedrig	hoch
Kontraktionszeit, Einzelzuckung	ca. 100ms	50-90 ms	ca. 40 ms
Kraft pro motorischer Einheit	2-13 p	5-50 p	30-130 p

Quelle: Tidow & Wiemann, zit. n. Weineck (2004, S. 83)

Eine neuere Methode zur Identifizierung der Muskelfasertypen ist, die verschiedenen Typen von Myosinmolekülen (Isoforme) chemisch mittels Gelelektrophorese zu trennen. Die Isoforme werden eingefärbt, um die Proteinbänder (Myosin) sichtbar zu machen, die die einzelnen Fasertypen charakterisieren (Wilmore & Costill, 2004, S. 45). Einen Überblick über verschiedene Möglichkeiten der Klassifizierung von Muskelfasern und deren Eigenschaften geben Polla et al. (2004, S. 809), wie in Tab. 5 dargestellt ist.

Tab. 5: Klassifizierung menschlicher Skelettmuskelfasern und charakteristische funktionelle oder molekulare Eigenschaften jedes Fasertyps

Klassifizierung basierend auf			
Stoffwechsel und Zeitverlauf	langsam oxidativ (SO)	schnell oxidativ (FOG)	schnell glykolytisch (FG)
Ermüdungswiderstandsfähigkeit	langsam ermüdungsresistent (S)	schnell ermüdungsresistent (FFR)	schnell ermüdbar (FF)
Eigenschaften			
Myosin Isoforme	langsam Typ 1	schnell Typ 2A	schnell Typ 2X
maximale Verkürzungsgeschwindigkeit	langsam	schnell	sehr schnell
Myofibrillare ATPase-Aktivität	gering	hoch	sehr hoch
Kalziumaufnahme im sarkoplasmatischen Retikulum	langsam	schnell	schnell
Zeitverlauf der Zuckung	langsam	schnell	schnell
Ermüdungswiderstandsfähigkeit	hoch	mittel	gering
Stoffwechsel	oxidativ	oxidativ glykolytisch	glykolytisch

Quelle: Polla et al. (2004, S. 809)

2.3 Ausdauerleistung

Ausdauertraining führt bei entsprechender Intensität und ausreichendem Umfang zur Ausbildung eines „Sportherzens“ im Sinne einer Vergrößerung der Herzinnenräume (Dilatation) und einer Dickenzunahme (Hypertrophie) der Herzwände. Die daraus resultierende Verbesserung der Ausdauerleistung lässt sich an einer Rechtsverschiebung der anaeroben Schwelle (bezogen auf die Leistung), an einer erhöhten aeroben Kapazität und verbesserter Ermüdungswiderstandsfähigkeit erkennen. Durch Ausdauertraining wird ein leistungsstarkes Herz entwickelt, das Leistungssportler/innen kennzeichnet (s. Tab. 6). Dieses Sportherz weist gegenüber dem Herzen von Untrainierten eine Verbesserung folgender Werte auf: Herzmasse von 250-300 g auf 350-500 g (kritische Herzmasse), Herzvolumen von 600-800 ml auf 900-1300 ml oder mehr bzw. relatives Herzvolumen von 11-12 ml/kg Körpermasse auf 14-17 ml/kg Körpermasse und mehr, maximales Herzminutenvolumen (HMV) von 20 l/min auf 30-40 l/min. Ausdauertrainierte können ihre Herzfrequenz von 40 Schlägen/min in Ruhe auf 200 Schläge/min (Erhöhung um das Fünffache) steigern, Untrainierte von 70 Schlägen/min auf 200 Schläge/min, eine Erhöhung nur um das Dreifache (vgl. Weineck, 2004, S. 160-161). Die Beziehung zwischen Schlagvolumen und Gesamtherzgröße ändert sich bei einem hypertrophierten Sportherzen gegenüber einem

normalen Herzen nicht. Sportherzen können ein Schlagvolumen von über 200 ml erreichen, normale Herzen 100 ml (vgl. Hollmann & Hettinger, 2000, S. 389).

Tab. 6: Kardiozirkulatorische Anpassung durch Ausdauertraining im Breiten- und Leistungssport

Breitensport	Parameter	Leistungssport
fallend	Sympathoadrenerger Antrieb	stark fallend
fallend	Herzfrequenz	stark fallend
fallend	Blutdruck	fallend
fallend	Kontraktilität	fallend
fallend	Myokardialer O ₂ -Verbrauch	stark fallend
gleichbleibend	Herzgröße	stark steigend
steigend	Schlagvolumen	stark steigend
leicht steigend	Kapillarisation	steigend

Quelle: Bacht, Vorlesungsunterlage „Leistungsphysiologie“ (WS 1991/92)

Tab. 7: Metabolische Anpassung und Energieumsatz durch Ausdauertraining im Breiten- und Leistungssport

Breitensport	Parameter	Leistungssport
fallend	Catecholamine	stark fallend
steigend	O ₂ -Aufnahmefähigkeit	stark steigend
steigend	Leistung/anaerobe Schwelle	stark steigend
gleichbleibend	Glykolyse	leicht steigend
fallend	Laktatproduktion	stark fallend
leicht steigend	Lipolyse	steigend
steigend	Lipidutilisation	stark steigend
steigend	HDL-/LDL-Cholesterin	steigend

Quelle: Bacht, Vorlesungsunterlage „Leistungsphysiologie“ (WS 1991/92)

Der durch Ausdauertraining ausgelöste biochemische Adaptationsprozess auf Zellniveau führt zunächst zu einer Konzentrationszunahme der Energiequellen, darauf folgend zu einer Verstärkung der Enzymaktivitäten und schließlich zur Vervollkommenheit der Regulationsmechanismen. Bei längerer Belastungsdauer wird die Ausdauerleistung nicht nur durch das Niveau der initialen Glykogenspeicher in Leber und Muskel und der intrazellulären Fettdepots bestimmt, sondern auch von der Fähigkeit, freie Fettsäuren verstoffwechseln zu können (s. Tab. 7). Unter dem Einfluss eines aeroben Ausdauertrainings kommt es zu einem Anstieg von oxidativen (= aeroben) Enzymen und zu einer beträchtlichen Aktivitätszunahme. Voraussetzung dafür ist eine Zunahme und Vergrößerung der Mitochondrien bzw. ihrer Oberfläche auf das Zwei- bis Dreifache (vgl. Weineck, 2004, S. 148-153).

Die durch ein Ausdauertraining verursachte metabolische Adaptation setzt sich zusammen aus der (1) „Zunahme der Mitochondrienzahl und -größe, (2) erhöhten Aktivität oxidativer und anaerober Enzyme (u. a. NADH-Oxidase-System, 3-Hydroxyacyl-CoA-Dehydrogenase, Pyruvatoxidase, Glyzerol-1-Phosphat-Dehydrogenase, Zytochromoxida-

se, Sukzinatdehydrogenase), (3) Vergrößerung der intramuskulären Glykogenmenge (4) Myoglobinvermehrung, und (5) qualitativen Beeinflussung der Stoffwechselvorgänge bei dosierter Arbeit" (vgl. Hollmann & Hettinger, 2000, S. 273).

2.4 Leistungslimitierende Faktoren aerober Kapazität

Sauerstoffaufnahme. „Die Sauerstoffaufnahme ($\text{VO}_2 = \text{l/min}$ oder ml/kg/min , angegeben unter STPD-Bedingungen = umgerechnet auf 0°C , 760 mm Hg , Trockenbedingungen) ist als Produkt des Atemminutenvolumens und der in-exspiratorischen Sauerstoffkonzentrationsdifferenz die von außen messbare Größe der Gleichung nach Fick: $\text{VO}_2 = \text{Schlagvolumen} \cdot \text{Hf} \cdot \text{arterio-gemischtvenöser } \text{O}_2\text{-Differenz}$ “ (Bachl, 1985a, S. 526). Sie ist das Resultat des Zusammenspiels der Funktionssysteme Atmung, Herz-Kreislauf und Muskelstoffwechsel (s. Abb. 6).

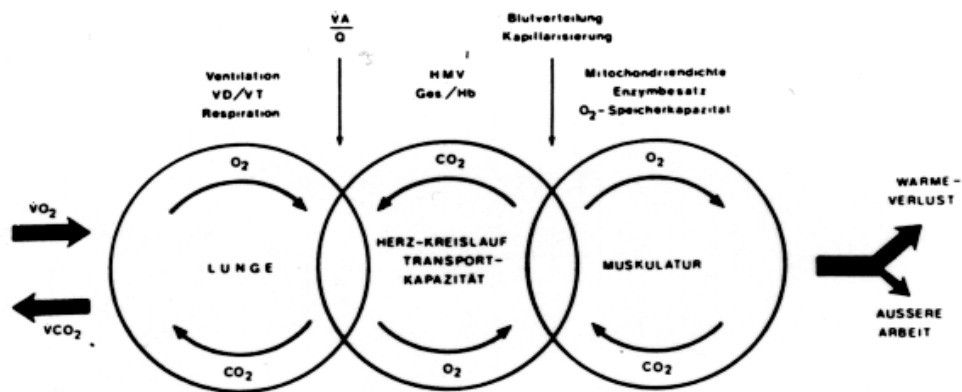


Abb. 6: Schema des Sauerstoff- und Kohlendioxidtransportsystems mit den jeweils wichtigsten leistungsdeterminierenden Faktoren (Bachl, 1985a, S. 526).

Sauerstoff gelangt mit der Atemluft in die Alveolen der Lunge (Ventilation), von dort diffundiert er ins Blut. Über das Herz-Kreislauf-System wird er zum Gewebe gebracht. Dort erfolgt der Gasaustausch, Sauerstoff wird ins Gewebe abgegeben und Kohlendioxid aus diesem ins Blut aufgenommen. Kohlendioxid geht den umgekehrten Weg des Sauerstoffs. Damit der Muskel arbeiten kann, müssen alle drei Systeme funktionieren. Die Lunge ist beim jungen, gesunden Menschen auf Meeressniveau a priori nicht leistungslimitierend. Mit zunehmendem Alter wird die Lunge ein leistungslimitierender Faktor, da durch Platzen von Alveolen die Oberfläche geringer wird. Ab einer Höhe von $1000\text{--}1200 \text{ m}$ über dem Meeresspiegel kommt es bereits zu Leistungseinschränkungen. Limitationen sind am ehesten durch das Herz-Kreislaufsystem bedingt:

Herzgröße. Mit zunehmender Herzgröße steigt das Schlagvolumen des linken Ventrikels an. Daraus folgt eine Vergrößerung des Herzzeitvolumens (Das Blutvolumen, das pro

Zeiteinheit vom Herzen ausgeworfen wird; es errechnet sich aus Herzfrequenz mal Schlagvolumen). Das führt dazu, dass mehr Blut in den Muskel transportiert werden kann.

Transportkapazität des Blutes. Sie kann durch verschiedene Maßnahmen erhöht werden (Höhentraining, autologe Bluttransfusion - „Blutdoping“, Zufuhr von Erythropoetin).

Ebenfalls leistungslimitierend in Bezug auf den aeroben Energieumsatz sind (1) die Kapillarisation der Muskulatur, (2) die Stoffwechselkapazität (v. a. Enzymgehalt und Enzymaktivität) der Muskelzelle und (3) die Durchblutung der Lunge (vgl. Bachl, 1985a, S. 526). In Tab. 8 findet sich eine Zusammenstellung leistungsbegrenzender Faktoren.

Tab. 8: Leistungsbegrenzende Faktoren aerober Kapazität

Lunge: Ventilation, Diffusion
Herz-Kreislauf: Herzzeitvolumen, Hämodynamik
Transportkapazität des Blutes für O ₂ : Blutvolumen, Total-Hämoglobin
Durchblutungsgröße der beanspruchten Skelettmuskulatur
Energieumsatz der Skelettmuskulatur (Enzymgehalt und -aktivität)
Stoffwechsel und Ernährungssituation
Nervensystem: zentrale und periphere Ermüdung

Quelle: Bachl (1985c, S. 431)

2.5 Aerob-anaerober Übergang

Abhängig von der Intensität der Belastung wird Muskelarbeit nicht nur durch aerobe, sondern auch durch anaerobe Energiebereitstellung ermöglicht. Bei geringer Belastung erfolgt die Energiebereitstellung zunächst aerob. Steigt die Intensität der Belastung an, wird ein Punkt erreicht, bei dem das durch die Glykolyse erzeugte Pyruvat nicht mehr ausschließlich in den Zitratzyklus eingebracht werden kann. Dieser wird als aerobe Schwelle bezeichnet. Der Laktatwert im Blut liegt bei 2 mmol/l (s. auch Abb. 5). Dieses überschüssige Pyruvat wird zu Laktat reduziert, das zu Beginn durch Kompensationsmechanismen (Hyperventilation) und Utilisationsmechanismen von Organen wie Herz und Leber in vollem Umfang abgebaut werden kann. Es besteht in dieser Phase ein Gleichgewicht zwischen Laktatproduktion und Laktatutilisation. Dieser Bereich mit Laktatwerten zwischen 2-4 mmol/l Blut heißt aerob-anaerober Übergang. Mit steigender Intensität der Belastung werden die Kompensations- und Utilisationsmechanismen des Organismus überschritten, wodurch die anaerobe Schwelle bei einem Laktatwert von 4 mmol/l Blut erreicht wird. Es entsteht daher mehr Laktat als abgebaut werden kann, die Laktatkonzentration im Blut steigt. Es kommt zu metabolischen Veränderungen in der arbeitenden Muskulatur, welche entweder eine Verminderung der Leistung verlangen oder aber zum Belastungsabbruch führen (vgl. Badtke, 1999, S. 63-66).

Der anaerobe Abbau von Kohlenhydraten zu Milchsäure (Laktat) führt zur metabolischen Azidose. Der pH-Wert des Blutes, der normalerweise 7,4 beträgt, sinkt ab. Bei größeren Abweichungen des pH-Wertes von der Norm kommt es zu Störungen des Stoffwechsels, der Durchlässigkeit von Membranen und der Elektrolytverteilung. Ein Absinken des pH-Wertes unter 7,0 ist mit dem Leben nicht mehr vereinbar (vgl. Silbernagl & Despopoulos, 1983, S. 110-114). Im aeroben Bereich, unter 2 mmol Laktat pro Liter Blut, werden zur Energiegewinnung hauptsächlich Fette herangezogen, die fast unbegrenzt zur Verfügung stehen (s. Tab. 2). Im aerob-anaeroben Übergangsbereich zwischen 2 und 4 mmol Laktat/l Blut nimmt der Anteil der Kohlenhydrate am Energiestoffwechsel zu. Ab der anaeroben Schwelle werden hauptsächlich Kohlenhydrate verbrannt, Fette spielen eine immer geringere Rolle (s. Abb. 7). Die Kohlenhydratreserven sind allerdings begrenzt (vgl. Bachl, 1985a, S. 548).

Das Konzept „starrer Schwellen“ ist nicht für alle Sportarten anwendbar. Die Schwellen sind individuell verschieden. Je ausdauertrainierter ein Sportler ist, desto niedriger werden die aerobe wie auch die anaerobe Schwelle (2,5-3,5 mmol Laktat/l Blut) bezogen auf die Laktatmenge. Die Dauerleistungsgrenze sinkt metabolisch ab. Die Intensität der Schwelle kann absolut oder relativ (= in % der Maximalleistung) angegeben werden. Langzeitausdauertrainierte haben eine höhere absolute und relative anaerobe Schwelle bezogen auf die Leistungsfähigkeit als anaerob Trainierte (vgl. Bachl, 1985c, S. 444).

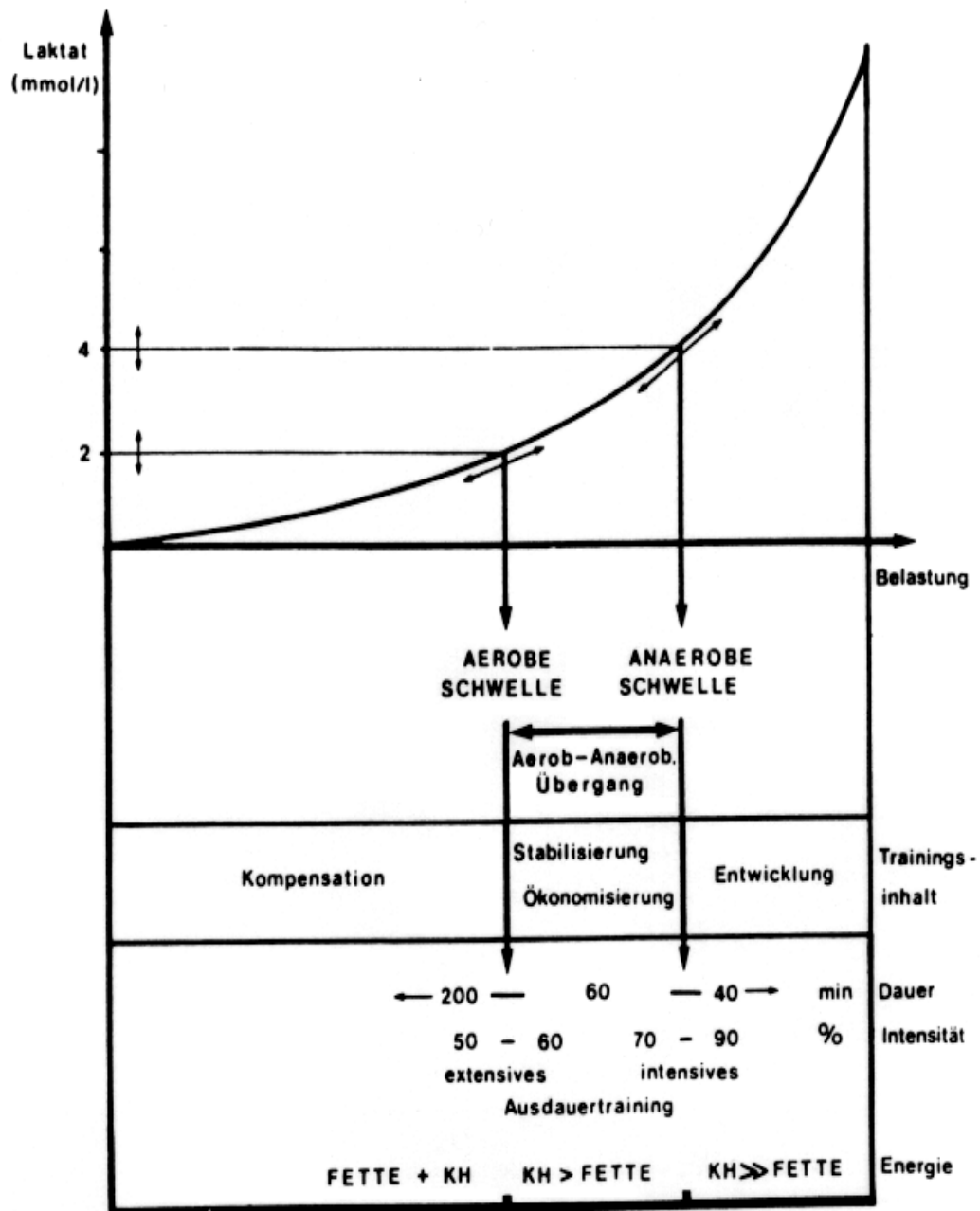


Abb. 7: Schematische Darstellung der Laktatleistungskurve bei ansteigender Belastung unter Berücksichtigung der Kennpunkte des aerob-anaeroben Überganges; die Pfeile weisen auf die Möglichkeit individueller Verschiebungen dieser Kennpunkte hin. Den sich aus der Laktatleistungskurve ergebenden Bereichen und Kennpunkten sind schematisch die Trainingsinhalte und einige Komponenten der Belastungsanforderung zugeordnet (vgl. Bacht, 1985a, S. 548).

2.6 Physikalische Grundlagen

Beim Radfahren müssen verschiedene Widerstände überwunden werden, deren Summe als Gesamtwiderstand F_{ges} bezeichnet wird. Eine Gliederung der Widerstände beim Radfahren zeigt Abb. 8.

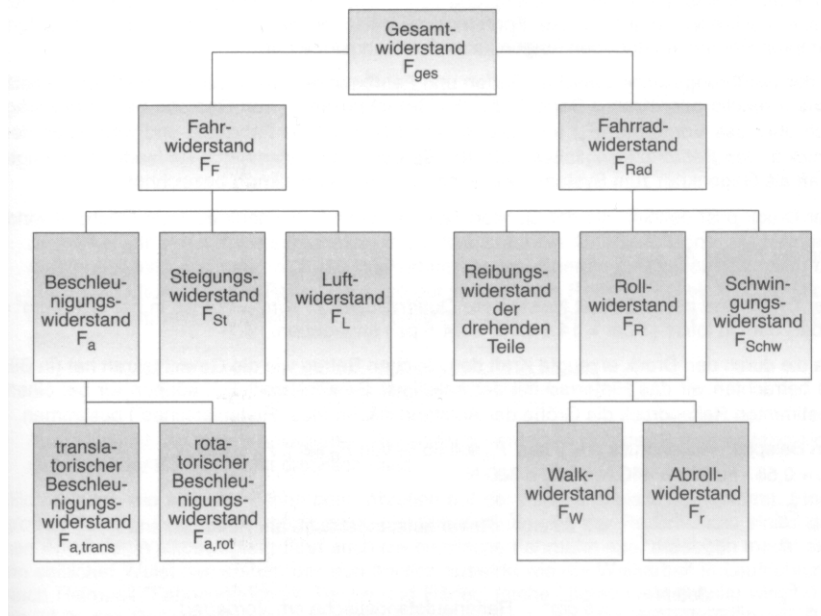


Abb. 8: Gliederung der Widerstände beim Radfahren (Gressmann, 2005, S. 49).

2.6.1 Rollwiderstand

Der Rollwiderstand ist die Folge von Energieverlusten, die bei der Verformung des belasteten Reifens während der Drehbewegung entstehen (unter der Annahme, dass die Fahrbahn sich nicht verformt). Bei dem Verformungsprozess wandelt der Reifengummi mechanische Energie in Wärme um.

„Der Rollwiderstand F_R lässt sich“ nach Gressmann (2005, S. 49) „in den Walkwiderstand F_W (unvollkommene elastische Formänderung zwischen Reifen und Fahrbahn) und Abrollwiderstand F_r (bremsendes Kippmoment um den wahren Drehpunkt) unterteilen.“

2.6.1.1 Walkwiderstand

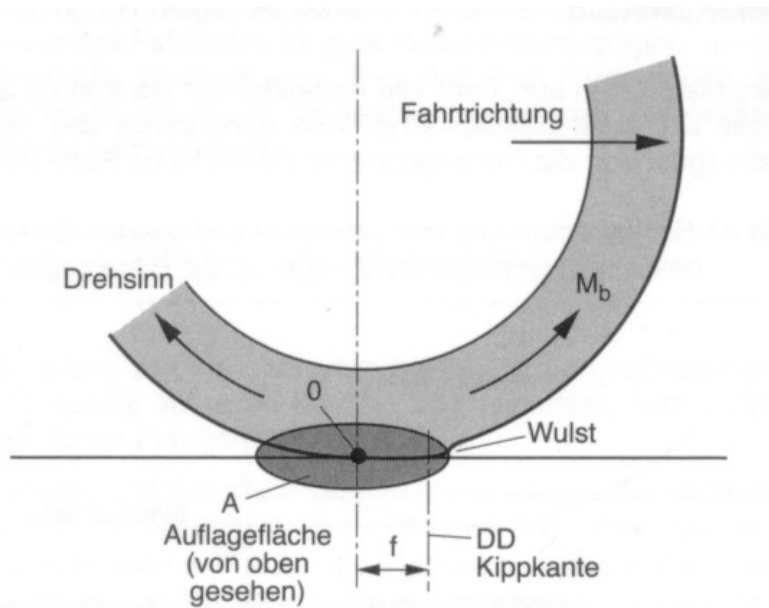


Abb. 9: Wulstbildung bei einem abrollenden Reifen (Gressmann, 2005, S. 52).

Abb. 9 zeigt wie sich ein Reifen beim Abrollen auf der Fahrbahn elastisch verformt. Die Walkarbeit übernehmen die Seitenwände und die Reifenaufstandsfläche. Dadurch entsteht beim abrollenden Rad ein sichtbarer Wulst, der sich in Fahrtrichtung zwischen Fahrbahn und Reifen bildet. Dieser wird durch Druckunterschiede im Aufstandsbereich verursacht: der Druck ist im vorderen Teil größer als im hinteren Teil.

Die Verformung eines Reifens hängt bei gegebener Belastung stark vom Reifendruck (p) ab.

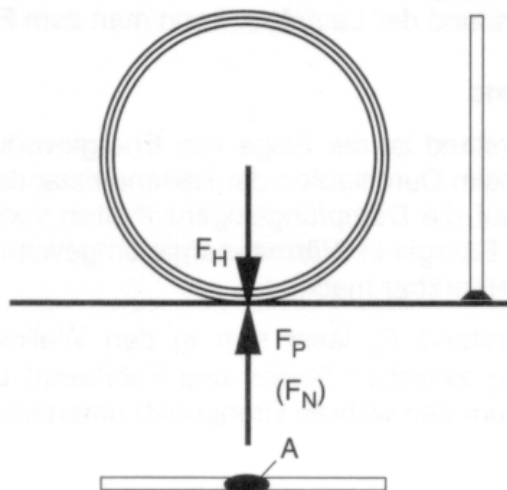


Abb. 10: Kräftegleichgewicht an der Berührungsfläche zwischen Reifen und Fahrbahn (Gressmann, 2005, S. 50).

$$F_p = Ap = F_H$$

Daraus folgt:

$$A = \frac{F_H}{p}$$

Legende:

F_p = Kraft, die durch den Reifendruck erzeugt wird

A = Auflagefläche

p = Reifendruck

F_H = Kraft, die durch die Achslast am Hinterrad erzeugt wird

Wie aus Abb. 10 und obigen Formeln ersichtlich ist, stellt sich je nach Achslast (F_H) und Reifendruck eine bestimmte Aufstandsfläche (A) ein. Die Größe der Aufstandsfläche ist ein Maß für die Walkarbeit. Durch Erhöhung des Reifendrucks kann man die Aufstandsfläche verkleinern und dadurch die Walkarbeit verringern.

Abb. 11 zeigt die Abhängigkeit der Reifenaufstandsfläche von der Breite des Reifens.

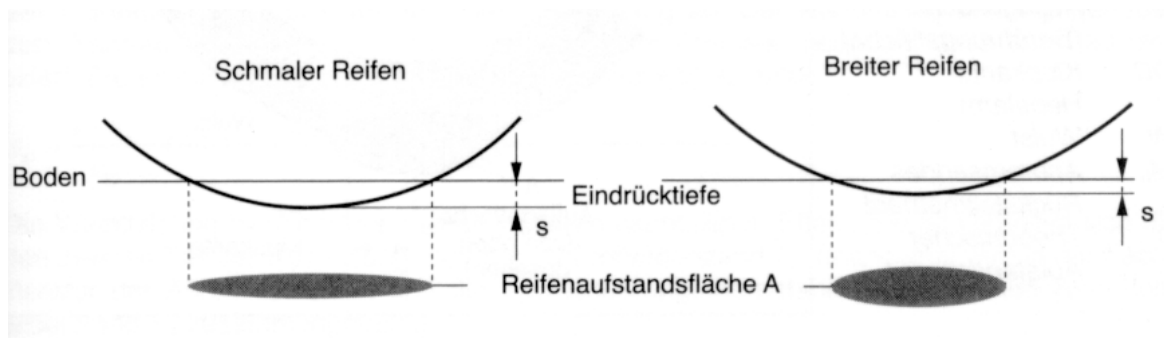


Abb. 11: Reifenaufstandsfläche (A) in Abhängigkeit von der Reifenbreite (Gressmann, 2005, S. 51).

Da die Reifenaufstandsfläche für breite und schmale Reifen gleich groß ist, ist auch der Walkwiderstand ungefähr gleich groß.

2.6.1.2 Abrollwiderstand

Der abrollende Reifen schiebt den Wulst wie einen Bauch vor sich her (vgl. Abb. 9). Dabei verlagert sich der Berührungspunkt von Reifen und Fahrbahn um den Betrag f nach vorn zur Kippkante (DD).

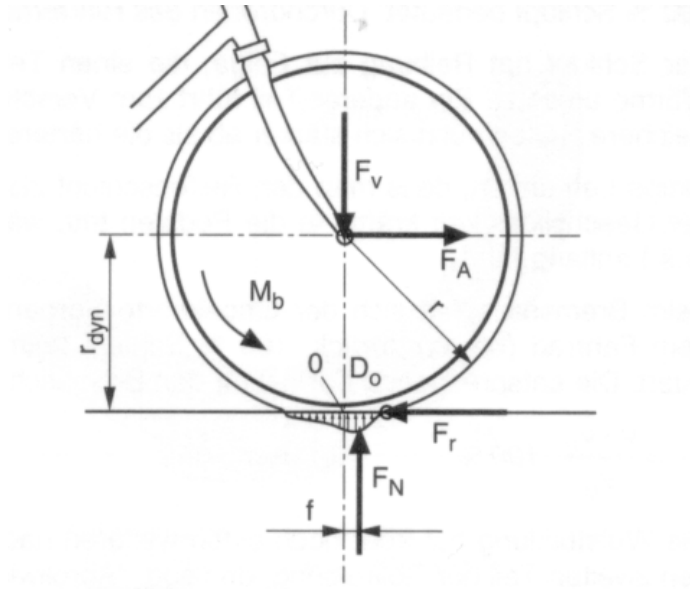


Abb. 12: Kräfte und Hebelarme am nicht angetriebenen rollenden Rad (Vorderrad) (Gressmann, 2005, S. 54).

Laut Gressmann (2005, S. 53) kann man sich den Abrollvorgang am nicht angetriebenen Rad folgendermaßen vorstellen: „Das Rad muss ständig um die Kippkante DD (bzw. um den eigentlichen momentanen Drehpunkt D_0) abrollen. Auf der Fahrbahn bildet der Reifen eine Berührungsfläche, auf die im vorderen Teil eine größere Reifendruckkraft als im hinteren Teil ausgeübt wird. Das führt dazu, dass eine resultierende Kraft - die ‚Normalkraft‘ oder ‚Hochkraft‘ F_N - vor dem (theoretischen) Aufstandspunkt 0 angreift und den Reifen zusammendrückt. Über den Hebelarm f entsteht ein Bremsmoment M_b , das dem Drehsinn des Rades entgegenwirkt.“

Für eine gleichförmige Bewegung gilt, dass das Vortriebsmoment gleich dem Bremsmoment ist. Formuliert man für den Punkt D_0 in Abb. 12 das Gleichgewicht der Momente erhält man nachfolgende Gleichung:

$$F_A \cdot r_{dyn} = F_V \cdot f$$

Unter Berücksichtigung von $F_A = F_r$ und $F_N = F_V$ und $r_{dyn} = r$ kann man die Gleichung folgendermaßen umformen:

$$F_r = F_V \frac{f}{r}$$

Legende:

F_A = Vortriebskraft

F_r = Abrollwiderstand

F_N = Normalkraft (Hochkraft)

F_V = Achslast am Vorderrad

r_{dyn} = dynamischer Radradius (unterscheidet sich nur gering von r und kann daher r gleichgesetzt werden)

Die kleine Strecke f nennt man den „Hebelarm der rollenden Reibung“. Der Quotient f/r wird als „Abrollreibungs-Koeffizient“ bzw. Abrollwiderstandszahl k_R bezeichnet. Dadurch vereinfacht sich die Gleichung auf:

$$F_r = F_V \cdot k_R$$

Daraus ergeben sich folgende Konsequenzen (vgl. Gressmann, 2005, S. 55-56):

- 1) Der Abrollwiderstand sinkt mit steigendem Reifendruck. Der Grund dafür liegt darin, dass sich die Aufstandsfläche verringert und sich damit die Länge des bremsenden Hebelarms f verkürzt.
- 2) Der Abrollwiderstand sinkt mit zunehmendem Radradius. Bei einer Zunahme des Radius wird auch der Hebelarm f größer und dadurch der Abrollwiderstand eigentlich größer. Da aber die Länge des Hebelarms f weniger stark als der Radradius r wächst, ergibt sich im Gesamten eine leichte Abnahme des Abrollwiderstands.
- 3) Der Abrollwiderstand steigt mit zunehmender Achslast.
- 4) Der Abrollwiderstand hängt stark von der Bodenbeschaffenheit ab. Dieser Einfluss lässt sich über eine Verhältniszahl i_R ausdrücken, mit der die Abrollwiderstandszahl k_R zu multiplizieren ist. Für verschiedene Untergrundarten ergeben sich nach Tab. 9 bei Befahren mit einem Luftreifen folgende Richtwerte für i_R .

Tab. 9: Einige i_R -Werte für verschiedene Untergrundarten

Fahrbahn	Verhältniszahl i_R
harte Betonfahrbahn	1,0
Kopfsteinpflaster	1,5
Schlaglochstrecken	3,0
festgefahrenen Sand	4,0
loser Sand	bis 20,0

Quelle: Gressmann (2005, S. 56)

2.6.2 Luftwiderstand

Ein/eine Radsportler/in muss durch aerodynamische Sitzpositionen (s. Abb. 13) versuchen, den Luftwiderstand möglichst gering zu halten. Bei Straßenrennen in ebenem Ge-

lände und bei Bahnrennen spielt der Luftwiderstand wegen der hohen Fahrgeschwindigkeiten eine besondere Rolle, weil der Luftwiderstand (F_L) mit dem Quadrat der gefahrenen Geschwindigkeit wächst. Genau lässt sich der Luftwiderstand mit dieser Formel bestimmen:

$$F_L = A \cdot c_W \cdot \frac{\rho}{2} \cdot v^2$$

Legende:

A = Windangriffsfläche von Radsportler/in und Rad (A = durchschnittliche Breite · Höhe).

c_W = Luftwiderstandsbeiwert; er hängt im Allgemeinen von der Form des sich bewegenden Gegenstandes (Rad mit Radsportler/in) ab. Bei einem/einer Radsportler/in wird dieser Wert im Wesentlichen von der Sitzposition und der Oberflächenbeschaffenheit der Kleidung bestimmt.

ρ = Luftdichte; sie beträgt auf Meereshöhe $1,23\text{kg/m}^3$ und nimmt mit zunehmender Höhe ab.

v^2 = Quadrat der Fahrgeschwindigkeit (Konopka, 1983, S. 74-75).

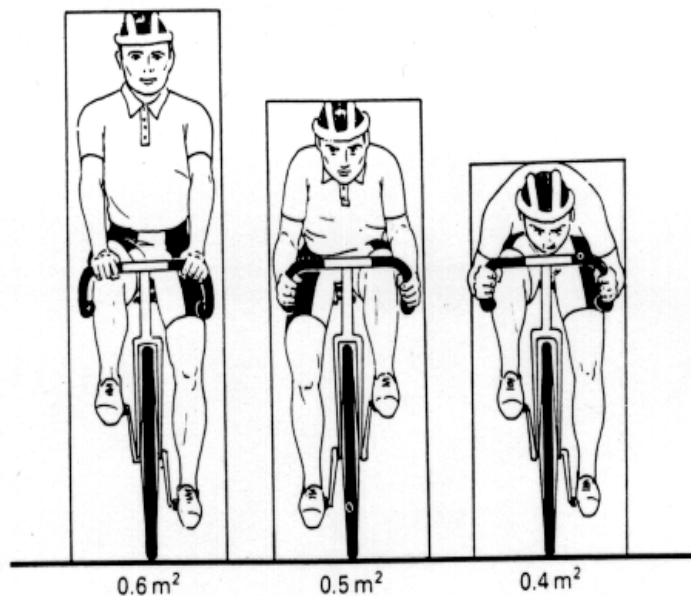


Abb. 13: Windangriffsfläche, die der Radsportler in unterschiedlichen Körperhaltungen bietet (Neumann, 1993, S. 561).

Daraus ergeben sich folgende Konsequenzen:

- 1) Der Luftwiderstand wächst mit zunehmender Luftangriffsfläche. Bei tiefer Position eines/einer Radsportlers/ Radsportlerin mit unterer Lenkerhaltung wird die Luftangriffsfläche gegenüber der hohen Sitzposition bis um die Hälfte herabgesetzt.

- 2) Eine aerodynamisch günstige Position eines/einer Radsportlers/Radsportlerin auf dem Rad vermindert den Luftwiderstandsbeiwert und damit auch den Luftwiderstand. Eng-anliegende Kleidung mit glatter Oberfläche senkt ebenfalls den Luftwiderstandsbeiwert.
- 3) In hohen Lagen sinkt der Luftwiderstand bedingt durch die geringere Luftdichte. Die Leistungsfähigkeit eines/einer Radsportlers/Radsportlerin wird dadurch einerseits begünstigt, andererseits durch den verminderten Sauerstoffpartialdruck beeinträchtigt.
- 4) Der Luftwiderstand eines/einer einzeln fahrenden Radsportlers/Radsportlerin wird mit 100 % festgelegt. Abhängig von der Anzahl der Radsportler/innen einer Gruppe verringert sich der Luftwiderstand, den der einzelne zu überwinden hat (s. Tab. 10). In einem großen Feld von Radsportlern/Radsportlerinnen kann sich der Luftwiderstand für einzelne um bis zu 65-70 % verringern.

Tab. 10: Luftwiderstand (in %) eines/einer einzelnen Radfahrers/Radfahrerin nach Gruppengröße

Radsportler	Vierergruppe	Dreiergruppe
Erster	94	97
Zweiter	48	50
Dritter	37	45
Vierter	34	--

Quelle: Taubmann, zit. n. Neumann (1993, S. 562)

2.6.2.1 Zusammenhang zwischen Rollwiderstand und Luftwiderstand

Obwohl der Luftwiderstand mit dem Quadrat der Fahrgeschwindigkeit wächst, kann Abb. 14 entnommen werden, dass bis zu einer Fahrgeschwindigkeit von ca. 38 km/h der Luftwiderstand eine kleinere Rolle spielt als der Rollwiderstand. Ab dieser Fahrgeschwindigkeit kommt dem Luftwiderstand eine immer größer werdende Bedeutung zu. Dabei ist allerdings zu bedenken, dass der Rollwiderstand sehr stark von der Beschaffenheit der Bereifung abhängig ist.

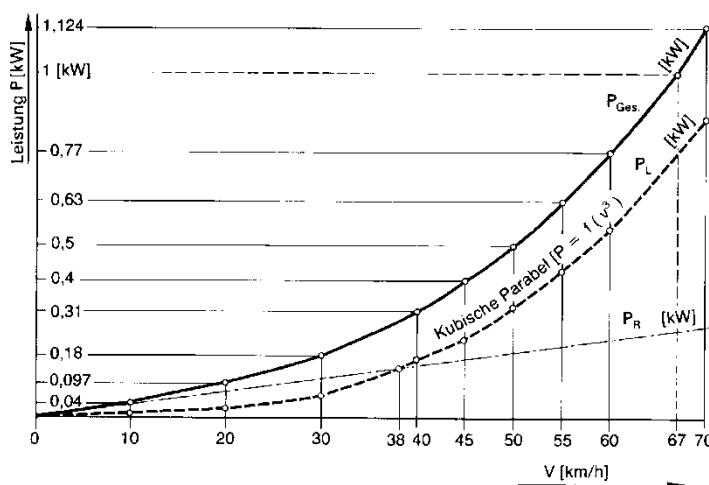


Abb. 14: Tret-Leistungsdiagramm in der Ebene; Masse des Rad-Fahrer/in-Systems 80 kg (Stauffer, zit. n. Konopka, 1983, S. 76).

Legende:

P_R = Leistung für den Rollwiderstand F_R ; sie wächst linear mit der Fahrgeschwindigkeit v .

P_L = Leistung für den Luftwiderstand F_L ; sie wächst kubisch mit der Fahrgeschwindigkeit v .

2.6.3 Hangabtriebskraft

Beim Bergauffahren muss die potentielle Energie oder Hangabtriebskraft (F_{St}) überwunden werden (s. Abb. 15). Dadurch sinkt die Fahrgeschwindigkeit und der Luftwiderstand verliert infolgedessen an Bedeutung. Vergrößert nun der/die Radsportler/in beim Bergauffahren seine/ihre Windangriffsgröße, dann ist dies für ihn/sie von geringem Nachteil.

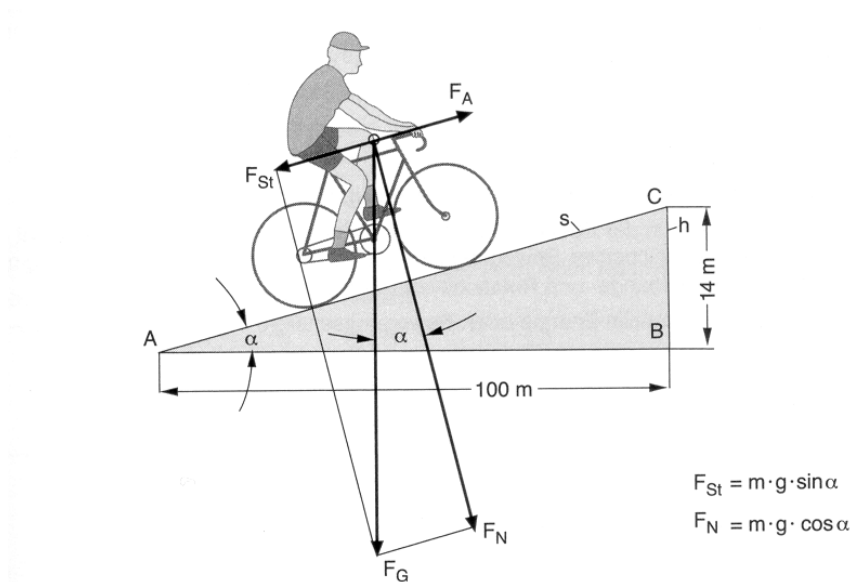


Abb. 15: Hangabtriebskraft beim Bergauffahren (Gressmann, 2005, S. 41).

Nach Gressmann (2005, S. 40) wird die Hangabtriebskraft nach folgender Formel berechnet:

$$F_{St} = F_G \cdot \sin \alpha$$

$$F_G = m \cdot g$$

Legende:

F_G = Gewichtskraft des Systems (Radsportler/in und Rad)

m = Masse des Systems (Radsportler/in und Rad)

g = Erdbeschleunigung

- 1) Je größer die Steigung, desto größer die Hangabtriebskraft.
- 2) Die Hangabtriebskraft nimmt mit dem Gesamtgewicht (Radsportler/in und Rad) zu.
Eine Gewichtseinsparnis wirkt sich beim Bergauffahren stärker aus als beim Fahren in der Ebene.
- 3) Die aerodynamische Haltung eines/einer Radsportlers/Radsportlerin spielt beim Fahren in der Ebene eine größere Rolle als beim Bergauffahren.

The graph illustrates the power requirements for a vehicle moving through a fluid. The y-axis represents power P in kW, and the x-axis represents velocity V in km/h. The total power $P_{\text{Ges.}}$ is the sum of the propulsion power P_H and the resistance power P_R (rolling resistance) and P_L (aerodynamic drag). The resistance power P_R is a constant value, while P_L increases with the cube of velocity.

Velocity V [km/h]	Rolling Resistance P_R [kW]	Aerodynamic Drag P_L [kW]	Propulsion Power P_H [kW]	Total Power $P_{\text{Ges.}}$ [kW]
0	0.00	0.00	0.00	0.00
5	0.01	0.00	0.12	0.13
10	0.01	0.00	0.29	0.31
15	0.01	0.00	0.47	0.48
20	0.01	0.00	0.65	0.66
25	0.01	0.00	0.83	0.84
30	0.01	0.00	1.01	1.02
34	0.01	0.00	1.12	1.13
35	0.01	0.00	1.14	1.15
40	0.01	0.00	1.23	1.24
45	0.01	0.00	1.31	1.32

32

2.6.4 Innerer Widerstand

Zusätzlich zu den vorher genannten Widerständen gibt es noch Reibungswiderstände, die vom Gerät (Fahrrad) ausgehen (z. B. Reibung der Pedale, des Tretlagers, der Kugellager). Neben der unvermeidbaren Kettenreibung kann es durch schräge Kettenrichtung bei ungünstiger Kranzwahl bzw. bei schlechter Übersetzung zu verstärktem Widerstand kommen. Das Antriebssystem des Fahrrades ist mechanisch einfach und nach momentanem Stand der Technik effizient. So absorbiert beispielsweise eine gut geölte Kette nur 3-5 % des gesamten Kraftaufwandes. Bessere Leistungen sind eher über eine bessere Tritttechnik als über ein leistungsfähigeres Gerät zu erreichen (vgl. Kyle, 1986b, S. 134-135).

Abhängig von den äußeren Bedingungen wirken sich diese vier Widerstandskräfte (Luftwiderstand, Rollwiderstand, Hangabtriebskraft und innerer Widerstand) unterschiedlich stark auf die Leistung des Radsportlers aus.

2.7 Fahrtechnik

In diesem Kapitel werden die Themen Antrieb-Übersetzung, Tretzyklus sowie optimale Tretgeschwindigkeit behandelt.

2.7.1 Antrieb-Übersetzung

Beim Fahrrad-Antrieb treten an vier Stellen Hebel auf (s. Abb. 17).

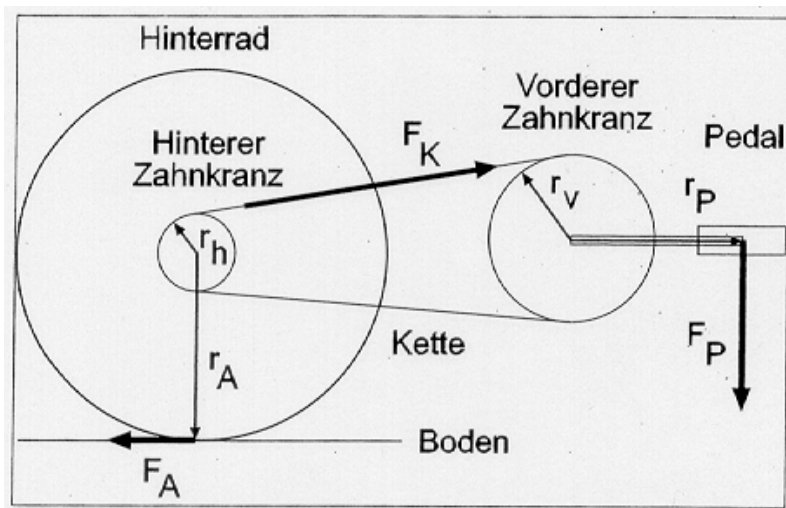


Abb. 17: Schematische Darstellung eines Kettenantriebes (nicht maßstäblich); F_A =Antriebskraft, F_K =Zugkraft in der Kette, F_P =Pedalkraft, r_v , r_h =Radius des vorderen bzw. hinteren Zahnkranzes, r_A =Radius des Reifens, r_P =Hebelarm der Kurbel (Tutz, 2004, S. 16).

Mittels Hebelgesetz lässt sich folgende Beziehung zwischen Pedalkraft und Antriebskraft herleiten:

$$F_P = F_A \frac{r_v r_A}{r_h r_P}$$

Das Verhältnis von r_A und r_P ist bei gegebener Fahrradgeometrie konstant. Bei einer gegebenen erforderlichen Antriebskraft F_A ist für die Bestimmung der Pedalkraft F_P nur das Verhältnis der Radien r_v und r_h entscheidend. Dieses Verhältnis wird als Übersetzung bezeichnet.

Die Wahl der Übersetzung (s. Abb. 18) hängt von der individuellen Leistungsfähigkeit (Ausdauer, Schnelligkeit, Kraft), vom Gelände (Steigungen, Abfahrten), von den Windverhältnissen (Gegenwind, Rückenwind), von den Straßenverhältnissen (Asphalt, Kopfsteinpflaster, Schlaglöcher) und von der taktischen Situation im Rennen (Vorstoß, Staffel, Hauptfeld, Zwischenspur, Endspurt, Einzel-Zeitfahren, Mannschafts-Zeitfahren) ab (vgl. Konopka, 1983, S. 89).

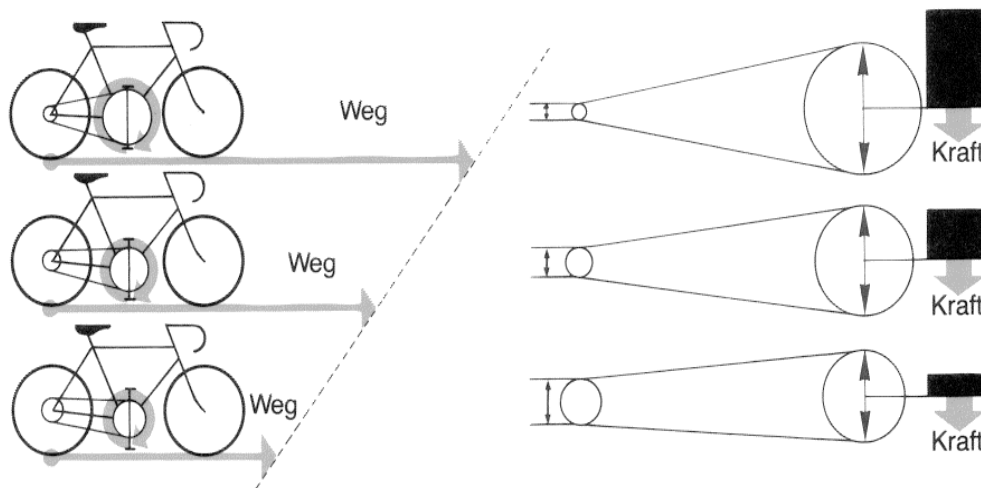


Abb. 18: Übersetzung: Je größer die Übersetzung, desto länger ist der Weg, den man bei einer Pedalumdrehung zurücklegt - desto größer wird aber auch die Kraft, die man aufwenden muss (Konopka, 2006, S. 62).

Gleiche Übersetzungen sind mit verschiedenen Kombinationen erreichbar. Durch Variation in der Anzahl der Zähne des Kettenblattes und des Zahnkranzes gibt es verschiedene Möglichkeiten für gleiche Übersetzungen (53/19 ist fast identisch mit 42/15). Selbst bei quantitativ gleichen Übersetzungen gibt es qualitative Unterschiede. Von identischen Übersetzungen hat die mit mehr Gesamt-Zähnen (größeres Kettenblatt und größeres Zahnkranz-Ritzel) folgende Vorteile: (1) Bessere Kraftverteilung auf eine größere Anzahl von Zähnen, (2) Herabsetzung der Tangentialkraft auf Kette, Zahnkranz und Nabe des Hinterrades, (3) geringere auf den Rahmen wirkende Torsionskraft sowie (3) gleichmäßiger, runder Tritt. Als Nachteile sind folgende anzuführen: (1) Möglicherweise Notwendigkeit einer längeren Kette, (2) größeres Gewicht des kraftübertragenden Systems sowie (3) geringere Schnelligkeit beim Antritt, der weicher und weniger hart ausfällt (vgl. Konopka, 1988, S. 90).

Für Schüler/innen und Jugendliche besteht eine Übersetzungsbeschränkung. Durch die zu frühe Benutzung hoher Gänge kann die Entwicklung der Leistungsfähigkeit beeinträchtigt werden. Deshalb werden die höchsten erlaubten Übersetzungen für die jeweilige Altersstufe festgelegt (vgl. Konopka, 2006, S. 66).

2.7.2 Tretzyklus

Unter „rundem Tritt“ versteht man den idealen Tretvorgang, der auch Pedalieren genannt wird. Druck und Zug werden während des gesamten Tretvorgangs gleichmäßig und möglichst senkrecht zur Tretkurbel ausgeübt (Konopka, 2000, S. 74).

Interessante Ergebnisse zum „runden Tritt“ finden sich in einer Untersuchung von Cavanagh & Sanderson (1986). In einem Clockdiagramm einer Gruppe von Elite-Verfolgungsfahrern bei 100 U/min und 400 Watt werden die Ausrichtung des Pedals und der resultierende Kraftvektor in 20 Kurbelpositionen gezeigt. Bemerkenswert sind die Richtung des Kraftvektors in der ersten Hälfte der Umdrehung und das Fehlen von nach oben gerichteten Zugkräften in der zweiten Hälfte. Details zu dieser Untersuchung werden im Kapitel 3.3 beschrieben.

Beim Pedalieren kommt der Beweglichkeit des Sprunggelenkes große Bedeutung zu. Abhängig von der Phase muss die Fußspitze entweder nach oben oder nach unten zeigen. Der Fuß vollführt dabei eine entspannte Auf- und Abbewegung um die Achse des oberen Sprunggelenkes. Am extremsten ist das Fußgelenksspiel beim Fahren mit großer Übersetzung bzw. beim Überwinden großer Steigungen. Die Fußspitze ist in der Nähe des oberen toten Punktes angehoben. Beim Fahren in der Ebene kommt der Fähigkeit, die Pedalumdrehungen rund und schnell durchführen zu können, besondere Bedeutung zu. Die absolute Kraft, welche ein/eine Radsportler/in auf die Pedale bringen kann, spielt eine geringere Rolle. Beim Befahren von Steigungen wird die Kraftkomponente relevanter, da er/sie eher an den Grenzwert seiner/ihrer Kraft herankommt als beim Fahren in der Ebene (vgl. Konopka, 1983, S. 68-70).

2.7.3 Optimale Tretgeschwindigkeit

Die Frage der optimalen Tretgeschwindigkeit im Radsport ist Gegenstand vieler wissenschaftlicher Untersuchungen (Redfield & Hull, 1986; Watson & Swensen, 2006). Dabei wird allerdings von unterschiedlichen Ansätzen ausgegangen. Einige Autoren sehen den Begriff optimale Tretgeschwindigkeit dann verwirklicht, wenn der Energieumsatz bei einer vorgegebenen Leistung minimiert wird (ökonomischer Ansatz), andere, wenn die Leistung unabhängig von der Höhe des Energieumsatzes maximiert wird. Da eine Tretfrequenz

nicht gleichzeitig für die Ökonomie und die Leistung günstig sein kann, entsteht ein Definitionsproblem für den Begriff „optimale Tretfrequenz“.

Untersuchungsergebnisse aus dem Labor lassen den Schluss zu, dass Drehzahlen im Bereich von 60-90 U/min aus ökonomischer Sicht am günstigsten sind (Bachl, 1985a, S. 484).

Ebenso wurde bei Untersuchungen am Fahrradergometer festgestellt, dass Radrennfahrer/innen bei steigender Belastung höhere Tretfrequenzen wählen als es dem Wirkungsgradoptimum entspricht. Löllgen begründet dies mit einem nichtlinearen Leistungsempfinden, da bei höheren Tretfrequenzen die Ergometerbelastung wegen des geringeren Kraftaufwandes als leichter und angenehmer empfunden wird. Bei Belastungen über 350 Watt werden allgemein Tretfrequenzen von 90-100 U/min bevorzugt (vgl. Löllgen, zit. n. Bachl, 1985a, S. 484-485).

Radsportler/innen könnten mit den relativ niedrigen, ökonomisch optimalen Drehzahlen im Wettkampf nicht bestehen. Schließlich ist es nicht das Ziel eines/einer Radsportlers/Radsportlerin, ein Rennen möglichst energiesparend zu beenden, sondern mit seinem/ihrem Leistungsmaximum eine möglichst gute Platzierung zu erreichen. Eine Zunahme der Fahrgeschwindigkeit bedingt eine Steigerung der Vortriebleistung. Bewirkt wird das durch eine Erhöhung der Tretfrequenz. Die optimale Tretgeschwindigkeit ist also abhängig von der jeweils geforderten Leistung. Demnach erfordern hohe Leistungen hohe Tretfrequenzen (vgl. Neumann, 1993, S. 562).

Bei gleicher Fahrgeschwindigkeit bevorzugt nach Neumann der/die besser trainierte Radsportler/in die höhere Tretfrequenz. Mit abnehmender Leistungsfähigkeit tendiert er/sie hingegen dazu, größere Übersetzungen und niedrigere Tretgeschwindigkeiten zu wählen. Vordergründig scheint damit die Annahme, dass eine niedrigere Tretfrequenz ökonomischer sei, bestärkt zu werden. „Wer (allerdings) zu früh und zu lange große Übersetzungen mit zu niedriger Tretfrequenz bevorzugt, dessen Leistung nimmt weiter ab - und dessen Form geht verloren“ (Konopka, 1988, S. 91-92).

Da ein/eine Radsportler/in vorwiegend Ausdauerfasern benötigt, muss sein/ihr Training speziell darauf ausgerichtet sein. Hoher Krafteinsatz muss vermieden werden, da dieser zur Ausbildung von Kraftfasern führt. Diese schnellen und kräftigen Muskelfasern ermüden rasch und haben eine geringere Sauerstoffaufnahmefähigkeit. Um bei gleicher Fahrgeschwindigkeit mit einem geringeren Krafteinsatz auszukommen, muss der Weg verlängert werden. Daraus folgt, dass kleinere Übersetzungen mit mehr Pedalumdrehungen gewählt werden müssen. „Die optimale Tretgeschwindigkeit im Training sollte etwa zwischen 100-120 U/min liegen. Dazu sind entsprechend kleine Übersetzungen (z. B. 42/18,

42/17, 42/16) zu benutzen“ (Konopka, 1988, S. 92). Um optimale Anpassungen des Organismus zu erreichen, muss im Training prinzipiell mit höheren Drehzahlen gearbeitet werden. Selbst im Wettkampf werden Tretfrequenzen zwischen 90-100 U/min gefahren, womit mangelnde Kraftkapazitäten kompensiert werden.

Die Vorteile einer hohen Tretfrequenz mit geringerem Krafteinsatz sind nicht nur eine bessere Anpassungsfähigkeit an wechselnde Fahrgeschwindigkeiten während eines Radrennens, sondern auch eine bessere Muskeldurchblutung: Bei hohem Krafteinsatz werden durch die Anspannung der Muskulatur die kleinen Blutkapillaren zusammengedrückt und infolgedessen die arterielle Blutversorgung behindert. Dieser Effekt ist bereits bei 20 % des maximalen Krafteinsatzes bemerkbar. Ab 50 % kommt es zum völligen Verschluss der kleinen Blutgefäße und deshalb zu einem Leistungsverlust (vgl. dazu Konopka, 1988, S. 92). Der runde Tritt und die richtige Wahl von Übersetzung und Tretgeschwindigkeit stellen also einen wichtigen Bereich im Radsport dar und müssen intensiv trainiert werden, da sie ausschlaggebend für die Leistung im Wettkampf sind. „Wenn ein Radsportler die falsche Übersetzung einstellt und damit ein ungünstiges Verhältnis von Last zu Drehzahl wählt, so kann er dadurch seine Leistung, gemessen am möglichen Optimum, um 5-10 % verschlechtern“ (Neumann, 1993, S. 562).

3 AUSGEWÄHLTE EMPIRISCHE BEFUNDE ZUM RADFAHREN

3.1 Muskelstoffwechsel, Kraft und Anstrengungswahrnehmung beim Radfahren mit unterschiedlichen Trittfrequenzen

Abstract. Löllgen et al. untersuchten 1980 in einem Experiment die Auswirkungen der zentralen (Atemminutenvolumen V_E , expiratorisch, l/min, (vgl. Bachl, 1985a, S. 522), Sauerstoff und Herzfrequenz) und peripheren (Muskelspannung und Muskelstoffwechsel) Parameter auf die Anstrengungswahrnehmung (RPE) am Fahrradergometer bei unterschiedlicher Trittfrequenz unter Beibehaltung gleichbleibender Leistung. Es wurden sechs gesunde männliche Versuchspersonen (Vpn) unter folgenden Bedingungen untersucht: Im Leerlauf, bei submaximaler (70 % VO_{2max}) und maximaler Belastung (100 % VO_{2max}) bei Trittfrequenzen von 40, 60, 80 und 100 U/min. Bei wechselnden Trittfrequenzen und konstanter Leistung zeigten sich mehrere Beispiele signifikanter Veränderungen bei den zentralen Parametern ohne Veränderung der Anstrengungswahrnehmung und umgekehrt. Messungen von Muskel- und Blutlaktat, Nikotinamid-Adenin-Dinukleotid (NAD), Glykogen, Adenosintriphosphat (ATP) und Kreatinphosphat (CP) zeigten, dass keiner dieser metabolischen Parameter mit Anstrengungswahrnehmung korreliert. Kein einzelner der zentralen oder peripheren Parameter steht mit ihr alleine in Verbindung. Sie muss daher auf eine Anzahl peripherer und/oder zentraler Parameter in komplexer Weise zurückzuführen sein.

3.1.1 Fragestellung und Hypothese

Fragestellung: Welche Beziehung besteht zwischen den zentralen (kardiopulmonalen) bzw. den peripheren oder lokalen (muskulären) Parametern und Anstrengungswahrnehmung?

Annahme: Trotz konstanter externer Leistungsabgabe variiert die Anstrengungswahrnehmung, wenn unterschiedliche Kombinationen von Trittfrequenz und Widerstand praktiziert werden.

Hypothese: Veränderungen der Anstrengungswahrnehmung sind primär von einem einzelnen Parameter (Herzfrequenz, Muskel- oder Blutlaktate oder Abbau von Muskelglykogen oder Muskelphosphagenen) bedingt.

3.1.2 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren

Henriksson, J., Knuttgen, H. G. & Bonde-Petersen, F. (1972). Perceived exertion during exercise with concentric and eccentric muscle contractions. *Ergonomics* 15, 537-544.

Löllgen, H., Ulmer, H.-V. & v. Nieding, G. (1977). Heart rate and perceptual response to exercise with different pedalling speed in normal subjects and patients. *Europ. J. Appl. Physiol.* 37, 297-304.

Pandolf, K. P. & Noble, B. J. (1973). The effect of pedalling speed and resistance changes on perceived exertion for equivalent power outputs on the bicycle ergometer. *Med. Sci. Sports* 5, 132-136.

Roland, P. E. & Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. *Brain* 100, 671-692.

Stamford, B. A. & Noble, B. J. (1974). Metabolic cost and perception of effort during bicycle ergometer work performance. *Med. Sci. Sports* 6, 226-231.

3.1.3 Begriffsklärungen

Kraftspitze pro Pedaldruck (PFP). Die auf die Pedale einwirkende Kraft wurde durch Druckmessgeräte, welche an den Pedalen montiert waren, gemessen und zusammen mit der Umdrehungszahl aufgezeichnet. Die Kraftaufzeichnungen wurden durch Messung der Kraftspitzen pro Pedaldruck (PFP) (peak force per pedal thrust) ausgewertet. Für jede Leistung wurde PFP als Mittelwert von 30 Werten, die an jedem Pedal gemessen wurden, ermittelt.

Maximale Kraftspitze pro Pedaldruck (PFPmax). Bei verschiedenen Widerstandseinstellungen pedalierten die Versuchspersonen (Vpn) 4-5 Umdrehungen mit maximaler willkürlicher Geschwindigkeit, während Kraft und Trittfrequenz aufgezeichnet wurden. Der Wechsel der Widerstandseinstellungen war so, dass die maximale PFP (PFPmax) bei Trittfrequenzen, welche außerhalb des Bereiches von 40-100 U/min lagen, gemessen wurden. Folglich konnte das bei einer vorgegebenen Arbeitssituation erreichte PFP relativ zur PFPmax für diese Trittfrequenz angegeben werden.

Maximale willkürliche Kontraktion (MVC). Die maximale Kraft der Knie- und Hüftextensoren wurde isometrisch für die linke und rechte untere Extremität mit einem Dynamometer (Kraftmessgerät) getrennt gemessen. Knie- und Hüftwinkel wurden nahe 90° gehalten. MVC (maximal voluntary contraction) für jede Versuchsperson (Vp) ist der Mittelwert von linkem und rechtem Bein.

3.1.4 Stichprobenbeschreibung

Die Stichprobe bestand aus sechs gesunden männlichen Vpn, die zwar physisch aktiv, jedoch keine Leistungssportler waren. Von jeder Vp wurden Alter, Gewicht, Körpergröße und maximale Sauerstoffaufnahme bei einer Trittfrequenz von 60 U/min erfasst. Die Vpn

waren im Durchschnitt 28 Jahre alt, 71 kg schwer, 173 cm groß und ihre mittlere maximale Sauerstoffaufnahme betrug 46,8 ml/min/kg. Unabhängig von Experimentablauf wurde die maximale willkürliche isometrische Kontraktion (kurz: Kontraktionskraft, MVC) von jeder Vp festgestellt und für die Stichprobe die mittlere Kontraktionskraft mit 2805 N (Bereich 2256-3628 N) berechnet. Auch die maximalen Kraftspitzen (PFPmax) jeder Vp wurden getrennt vom Experiment ermittelt. Diese Stichprobe reduzierte sich partiell auf fünf Vpn, weil eine Vp eine maximale Belastungsstufe nicht volle zwei Minuten durchhalten konnte. Die Daten dieses Durchganges waren mit denen der anderen Vpn nicht vergleichbar und blieben daher unberücksichtigt.

3.1.5 Messinstrumente und statistische Auswertung

In Tab. 11 werden jene Parameter und deren Messung bzw. zu die ihrer Analyse herangezogenen chemischen Methoden aufgelistet, die für das Experiment relevant sind. Die statistische Auswertung der im Experiment gewonnenen Daten erfolgte mittels nonparametrischer Zweiweg-Varianzanalyse (Friedman-Test, vgl. dazu auch Lienert, 1973); der entsprechende multiple Vergleich wurde mit dem Wilcoxon-Wilcox-Test (vgl. dazu auch Sachs, 1973) durchgeführt. Zusätzlich wurden u. a. (auch partielle) Korrelationskoeffizienten berechnet. Die inferenzstatistische Signifikanzprüfung wurde auf dem 5 %-Niveau durchgeführt.

Tab. 11: Wichtige Parameter und deren Messung

Parameter	Messung/chemische Analysemethoden
Ausatemluft (Volumen, O ₂ - und CO ₂ -Gehalt)	Volumsmessung mit Douglassäcken und Tissot Spirometer. O ₂ -Analysiergerät (Servomex), CO ₂ -Infrarot-Absorptionsspektrometer (Beckmann, LB-1)
Herzfrequenz (pro Minute)	Elektrokardiogramm (EKG)
Anstrengungswahrnehmung (RPE)	Ratingsskala (Borg, 1962)
Trittfrequenz (U/min)	Krogh-Fahrradergometer
(Maximale) Kraftspitzen pro Pedalschub (PFPmax) und PFP sowie maximale willkürliche isometrische Kontraktion (MVC) von Knie- und Hüftextensoren	Druckmessgeräte (Dynamometer) an beiden Pedalen des Fahrradergometers
Adenosintriphosphat (ATP), Kreatinphosphat (CP), Glycogen sowie Blut- und Muskellaktat	Analyse nach der Methode von Karlsson (1971)
Nikotinamid-Adenin-Dinukleotid (NAD)	Analyse nach der Methode von Bergmeyer (1965)

Quelle: Verfasserin

3.1.6 Durchführung des Experiments

Von jenen Daten, die von jeder Vp für die Stichprobenbeschreibung erfasst worden sind, wurde pro Vp die Leistung bei 70 % und 100 % VO₂max errechnet. Im eigentlichen Experiment wurden die Vp an 4 Terminen bei Trittfrequenzen von 40, 60, 80 und 100 U/min auf dem Fahrradergometer getestet. Abgesehen von der Veränderung der Trittfrequenz war das Testprotokoll konstant. (1) Blutprobe (von der Fingerspitze) und Muskelbiopsie (vom M. vastus lateralis), (2) 6 min unbelastetes Treten bei 0 Watt, (3) 5 min 70 % VO₂max, (4)

10-20 s Pause zur Entnahme von Gewebeproben (Blutprobe und Muskelbiopsie) und anschließend (5) 2,5-5 min bei 100 % $\dot{V}O_{2\max}$ sowie (6) Entnahme von Gewebeproben. In der letzten Minute jeder Belastungsstufe wurde bei jeder Vp der Grad der Anstrengungswahrnehmung (RPE) erhoben. Während des gesamten Experiments wurde die Ausatemluft gesammelt und die Herzfrequenz aufgezeichnet. Die auf beide Pedale übertragene Kraft wurden durch Druckmessgeräte, welche an den Pedalen montiert waren, bei jeder Vp während der letzten 2 Minuten jeder Belastungsstufe aufgezeichnet und zusammen mit der Trittfrequenz dokumentiert. Von jeder Belastungsstufe konnte also abhängig von der jeweiligen Trittfrequenz eine durchschnittliche Kraftfrequenzkurve der Vp und infolgedessen auch der Stichprobe ermittelt werden. Die folgenden Ergebnisse werden aus sportwissenschaftlicher Sicht dargestellt.

3.1.7 Ergebnisse

Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$). Die Sauerstoffaufnahme steigt bei unbelastetem Treten mit Zunahme der Trittfrequenz signifikant an. Bei submaximaler Belastung war sie bei 100 U/min signifikant höher als bei 80 U/min, bei maximaler Belastung ist die Sauerstoffaufnahme unabhängig von der Trittfrequenz (s. Abb. 19). Trittfrequenzabhängige Unterschiede traten bei maximaler Belastung allerdings in der Laktatbildung auf (s. Abb. 25).

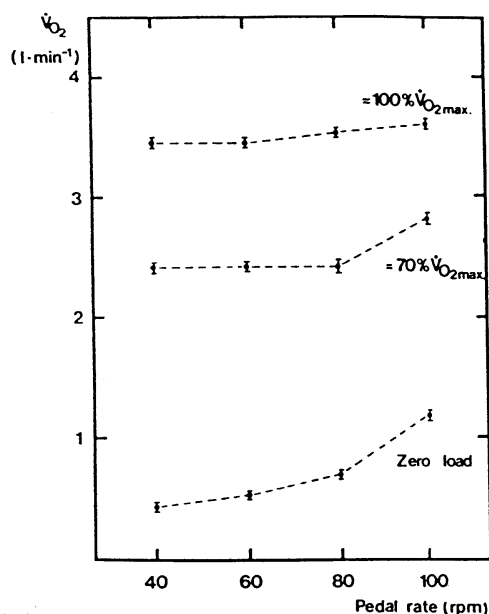


Abb. 19: Mittlere Sauerstoffaufnahme nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).

Ventilation (V_E). Bei unbelastetem Treten nimmt die Ventilation zwischen 80 und 100 U/min signifikant zu. Ein kontinuierlicher Anstieg konnte bei submaximaler Belastung, ins-

besondere bei der Erhöhung der Trittfrequenz von 80 auf 100 U/min beobachtet werden. Unter maximaler Belastung steigt die Ventilation signifikant linear an (s. Abb. 20)

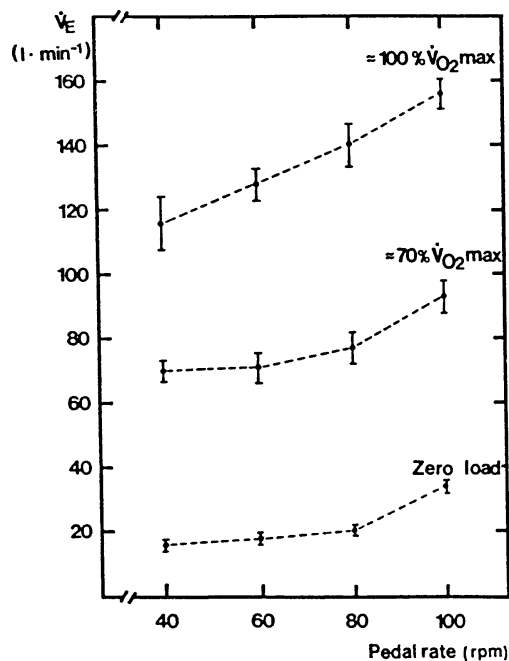


Abb. 20: Mittlere Ventilation nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).

Herzfrequenz. Bei maximaler Belastung veränderte sich die Herzfrequenz nicht mit der Trittfrequenz. Signifikante Anstiege der Herzfrequenz wurden hingegen bei unbelastetem Treten und insbesondere bei submaximaler Belastung gefunden (s. Abb. 21).

Anstrengungswahrnehmung (RPE). Während bei unbelastetem Treten und maximaler Belastung erst bei einer Trittfrequenz von 100 U/min ein signifikanter Anstieg der Anstrengungswahrnehmung von den Vpn bekundet wurde, erfolgte dies bei submaximaler Belastung bereits bei 80 U/min (s. Abb. 22). Die Kurve, welche die Daten aller drei Belastungsintensitäten inkludiert, ergab ein signifikantes parabolisches Verhältnis von der Anstrengungswahrnehmung zur Trittfrequenz ($r = 0,79$). Ähnlich parabolische Kurven konnten auch für submaximale und maximale Belastung mit minimalen Anstrengungs-Werten bei 65 und 73 U/min erstellt werden.

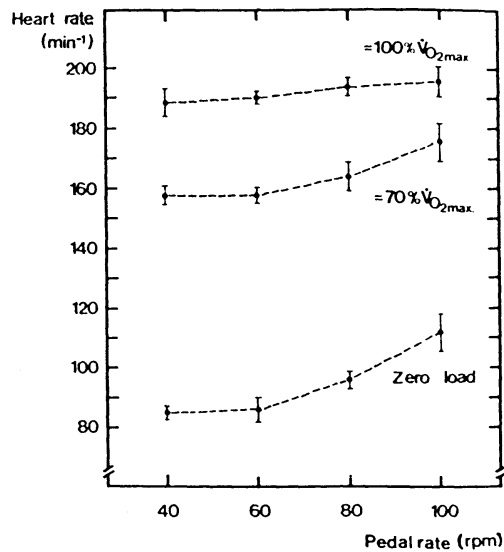


Abb. 21: Mittlere Herzfrequenz nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).

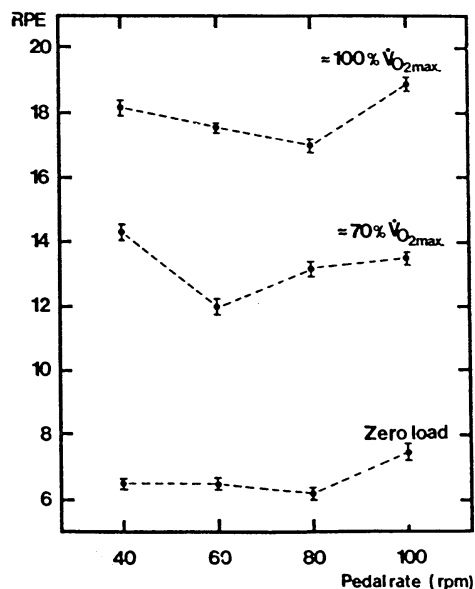


Abb. 22: Mittlere Anstrengungswahrnehmung nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).

Maximale Kontraktionskraft (MVC). Der mittlere maximale Kraftspitzenanteil (PFPmax) von der mittleren maximalen Kontraktionskraft fällt signifikant hyperbolisch mit zunehmender Trittfrequenz (s. oberen Teil der Abb. 23). Ebenso sinkt der prozentuelle Anteil der mittleren Kraftspitzen pro Pedalschub signifikant hyperbolisch mit zunehmender Trittfrequenz, allerdings ist der mittlere Kraftspitzenanteil bei maximaler Belastung größer als bei submaximaler (s. unteren Teil der Abb. 23).

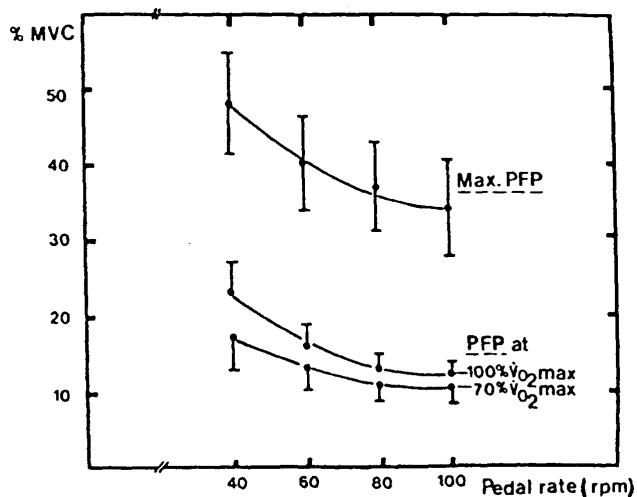


Abb. 23: Mittlere maximale Kraftspitze in Prozent von MVC bei unterschiedlichen Trittfrequenzen. Unten: Mittlere Kraftspitze pro Pedalschub in Prozent von MVC bei unterschiedlichen Trittfrequenzen und Belastungsintensitäten (Löllgen et al., 1980, S. 348).

Adenosintriphosphat (ATP) und Kreatinphosphat (CP). Die Konzentration von ATP und CP sank mit steigender Belastung. Die Abnahme von ATP und Phosphagenen (ATP plus CP) war bei 40 U/min größer als bei 60 U/min sowohl bei submaximaler als auch bei maximaler Belastung (s. Abb. 24). Bezogen auf die Trittfrequenz konnten keine weiteren signifikanten Unterschiede gefunden werden.

Glykogenkonzentration. Die Glykogenkonzentration nahm mit zunehmender Belastung ab. Der Glykogenverlust stand in keinem Zusammenhang zur Trittfrequenz.

Muskel- und Blutlaktat. Blut- und Muskellaktatwerte steigen mit zunehmender Trittfrequenz ab 60 U/min bei maximaler Belastung wesentlich stärker an als bei submaximaler (s. Abb. 25). Das Verhältnis von Muskel- zu Blutlaktat wurde zusätzlich für submaximale Belastung berechnet und korrelierte signifikant hoch mit dem Prozentsatz der Slow-twitch-Fasern (ST-Fasern) ($r = 0,91$).

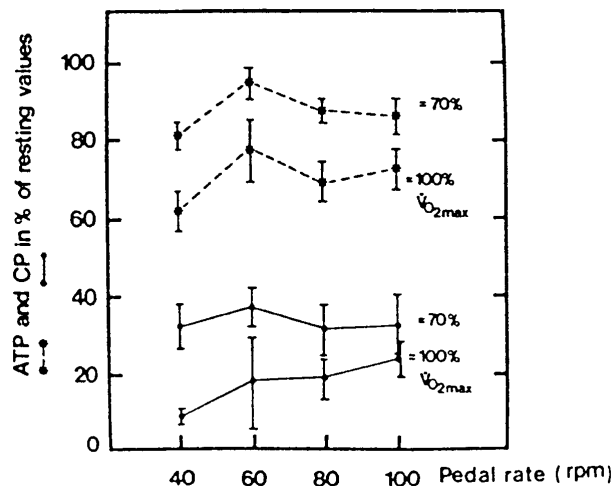


Abb. 24: Konzentrationsmittelwerte von Adenosintriphosphat - ATP (Sterne) und Kreatinphosphat - CP (Punkte) bei submaximaler und maximaler Belastung bei unterschiedlichen Trittfrequenzen. Die Daten sind in Prozent der Ruhewerte angegeben (Löllgen et al., 1980, S. 348).

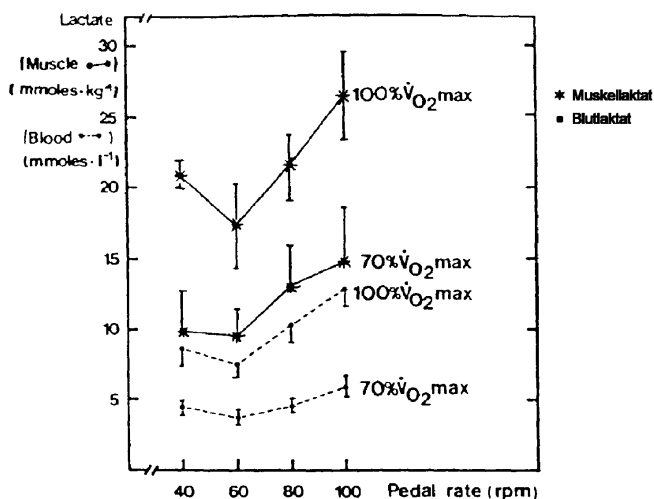


Abb. 25: Konzentrationsmittelwerte von Muskellaktat (Sterne) und Blutlaktat (Punkte) bei submaximaler und maximaler Belastung bei unterschiedlichen Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 349).

Nikotinamid-Adenin-Dinukleotid (NAD). Die NAD-Konzentration im Muskel sank bei Belastung. Obwohl Vpn mit sehr unterschiedlicher Faserzusammensetzung (26-62 % ST-Fasern im M. quadriceps femoris) an diesem Experiment teilnahmen, konnte kein Zusammenhang zwischen der Trittfrequenz mit den niedrigsten Anstrengungswahrnehmungswerten und der Faserzusammensetzung festgestellt werden.

3.1.8 Resümee

Dieses Experiment untersuchte die mögliche Beziehung zwischen den zentralen (kardiopulmonalen) bzw. den peripheren oder lokalen (muskulären) Parametern und subjektiver Anstrengungswahrnehmung.

So stimmt das Muster der Anstrengungswahrnehmungs-Werte auf wechselnde Trittfrequenz im durchgeführten Experiment qualitativ mit vorhergehenden Studien (vgl. Löllgen et al., 1977; Pandolf & Noble, 1973; Stamford & Noble, 1974) überein. Die parabolische Kurve ergab minimale Anstrengungswahrnehmungs-Werte zwischen 60 und 80 U/min.

Die zentralen Parameter wurden besonders bei submaximaler Belastung von der Trittfrequenz beeinflusst, während sie jedoch in vielen Fällen von der Anstrengungswahrnehmung unabhängig waren. Daraus folgt, dass die Sauerstoffaufnahme, die Ventilation und/oder die Herzfrequenz den Anstrengungswahrnehmungs-Wert bestenfalls in komplexer Weise merklich beeinflussen. Die einzige Situation, in der die subjektive Anstrengungswahrnehmung von den zentralen Parametern abhängig zu sein scheint, ist bei hohen Geschwindigkeiten der Gliedmaßenbewegung zu beobachten. Eine proportionale Steigerung von Anstrengungswahrnehmung und Sauerstoffaufnahme, Ventilation und Herzfrequenz zeigte sich bei der Steigerung der Trittfrequenz von 80 auf 100 U/min, besonders deutlich bei unbelastetem Treten. Die kardiopulmonalen Veränderungen bei schneller Gliedmaßenbewegung können auch durch eine gesteigerte Propriozeptorenaktivität in der Arbeitsmuskulatur begründet sein, und zwar ohne ursächlichen Zusammenhang zur Anstrengungswahrnehmung. Eine genauere Analyse von Kraft und Geschwindigkeit über einen größeren und feiner abgestuften Bereich der Trittfrequenz und eine sprachlich differenziertere und trennscharfe Ausprägungen der Anstrengungsskala könnten eine stärkere Bekräftigung einer Mechanorezeptor-Anstrengungswahrnehmungstheorie liefern.

Einige Forscher haben die auf die Pedale übertragene Kraft als Maß für die Wirkung auf die Mechanorezeptoren in Sehnen, Gelenken und Bändern genommen (vgl. Henriksson et al., 1972; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977; Stamford et al., 1974). Das durchgeführte Experiment griff diesen Gedanken auf, indem es durch Messung der Kraftspitzen pro Pedalschub (PFP) versucht, den Nachweis zu erbringen, dass dieser periphere Parameter auf die Anstrengungswahrnehmung Einfluss ausübt.

Die Kraftfrequenzkurve beim Radfahren hat eine hyperbolische Form (s. Abb. 23), ähnlich der Kraftgeschwindigkeitskurven in der isolierten Muskelphysiologie. Die Abflachung dieser Kurve von 80 auf 100 U/min ist wichtig, da sie andeutet, dass die auf die Pedale über-

tragene Kraft nicht nur in Prozent der willkürlichen isometrischen Kontraktion (MVC) sinkt, sondern auch in Prozent der maximalen dynamischen Kraft (PFPmax).

Die Verminderung von Kraftspitzen pro Pedalschub von niedriger zu mittlerer Trittfrequenz und der Anstieg der Kraft von mittlerer zu hoher Trittfrequenz lassen darauf schließen, dass die peripheren Mechanorezeptoren zwei Sensorarten haben könnten: Spannung und Geschwindigkeit bzw. Rate des Spannungswechsels. Diese Wahrnehmungen der passiven oder aktiven Bewegung, der Spannung oder der Position der Gliedmaßen können parabolische Anstrengungswahrnehmungs-Werte in Abhängigkeit von der Trittfrequenz bewirken (Mechanorezeptor-Anstrengungswahrnehmungs-Theorie). Nach Eliminierung des Einflusses der Leistungsabgabe wurde das Verhältnis zwischen Kraft und Anstrengungswahrnehmung als nicht signifikant bewertet. Dies unterstreicht die Entdeckung, dass beide Parameter primär mit der Belastungsintensität zusammenhängen.

Weder die Ausschöpfung der energiereichen Phosphate oder des Glykogens noch die Anhäufung von Laktat standen in signifikanter Beziehung zur Anstrengungswahrnehmung, nachdem der Einfluss der Leistungsabgabe durch partielle Korrelation eliminiert worden war. Diese Ergebnisse legen stark nahe, dass die chemosensitiven Rezeptoren im Muskel nicht für die lokale Wahrnehmung der Anstrengung verantwortlich sind.

Fazit. Das durchgeführte Experiment kann keinen Beweis dafür erbringen, dass ein einzelner zentraler oder peripherer Parameter dominant die Anstrengungswahrnehmung beeinflusst. Die Autoren schließen daraus, dass die Anstrengungswahrnehmung auf eine Anzahl zentraler und/oder peripherer Parameter in einer komplexen Art zurückzuführen ist. Dieses Experiment verwirft die Hypothese, dass Veränderungen der Anstrengungswahrnehmung vorherrschend von einem einzelnen Faktor (z. B. Herzfrequenz, Muskel- oder Blutlaktate oder Abbau von Muskelglykogen oder Muskelphosphagenen) bestimmt werden. Die Daten, welche die Muskelspannung oder die Geschwindigkeit betreffen, deuten darauf hin, dass weitere Untersuchungen auf diesem Gebiet wünschenswert wären.

3.1.9 Kritische Anmerkungen

(1) Das berichtete Experiment „Muscle metabolites, force, and perceived exertion bicycling at varying pedal rates“ von Löllgen et al. (1980) bezieht sein Datenmaterial aus der Untersuchung von nur sechs V_{pn}, wobei von einer V_p kein vollständiges Datenmaterial zur Verfügung steht. Es handelt sich dabei um eine äußerst kleine Stichprobe, welche zusätzlich noch sehr heterogen ist.

(2) Obwohl eine V_p bei maximaler Übungsintensität die Testvorgabe (2 Minuten treten) nicht erfüllt, werden sämtliche bereits erhobenen Daten derselben in die Berechnungen

einbezogen. Dieser Datensatz sollte korrekterweise vollständig aus der statistischen Auswertung herausgenommen werden, wodurch sich die Stichprobe allerdings auf 5 Vpn reduzieren würde.

(3) Im vorliegenden Experiment werden Anstrengungswahrnehmungs-Werte bei unterschiedlichen Trittfrequenzen (40, 60, 80 und 100 U/min) erhoben. Für jede Trittfrequenz wird über Mittelwertsbestimmung der durchschnittliche Anstrengungswahrnehmungs-Wert der Vpn errechnet. Es ergeben sich daraus für jede Belastungsstufe (unbelastetes Treten, submaximale sowie maximale Belastung) vier Mittelwertspunkte für die Anstrengungswahrnehmung (s. Abb. 22). Aus diesen vier Punkten ermitteln die Autoren eine parabolische Kurve und schließen daraus, dass der Minimalwert der Anstrengungswahrnehmung bei submaximaler Belastung bei 65 U/min und bei maximaler Belastung bei 73 U/min liegt. Diese Minimalwerte werden rein rechnerisch ermittelt, aber nie empirisch überprüft.

(4) Der große Unterschied in der Muskelfaserzusammensetzung bei den Vpn könnte die Ursache dafür sein, dass der Versuch misslang, eine Beziehung zwischen den von der Kraft abhängigen Parametern und der Anstrengungswahrnehmung herzustellen. Auch eine Einteilung der Testergebnisse nach dem dominanten Fasertyp (Slow- oder Fast-twitch-Fasern; s. Tab. 3) der Vpn ergibt keinen signifikanten Unterschied oder Trend bezüglich Anstrengungswahrnehmung. Das ist wahrscheinlich auf die sehr geringe Anzahl der Vpn pro Teilstichprobe (max. 3) zurückzuführen. Weitere Studien sind daher notwendig, um den Beitrag des Fasertyps zur peripheren Quelle der Anstrengungswahrnehmung zu bestimmen.

(5) Eine genauere Analyse von Kraft und Geschwindigkeit über einen größeren und feiner abgestuften Bereich der Trittfrequenz und sprachlich differenziertere und trennscharfe Ausprägungen der Anstrengungsskala könnten eine stärkere Bekräftigung einer Mechanorezeptor-Anstrengungswahrnehmungs-Theorie liefern.

(6) Eine größere Anzahl von Vpn wäre allerdings sehr wünschenswert. Können für eine Untersuchung nur wenige Vpn gefunden werden, dann wäre es sinnvoll, wenn diese kleine Stichprobe insofern homogen ist, als sie Sportler/innen nur einer Radfahrdisziplin (z. B. Straßenrennen oder Bahnsprint) sind. Sollte es sich trotzdem um eine heterogene Stichprobe handeln, wäre es angemessener, die höchsten und die niedrigsten Werte miteinander zu vergleichen, als von allen Werten den Mittelwert zu berechnen.

3.2 Beziehung zwischen Gelenkmomenten und Trittfrequenzen beim Radfahren mit konstanter Leistung

Vorbemerkung. Die nachstehende Bearbeitung der Einzelfallstudie von Redfield & Hull, 1986 lehnt sich sehr stark an das Original an, da es sich um technische Details handelt. Eine freiere Ausführung würde auf Kosten der Verständlichkeit gehen.

3.2.1 Fragestellung und Annahmen

Fragestellung: Worin besteht die optimale Trittfrequenz und durch welche vom Radsportler kontrollierbaren Parameter lässt sie sich realisieren?

Annahmen:

- 1) Die Bestimmung des physiologischen Aufwandes, der für die Leistung im Radfahren von primärer Bedeutung ist, erfordert die Messung der Muskelaktivität.
- 2) Die Leistung der Muskulatur der unteren Extremitäten steht beim Radfahren in direktem Zusammenhang zu den Momenten, die an den drei Gelenken Hüfte, Knie und Sprunggelenk auftreten. Folglich helfen die Gelenkmomente genauso wie die Muskelaktivität bei der Untersuchung des physiologischen Aufwandes.

Kommentar: Die Maximierung der Leistung eines Radsportlers erfordert eine Leistungsentwicklung durch willkürliche Muskelkontraktion so, dass die Kontraktion so effizient wie möglich ausgeführt wird. Redfield & Hull beziehen sich auf Arbeiten von Andrews Gregor et al. (1982) sowie Jorge & Hull (1986). Sie schließen daraus, dass Gelenksdrehmomente in direktem Zusammenhang zur Muskelaktivität stehen.

Bei Einschränkung auf konventionelle Fahrräder - bei diesen führt die Pedalwelle eine kreisförmige Bewegung bei konstanter Winkelgeschwindigkeit (angular velocity) aus, d.h. es wird keine lineare Beschleunigung des Fahrrades angenommen - beeinflussen zuletzt vier Parameter (die Trittfrequenz, die Sattelhöhe, die Länge des Kurbelarmes und die Distanz von der Pedalwelle zum Sprunggelenk) die Gelenkmomente (joint moments). Redfield & Hull konzentrieren sich auf die Beziehung zwischen Gelenkmomenten und Trittfrequenz. Schon Hull & Jorge (1985) erkannten diesen Zusammenhang und nahmen daher Messungen von Normal- und Tangentialpedalkräften bei drei verschiedenen Umdrehungszahlen und konstanter Leistung (power) vor. Da die mittlere Leistungsabgabe beim Radfahren proportional zum Produkt der Komponenten der Pedalkraft, welche den Kurbelarm antreibt, und der Trittfrequenz ist, erfordert ein Wechsel der Trittfrequenz einen entsprechenden entgegengesetzten Wechsel in der Pedalantriebskraft, um eine konstante Leistungsabgabe zu erzielen.

Bei hohen Trittfrequenzen (größer als 100 U/min) trägt die dynamische Einwirkung der unteren Gliedmaßen in Flexion und Extension signifikant zu den Gelenkmomenten bei, während bei niedrigen Trittfrequenzen (weniger als 70 U/min) die Pedalkräfte signifikant zu den Gelenkmomenten beitragen. Hull & Jorge vermuteten daher, dass es eine Trittfrequenz gibt, bei der die Wirkungen von Bewegung und Pedalkraftproduktion ein minimales Gelenkmomentniveau erzeugen.

3.2.2 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren

Andrews, J. G. (1982). On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. *Med. Sci. Sports Exercise* 14, 361-367.

Davis, R. R. & Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling - II. Analysis and results. *J. Biomechanics* 14, 857-872.

Gregor, R. J., Green, D. & Garhammer, J. J. (1982). An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. *Biomechanics VII-B*, S. 537-541. University Park Press, Baltimore, MD.

Hill, A. V. (1922). Maximum work and mechanical efficiency of human muscles and their most economical speed. *J. Physiol.* 56, 19-41.

Hull, M. L. & Davis, R. R. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling - I. Instrumentation. *J. Biomechanics* 14, 843-855.

Hull, M. L. & Jorge, M. (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *J. Biomechanics* 18, 631-644.

Jorge, M. & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J. Biomechanics*.

Redfield, Rob & Hull, M. L. (1975). On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling, S. 329; zit. n. Gaesser, G. A., Brooks, G. A.: Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J. appl. Physiol.* 38, 1132-1139.

Whitt, F. R. & Wilson, D. G. (1974). *Bicycling Science*. M. I. T. Press, Cambridge, MA.

3.2.3 Stichprobenbeschreibung und Fahrraddimensionen

Tab. 12: Beinsegmentendaten der Vp und Fahrraddimensionen

Segment	Länge (m)	Geschätzte Masse (kg)	Geschätztes Trägheitsmoment (kg·m ²)
Beindaten			
Fuß	0,203	1,05	$5,56 \cdot 10^{-3}$
Unterschenkel	0,433	3,27	$44,69 \cdot 10^{-3}$
Oberschenkel	0,393	7,36	$60,13 \cdot 10^{-3}$
Fahrraddimensionen			
Hüfte zu Kurbelachse (vertikal)	0,693		
Hüfte zu Kurbelachse (horizontal)	0,212		
Kurbelarmlänge	0,170		

Quelle: Redfield & Hull (1986, S. 321)

Bei der Einzelfallstichprobe war die Vp ein erfahrener Radfahrer mit guter physischer Kon-
 dition. Von ihm wurden die Segmentlängen (Größe 1,78 m, Masse 77,8 kg) erhoben. Die
 Segmentmassen, die Trägheitsmomente und die Lage der Schwerpunkte wurden anhand
 der Arbeit von Drillis & Contini (1966) geschätzt. Die gemessenen Längen und die Werte
 der geschätzten Parameter sind in Tab. 12 dargestellt. Die Kurbelarmlänge (0,170 m)
 entspricht der Standardlänge einer herkömmlichen Ausrüstung. Die Linie zwischen Hüft-
 und Kurbelachse nimmt zur Horizontalen einen Winkel von 73° ein. Dieser Winkel ent-
 spricht dem Sattelrohrwinkel üblicher Fahrradrahmen. Mit diesem festgelegten Winkel
 werden die vertikalen und horizontalen Distanzen in Tab. 12 so abgestimmt, dass der
 Abstand von der Hüftachse zur Pedalwellenachse mit dem Kurbelarm bei einem Winkel
 von 180° gleich war der Trochanter-Beinlänge (0,89 m) der Vp. Die Trochanter-Beinlänge
 ist definiert als die Länge vom proximalen Punkt des großen Trochanter zur Fußsohle,
 wenn die Vp mit ausgestreckten Beinen steht.

3.2.4 Methode

Das Fahrrad-Fahrer-System wurde modelliert als ein fünfgelenkiges Stangenmodell (s. Abb. 26).

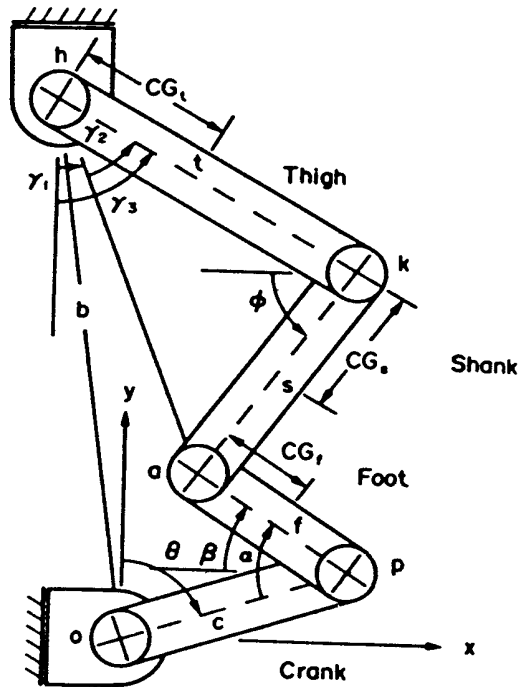


Abb. 26: Modell eines fünfgelenkigen Stangenmodells des Fahrrad-Fahrer-Systems (Redfield & Hul, 1985, S. 318).

Legende zu Abb. 26:

$\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$	Kurbelwinkel, Winkelgeschwindigkeit bzw. Winkelbeschleunigung (von vertikal, im Uhrzeigersinn)
$\alpha, \dot{\alpha}, \ddot{\alpha}$	Pedalwinkel, Winkelgeschwindigkeit bzw. Winkelbeschleunigung bezüglich der Kurbel (im Uhrzeigersinn)
$\beta, \dot{\beta}, \ddot{\beta}$	Pedalwinkel, Winkelgeschwindigkeit bzw. Winkelbeschleunigung (von horizon- tal, im Uhrzeigersinn)
l	Gestängesegmente: t (thigh = Oberschenkel), s (shank = Unterschenkel), f (foot = Fuß), b (bicycle = Fahrrad), c (crank = Kurbel)
CG_l	Abstand Gelenk zu Schwerpunktzentrum des l -ten Gestängesegments
$\phi, \dot{\phi}, \ddot{\phi}$	Unterschenkelwinkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung (von horizontal, im Gegenuhrzeigersinn)
$\gamma_3, \dot{\gamma}_3, \ddot{\gamma}_3$	Oberschenkelwinkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung (von vertikal, im Gegenuhrzeigersinn)
i	Gestängegelenke: o (origin = Ursprung), p (pedal spindle = Pedalwelle), a (ankle = Sprunggelenk), k (knee = Knie), h (hip = Hüfte)
x, y	Horizontal- bzw. Vertikalkomponenten

Um das Modell komplett einzuschränken, müssen Winkelposition, Geschwindigkeit und Beschleunigung sowohl von der Kurbel als auch vom Pedal relativ zur Pedalachse eingegeben werden. Mit diesen Daten und den grundlegenden Beziehungen der Kinematik von Gestängen ist das ganze System kinematisch definiert. Die Linear- und Winkelbeschleunigungen jedes Gliedes werden als Funktionen der Geometrie und Systemeingaben dargestellt.

Informationen für jedes Segment werden über die kinematische Position, den Schwerpunkt, die Gelenksgeschwindigkeiten, die Winkelgeschwindigkeiten, die Winkelbeschleunigungen und Schwerpunktsbeschleunigungen durch das Lösen von Systemgleichungen am Computer erhalten. Die konkreten Gleichungen können im Original (S. 318-320) nachgelesen werden. Das Lösen der Bewegungsgleichungen für die Gelenkmomente erfordert eine Bestimmung sowohl der externen Belastungen (z. B. Pedalkräfte) als auch der kinematischen Größen. Diese Größen wurden von Kurbel- und Pedalwinkeln, welche durch die Verwendung fortlaufender Rotationspotentiometer gemessen wurden, abgeleitet. Die Daten wurden während gleichförmigen Radfahrens auf Rollen gesammelt, wobei die Trittfrequenz durch Verwendung eines PACER 2000H Radcomputers konstant gehalten wurde. Diese experimentelle Situation ist repräsentativ für die Mehrheit des Überlandradfahrens, das durch konstante Geschwindigkeit charakterisiert ist. Abb. 27 zeigt typische absolute Pedalwinkeldaten und die entsprechende angepasste Kurve.

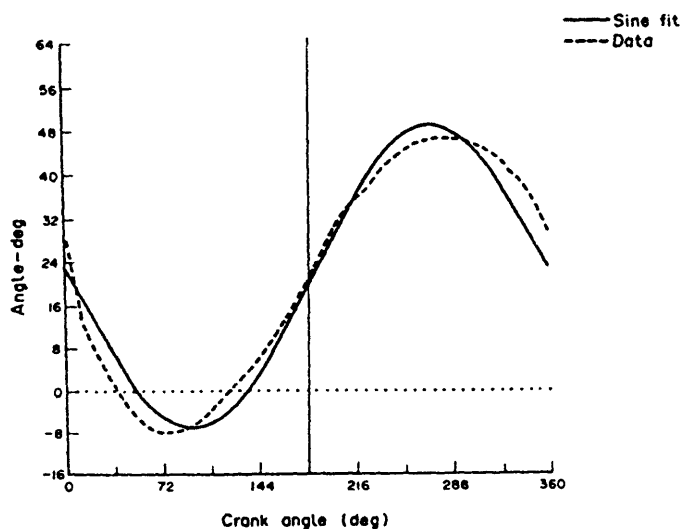


Abb. 27: Angepasste Sinuskurve zu den gemessenen Pedalwinkeldaten der Vp (Redfield & Hull, 1986, S. 320).

Legende:

Kurbelwinkel: von vertikal, im Uhrzeigersinn

Pedalwinkel: von horizontal, im Uhrzeigersinn

Gleichzeitig mit der Sammlung kinematischer Daten wurden die Pedalkraftdaten bei zwei verschiedenen Trittfrequenzen (Fall 1 und Fall 2) von der Vp erhoben. Ein Sechsbela-stungskomponenten-Pedaldynamometer stellte die Pedalkraftdaten zur Verfügung. Diese Studie verlangte nur normale und tangentiale Pedalkräfte. In Abb. 28 werden nur die Da-ten von Fall 1 dargestellt. Sie wurden für typisch erachtet, da die Pedalkraftprofile ähnli-che Merkmale zeigten, wie sie bei Hull & Davis (1981) beschrieben wurden, weshalb sie folglich als Basis zur Bestimmung von Referenzwerten dienten. Die Daten von Fall 2 wur-den als atypisch eingestuft.

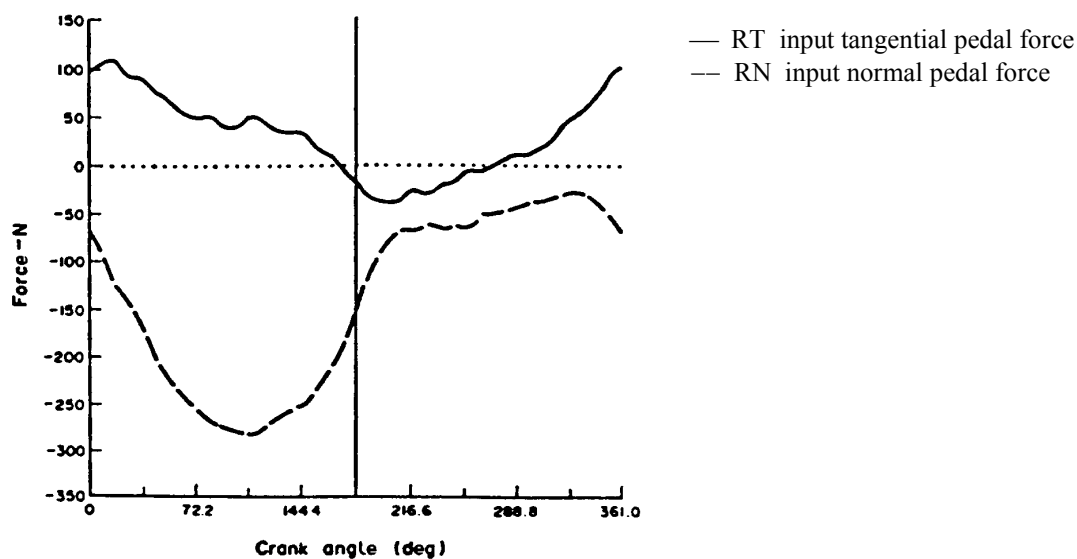


Abb. 28: Gemessene Pedalkräfte für die Vp (Referenz, Fall 1) (Redfield & Hull, 1986, S. 321).

Zur Fortführung der Lösung der Bewegungsgleichungen wurden die Beinsegmentdaten und Fahrraddimensionen, welche die Lage der Hüftachse und der Kurbelarmlänge be-schreiben, von Tab. 12 herangezogen. Alle in Tab. 12 angeführten Werte werden wäh-rend der Studie konstant gehalten.

3.2.5 Begriffsklärungen

Kinematische Momente sind Momente, die die Beinsegmente (Fuß, Unterschenkel, Ober-schenkel) beschleunigen. Diese können berechnet werden, wenn beim Lösen der Bewe-gungsgleichungen die Pedalkräfte auf Null gesetzt werden.

Quasistatische Momente resultieren aus den Pedalkräften. Diese erhält man, wenn in den Bewegungsgleichungen beschleunigungsabhängige Terme auf Null gesetzt werden.

Totale Gelenkmomente erhält man durch Überlagerung der kinematischen und quasista-tischen Momente über eine Kurbelumdrehung.

Durchschnittliche absolute Gelenkmomente sind die Summe der Absolutwerte der totalen Gelenkmomente gemittelt über eine Kurbelumdrehung.

Die *optimale Kadenz* ist in dieser Untersuchung jene Trittfrequenz, bei der die Summe der mittleren absoluten Hüft- und Kniemomente ein Minimum erreicht.

Um die Gelenkmomente im Zeitablauf zu ermitteln, werden die Bewegungsgleichungen von Computer in folgenden vier Schritten gelöst (Nähere Details können bei Hull & Jorge (1985) nachgelesen werden.). (1) Kinematische und quasistatische Gelenkmomentenzeitabläufe werden bei unterschiedlicher Trittfrequenz unter Einhaltung konstanter Leistung berechnet. (2) Die durchschnittlichen absoluten Gelenkmomente werden als Funktion der Trittfrequenz bei konstanter Leistung berechnet. (3) Die Reaktion der Gelenkmomente auf Veränderung der Pedalwinkelpreise wird untersucht. (4) Die Veränderung der optimalen Trittfrequenz für signifikant verschiedene Pedalkraftprofile wird untersucht.

3.2.6 Ergebnisse

3.2.6.1 Kinematische und quasistatische Gelenkmomentenzeitabläufe bei unterschiedlicher Trittfrequenz und konstanter Leistung

Bei der Wahl der Trittfrequenzen bezieht sich diese Studie auf Whitt & Wilson (1974). Es werden bei drei verschiedenen Trittfrequenzen (63 U/min - eine typische Trittfrequenz für Nutzfahrer; 80 U/min - eine typische Trittfrequenz für Durchschnittstourenfahrer; 100 U/min - eine typische Trittfrequenz für Langstrecken-Rennfahrer) bei konstanter Leistung von 98 Watt pro Bein Messungen vorgenommen:

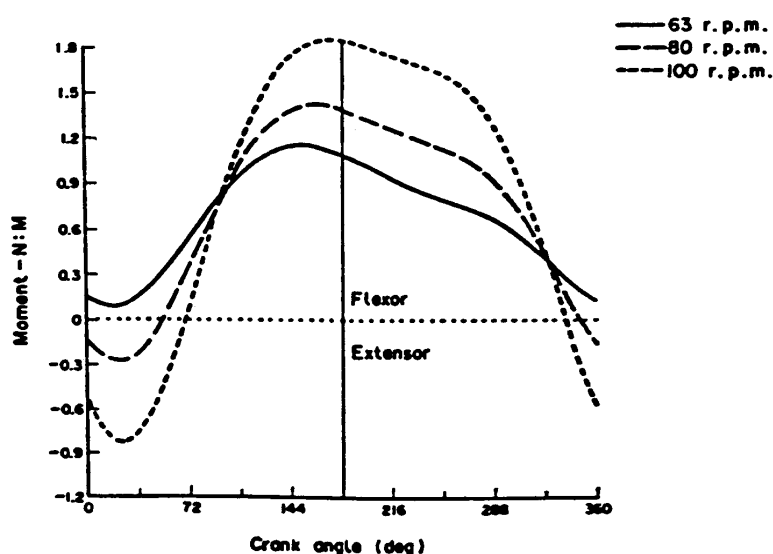


Abb. 29: Kinematische Sprunggelenkmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 322).

Abb. 29 und Abb. 30 zeigen die Zeitabläufe der kinematischen und quasistatischen Momentprofile des Sprunggelenks unter den oben angeführten Bedingungen. Sie zeigen zunächst die relative Bedeutungslosigkeit der kinematischen Momente des Sprunggelenks im Vergleich zu den quasistatischen. Dies ist zu erwarten, da das Trägheitsmoment des Fußes klein ist. Ein größeres Sprunggelenksdrehmoment wird benötigt, um Leistung auf die Pedale zu bringen, als den Fuß winkelförmig zu beschleunigen. Auffallend ist außerdem, dass bei zunehmender Trittfrequenz die absoluten durchschnittlichen kinematischen Momente zunehmen, während die durchschnittlichen quasistatischen Momente abnehmen. Dieses Ergebnis ist von größerer Bedeutung für diese Studie, da mit zunehmender Trittfrequenz die notwendige Pedalkraft zur Aufrechterhaltung konstanter Durchschnittsleistung abnimmt. Ferner werden die Segmentbeschleunigungen bei steigender Trittfrequenz größer und folglich steigen die kinematischen Gelenkmomente, um diese Beschleunigungen zu ermöglichen.

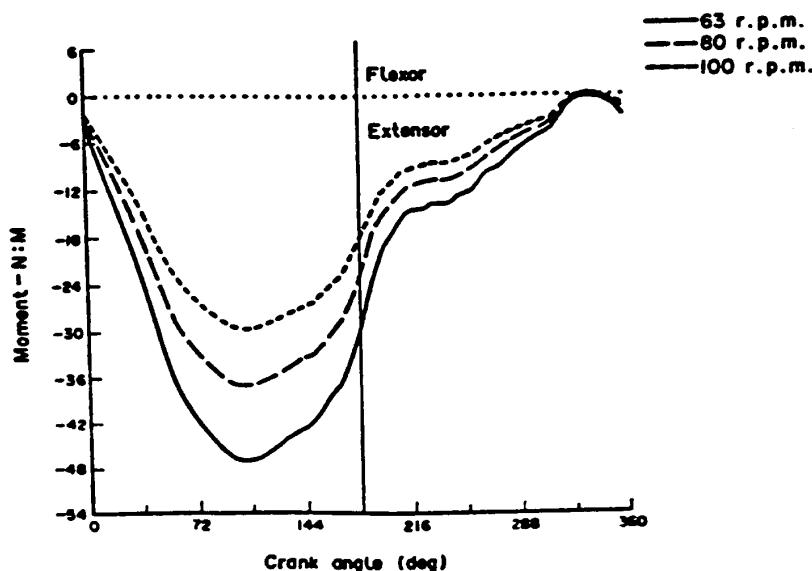


Abb. 30: Quasistatische Sprunggelenksmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 322).

Abschließend ist zu beobachten, dass in Abb. 30 das quasistatische Sprunggelenksprofil ein maximales Moment zwischen 80° und 140° anzeigt. Dies deckt sich mit dem Bereich der maximalen Leistungsproduktion wie in der Kurbeldrehmomentskurve von Abb. 31 zu sehen ist. Das Moment, das in der Passivphase (das Pedal wird durch die Druckphase des anderen Beines gehoben) entsteht, ist viel kleiner als jenes, das in der Druckphase erzeugt wird, zeigt aber in die gleiche Richtung (s. Abb. 30). Das ist für das kleine negative Drehmoment in diesem Teil des Zyklus verantwortlich (s. Abb. 31).

Ähnlich zum Sprunggelenk steigt das kinematische Kniegelenksmoment mit der Trittfrequenz, das quasistatische Moment sinkt (s. Abb. 32). Das kinematische Kniemoment ist in

diesem Fall nicht unbedeutend, weil das Knie sowohl die Masse des Unterschenkels als auch die des Fußes beschleunigen muss. Diese kombinierte Trägheit ist ein ausreichender Grund dafür, dass das kinematische Kniemoment einen bedeutenden Beitrag zum Gesamtmoment leistet.

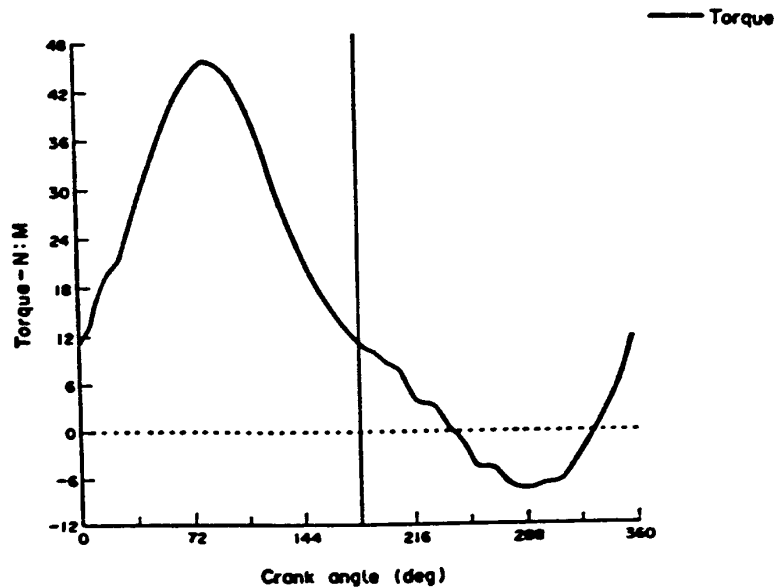


Abb. 31: Kurbeldrehmomente verursacht von den Pedalkräften aus Abb. 28 (Redfield & Hull, 1986, S. 322).

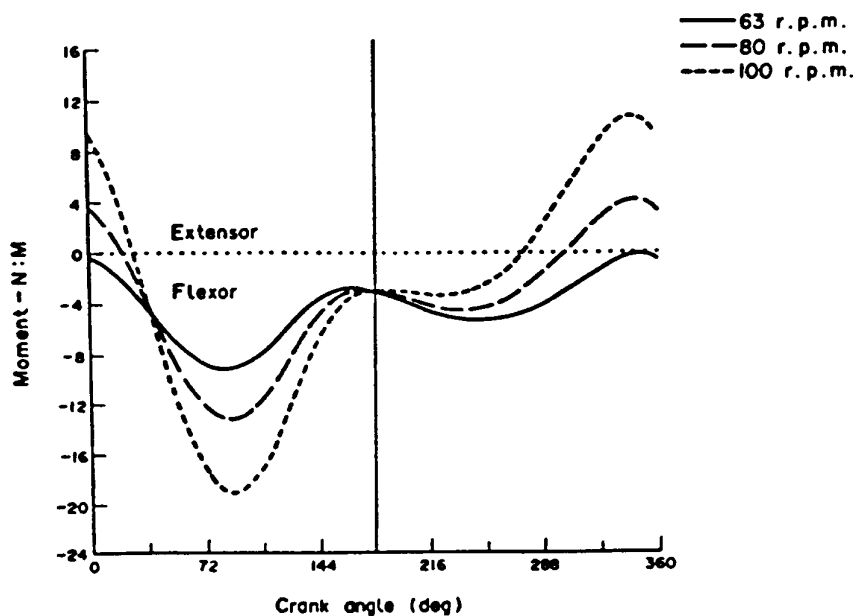


Abb. 32: Kinematische Kniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 323).

Die quasistatische Kniebelastung ist an der Spitze (TDC) und an der untersten Stelle (BDC) des Kurbelzyklus am größten (s. Abb. 33). An diesen Punkten des Pedalzyklus entstehen tangentielle Pedalkräfte (s. Abb. 28), die von der Lage her nur vom Kniegelenk

produziert werden können. Im Gegensatz zum Sprunggelenk erzeugt das Knie substantielle positive und negative quasistatische Momente.

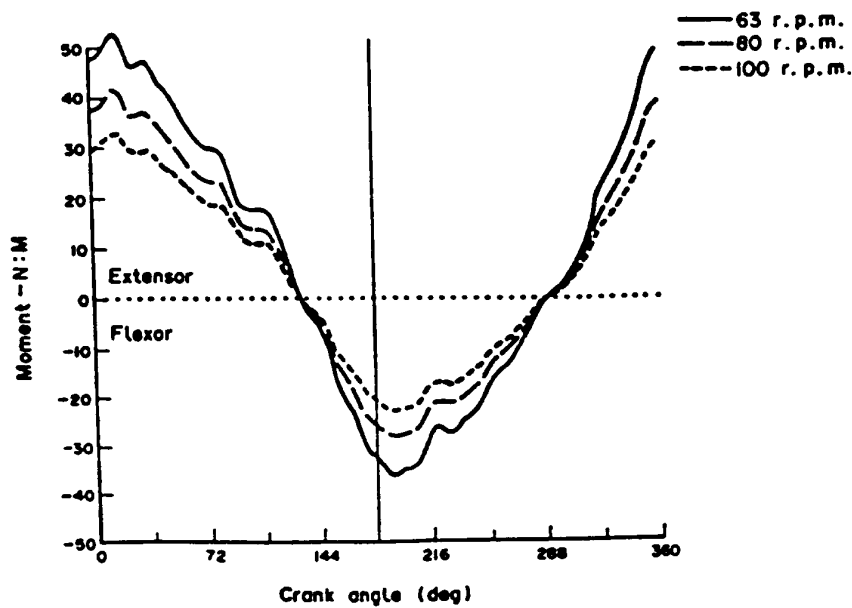


Abb. 33: Quasistatische Kniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 323).

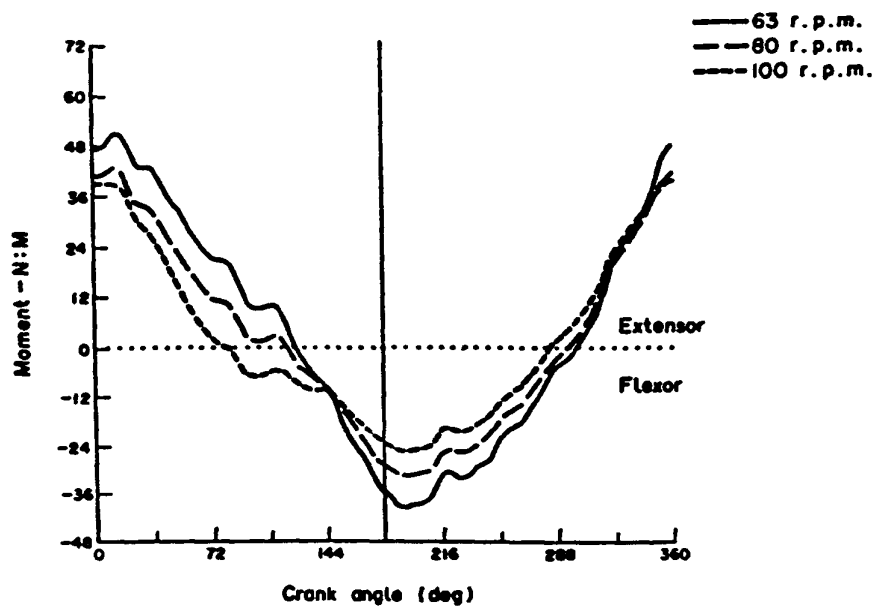


Abb. 34: Gesamtkniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 325).

Da die Spitzen der kinematischen und quasistatischen Momente (s. Abb. 32 und Abb. 33) phasenweise verschoben sind, ergibt sich ein Gesamtkniemoment, welches sich weder in Größe noch Form wesentlich vom quasistatischen Moment unterscheidet. Es scheint daher, dass die Trittfrequenz keinen wesentlichen Einfluss auf das Gesamtkniemoment hat.

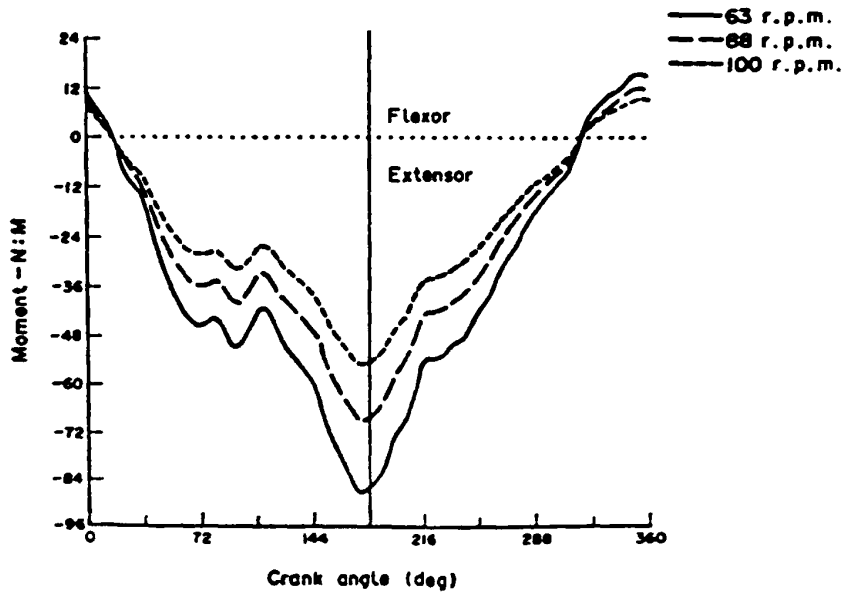


Abb. 35: Quasistatische Hüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 324).

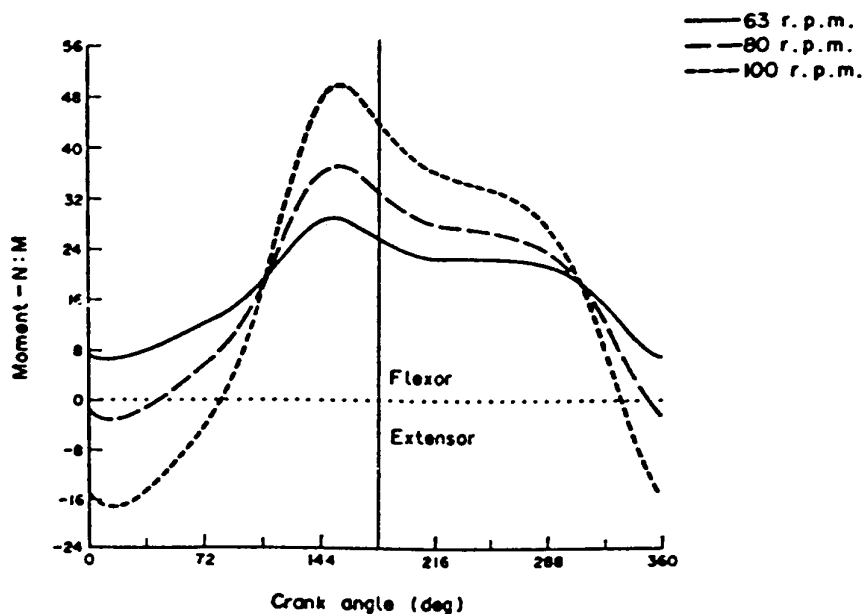


Abb. 36: Kinematische Hüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 324).

Das quasistatische Hüftmoment (s. Abb. 35) zeigt ein ähnliches Verhalten wie quasistatische Sprung- und Kniegelenksmomente. Das Moment wird kleiner bei steigender Trittfrequenz. Das größte quasistatische Hüftmoment ist im Bereich zwischen 150° und 180° des Kurbelzyklus zu sehen. Das große quasistatische Moment ist auf ein ausgestrecktes Bein zurückzuführen, das einen rückwärtsresultierenden Pedaldruck erzeugt. Außerdem erkennt man in Abb. 35, dass die Hüfte minimale positive quasistatische Momente in der Zugphase erzeugt, die anzeigen, dass das Pedal (von der Hüfte) nicht hinaufgezogen

wird. Das stimmt gut mit der Erfahrung überein, dass in der Zugphase nur ein kleiner Beitrag zum Gesamtdrehmoment (oder zur Leistung) geleistet wird. Von den drei Gelenken ist das kinematische Hüftmoment von größter Bedeutung (s. Abb. 36).

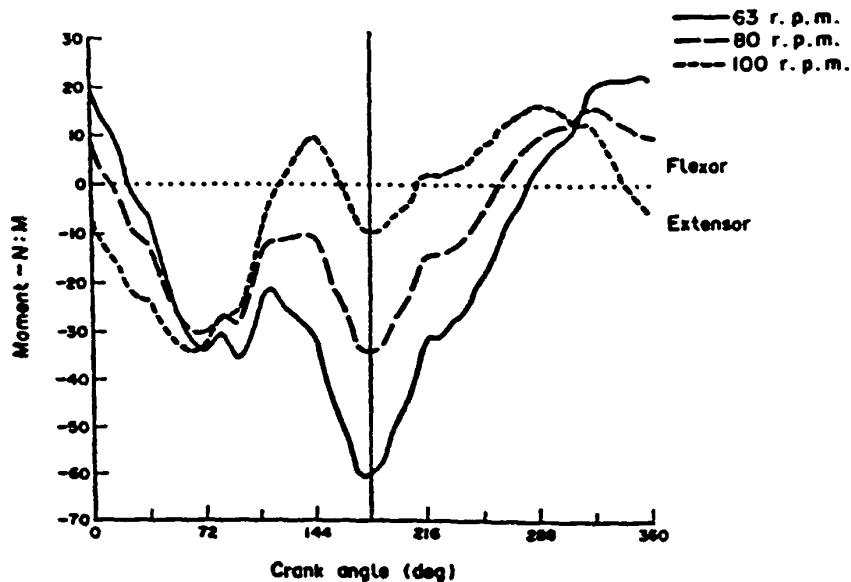


Abb. 37: Gesamthüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 325).

Bei Umdrehungszahlen von 90 U/min und mehr ist das kinematische Moment letztendlich genau so groß wie das quasistatische Moment. Das ist zurückzuführen auf die Anforderung an das Hüftgelenk, die ganze untere Extremität zu beschleunigen. Deshalb kann die Trägheitsbelastung für die Hüfte auf keinen Fall ignoriert werden. Ähnlich dem quasistatischen Hüftmoment bemerkt man das größte Ausmaß für das kinematische Hüftmoment im Bereich von 150°-180° des Kurbelzyklus. In diesem müssen die kinematischen Momente ein sich streckendes Hüftgelenk in ein sich beugendes Hüftgelenk überführen, während das Gelenk eine maximale Geschwindigkeitsabnahme durchmacht. Die Überlagerung der quasistatischen und der kinematischen Hüftmomente führt in Abb. 37 zu einem interessanten Ergebnis. Da beide Momente um 180° phasenverschoben sind, ergibt die Addition ein totales Hüftmoment, welches beträchtlich niedriger ist als jedes der beiden Beitragenden. Die Ergebnisse in Abb. 37 zeigen den gewaltigen Effekt der Trittfrequenz auf das Gesamthüftmoment.

3.2.6.2 Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz bei konstanter Leistung

Unter Verwendung eingegebener tatsächlicher Pedalkraftzeitabläufe, Kurbel- und Pedalwinkel wird ein Referenzfall simuliert. Variierende Umdrehungszahlen wurden begleitet von einer entgegengesetzten Dimensionierung des Pedalkraftprofils, um konstante Leis-

tung aufrechtzuerhalten. Das Ergebnis war eine graphische Darstellung (s. Abb. 38) der absoluten Durchschnittsgelenkmomente - und zwar bezogen auf die Trittfrequenz bei einer Leistung von 98 Watt für eine einzelne untere Extremität.

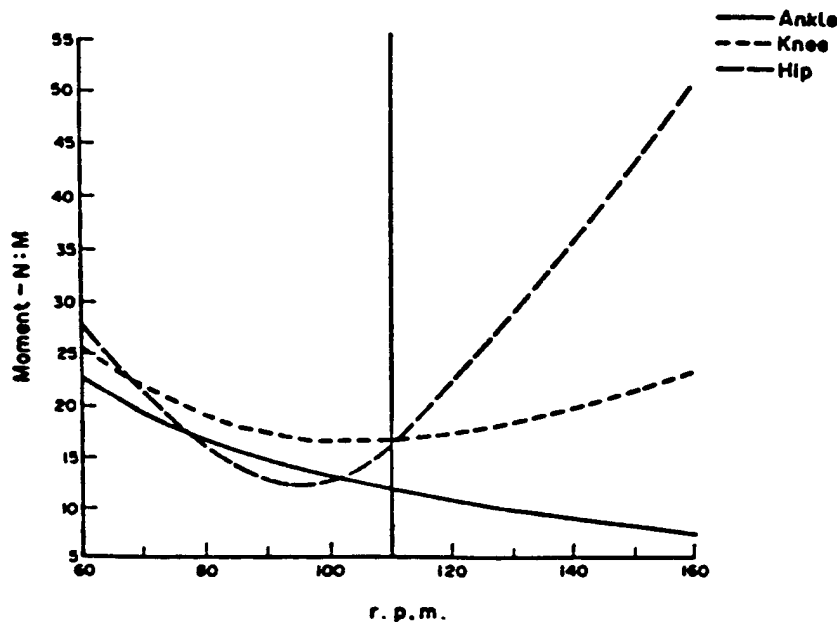


Abb. 38: Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 326).

Wie man sieht, gibt es für jedes Gelenk eine spezifische Trittfrequenz, die ein minimales Durchschnittsgelenkmoment produziert. Die minimalen Werte sowohl der Knie- als auch der Hüftdurchschnittsmomente liegen im selben Bereich der Trittfrequenz. Bei niederen Trittfrequenzen muss die auf das Pedal übertragene Leistung von einem höheren Drehmoment und folglich auch von höheren quasistatischen Gelenkmomenten kommen. Mit steigender Trittfrequenz sinkt das erforderliche Drehmoment und folglich das quasistatische Gelenkmoment. Im Gegensatz dazu sind bei niederer Trittfrequenz die kinematischen Momente klein, weil die Gelenksbeschleunigungen gering sind. Wenn die Trittfrequenz erhöht wird, steigen auch die für die zunehmenden Gelenksbeschleunigungen notwendigen kinematischen Gelenkmomente. Demgemäß sind die Gesamtgelenkmomente sowohl bei niederen Trittfrequenzen (< 80 U/min) als auch bei hohen Trittfrequenzen (> 120 U/min) groß. Bei ungefähr 105 U/min ist das Durchschnittsgelenkmoment für Knie- und Hüftgelenke minimal. Bei dieser Umdrehungszahl erzielt die Vp die vorgegebene Leistung mit dem kleinstmöglichen Gelenkmoment.

Weitere Interpretationen der Ergebnisse in Abb. 38 können auf halbquantitativem Weg in Abb. 39 gesehen werden, wo das Moment infolge der Krafterzeugung (quasistatisch) eine hyperbolische Kurve zeichnet.

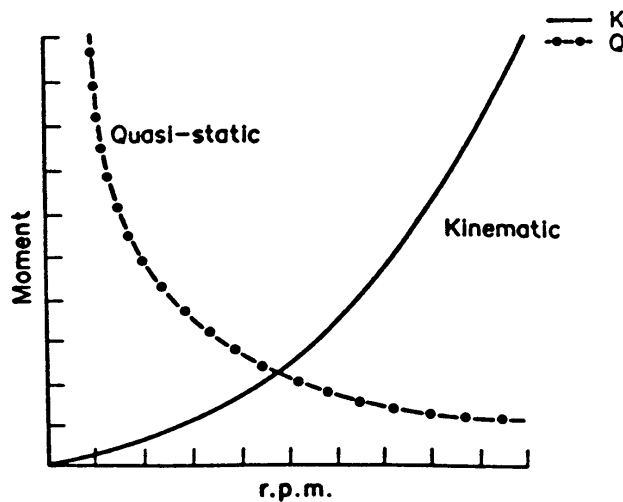


Abb. 39: Kinematische und quasistatische Moment-Trends (Redfield & Hull, 1986, S. 326).

Das Moment infolge von Trägheitsausdrücken (-termen) (kinematisch), ergibt eine parabolische Kurve, da Beschleunigungen Funktionen des Quadrats der Winkelgeschwindigkeit sind. Summiert man diese Effekte, so erhält man eine Gesamtmomentkurve, die einen Minimalpunkt beinhaltet.

Es ist interessant zu überlegen, wie eine steigende Leistungsanforderung die optimale Trittfrequenz beeinflusst. Gesteigerte Leistungsanforderung verschiebt die hyperbolische Kurve in Abb. 39 nach rechts und daher das Minimalmoment in die gleiche Richtung. Folglich erfordert höhere Leistung eine höhere optimale Trittfrequenz. Der kinematische Beitrag zu den Momentdurchschnitten ist nur eine Funktion der Abmessungen der Fahrradgeometrie, die auf die Kurbelgeschwindigkeit Einfluss hat, um verschiedene Gelenksbeschleunigungen zu erzeugen. Daher sind die kinematischen Effekte ziemlich konstant, wenn keine radikalen Veränderungen der Fahrradgeometrie vorgenommen werden.

3.2.6.3 Auswirkungen von Veränderungen der Pedalwinkelprofile auf kinematische Momente

Das aktuelle Pedalwinkelprofil (Referenzfall) wurde als Sinuskurve modelliert (s. Abb. 27). Diese Sinuskurve wird festgelegt durch eine bestimmte Amplitude, Offset und Phasenverschiebung. Um festzustellen, wie Veränderungen des Pedalwinkelprofils die kinematischen Momente beeinflussen, wurden sowohl Offset als auch Amplitude um $\pm 10\%$ unabhängig voneinander verändert und kinematische Momentkurven erzeugt (s. Abb. 40 und Abb. 41).

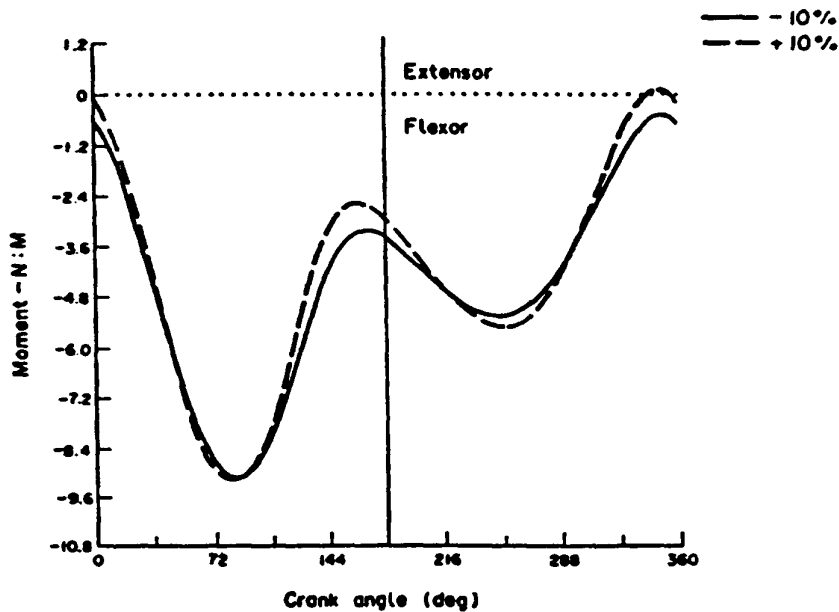


Abb. 40: Kinematische Kniemomente bei Pedalamplitudenwechsel (Redfield & Hull, 1986, S. 327).

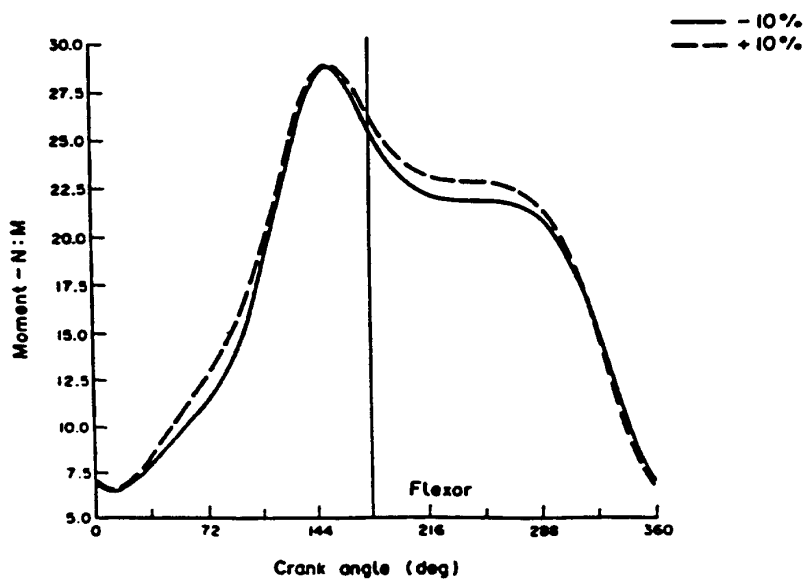


Abb. 41: Kinematische Hüftmomente bei Pedaloffsetwechsel (Redfield & Hull, 1986, S. 327).

Der Phasenwinkelwechsel wurde nicht untersucht, da eine vorhergehende Studie von Davis & Hull (1981) gezeigt hat, dass die Pedalwinkelphase bei einer Vielzahl von Rad-sportlern ziemlich konstant ist. Weil die Kinematik wenig Einfluss auf das Gesamtsprung-gelenkmoment bei einem Trittfrequenzbereich von 60-160 U/min hat, sind nur Knie- und Hüftgelenke von Interesse. Die Abb. 40 und Abb. 41 zeigen, dass Veränderungen sowohl der Amplitude als auch des Offsets die kinematischen Momentprofile nur wenig beeinflus-sen. Das ist nicht überraschend, da der Sprunggelenkwinkel nur einen kleinen Beitrag

zur Kinetik des ganzen Systems leistet. Ein Wechsel von 20 % bei den Amplituden oder Offsets der Knie- oder Hüftgelenke würde eine systematische Veränderung bei den Gelenkmomentprofilen ergeben.

3.2.6.4 Auswirkung von Veränderungen in den Pedalkraftprofilen auf die optimale Trittfrequenz

Die Pedalkraftprofile in Abb. 42 wurden gewählt, da sie sich signifikant von denen in Abb. 28 unterscheiden. Die Kraftprofile in Abb. 42 wurden so skaliert, dass die gleiche Durchschnittsleistung wie bei den Kraftprofilen in Abb. 28, nämlich 98 Watt, erreicht wurde.

Vergleicht man Abb. 38 mit Abb. 43, erkennt man qualitative Ähnlichkeiten. Die Form der Kurven für alle drei Gelenke ist in beiden Abbildungen gleich. Die Kurve für die Hüftmomente hat die größte Veränderung bei der Steigung, gefolgt von der Kurve des Knies. Der Unterschied der beiden Abbildungen liegt primär in der Größe und Lage des minimalen Durchschnittsmoments von Hüfte und Knie. Der Referenzfall in Abb. 38 hat sein minimales Hüftmoment von 12 Nm bei 95 U/min, wohingegen Fall 2 in Abb. 43 sein Minimum von 11 Nm bei 100 U/min hat. Die Kniendurchschnittswerte sind ziemlich unterschiedlich: Im Referenzfall liegt das minimale Kniemoment von 17 Nm bei 105 U/min, im Vergleichsfall (Fall 2) von 20 Nm bei 140 U/min. Diese Rechtsverschiebung von Fall 2 relativ zum Referenzfall zeigt eine relative Ineffektivität in den Pedalkraftprofilen von Fall 2. In Übereinstimmung mit Davis & Hull resultiert diese Ineffektivität vom Fehlen negativer Scherkräfte (Anmerkung der Autoren: RT in Abb. 42) in der Passivphase. Die optimale Trittfrequenz für den Referenzfall ist im Bereich von 90-105 U/min (s. Abb. 38), im Fall 2 zwischen 100 und 115 U/min (s. Abb. 43). Daher liegen die optimalen Trittfrequenzen trotz unterschiedlicher Pedalkraftprofile annähernd im gleichen Bereich, was nahelegt, dass das Optimum der Trittfrequenzen nicht sonderlich sensitiv auf die Pedalkraftprofile reagiert.

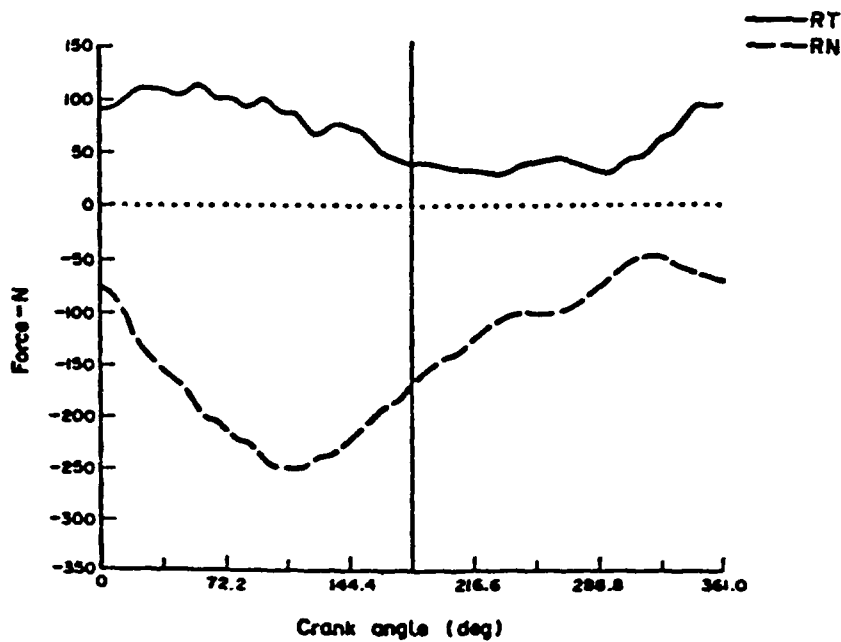


Abb. 42: Gemessene Pedalkräfte für die Vp (Fall 2) (Redfield & Hull, 1986, S. 328).

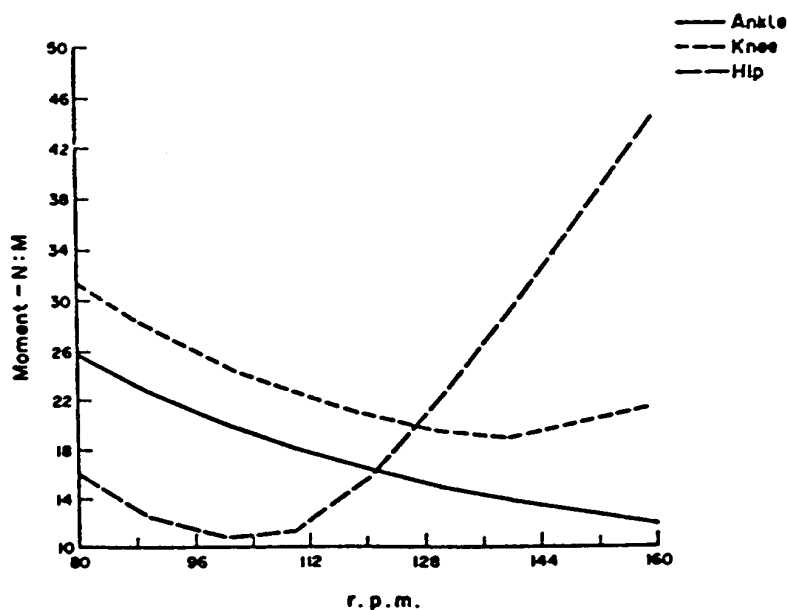


Abb. 43: Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz (Fall 2, 98 Watt) (Redfield & Hull, 1986, S. 328).

3.2.7 Resümee

Gelenkmomente sind von Interesse, weil sie einen gesetzmäßigen Zusammenhang zur muskulären Anstrengung und daher zum Radfahren beinhalten. Das Hauptziel dieser Studie ist es, die Beziehung zwischen Gelenkmomenten und Trittfrequenz zu untersuchen. In ihr wird von einem Minimalansatz ausgegangen, d. h. es wird das Minimum des

Moments berechnet (vgl. Abb. 38). Drehmomente entsprechen muskulärer Belastung. Daraus ergibt sich, dass das Minimum des Moments sich nicht sehr vom Minimum der Sauerstoffaufnahme unterscheidet (s. Abb. 19).

Die Studie gibt einen guten Einblick in die innere mechanische Struktur der Leistung der Radfahrbewegung. Der Energieaufwand setzt sich aus verschiedenen klar isolierten Elementen (kinematischen und quasistatischen Gelenkmomenten) zusammen. Die Ergebnisse der Studie zeigen eine große Übereinstimmung mit Erfahrungen aus der Praxis. Bei einem Leistungsniveau von 98 Watt pro Bein liefert die Studie eine optimale Trittfrequenz von 90-110 U/min. Ferner prognostiziert die Studie einen Trend zu steigenden Umdrehungszahlen bei steigender Leistung. Außerdem hängen die optimalen Trittfrequenzen nicht speziell vom Tretstil ab.

Die Ergebnisse zeigen, dass die mittleren Gelenkmomente beträchtlich mit Veränderungen der Trittfrequenz variieren. Sowohl Hüft- als auch Kniemomente zeigen ein durchschnittliches Moment, welches seinen geringsten Wert bei ca. 105 U/min hat. Es scheint, dass eine optimale Trittfrequenz pro Minute über eine mechanische Annäherung für jede festgelegte Leistungshöhe und jedes Verhältnis zwischen Radsportler und Rad bestimmt werden kann.

Die Gesamtleistung wird über die Sauerstoffaufnahme berechnet. Der Wirkungsgrad, der nach Gaesser und Brooks (1975) über den Energieverbrauch bestimmt wird, ist in der herkömmlichen Art als das Verhältnis von Kraftoutput zu Kraftinput definiert. Er wird berechnet, indem als Kraftinput Messungen der Sauerstoffaufnahme herangezogen werden und der Kraftoutput von der geleisteten mechanischen Arbeit abgeleitet wird.

Abschließend ist zu bemerken, dass Messungen des Energieaufwandes nur begrenzte Anwendbarkeit auf die Modellbildung und Analyse der optimalen Leistung des Radsportlers haben. Aus der Entdeckung von Hill (1922), dass die optimale Kontraktionszeit des Muskels für einen maximalen Wirkungsgrad (optimal time of contraction for maximum efficiency) bei einer Sekunde liegt, ergibt sich eine optimale Trittfrequenz von unter 60 U/min. Diese Tretstrategie widerspricht den Erfahrungen aus der Praxis. Demgemäß muss geschlossen werden, dass die Frage nach dem minimalen Energieaufwand wenig Aufmerksamkeit vom Sportler erhält, wenn es darum geht, Leistung zu erbringen.

3.2.8 Kritische Anmerkungen

- 1) In dieser Einzelfallstudie wurde versucht über Modellbildung die Beziehung zwischen Gelenkmomenten und Trittfrequenz zu untersuchen. Die gemessenen Daten einer einzigen V_p wurden dazu verwendet, um die Gleichungen des Modells zu lösen. Das

Modell wurde insofern eingeschränkt, als nur normale und tangential Pedalkräfte berücksichtigt wurden.

- 2) Die Vp musste eine Leistung von 98 Watt pro Bein bei zwei verschiedenen Trittfrequenzen (Fall 1, Fall 2) erbringen. Um welche Trittfrequenzen es sich dabei handelte, geht aus dem Originalbericht nicht hervor, obwohl die Kenntnis dieser Werte zur Beurteilung ihrer Aussagekraft von Bedeutung wäre. Es wurde lediglich darauf hingewiesen, dass die Daten von Fall 1 mit den Ergebnissen einer vorhergehenden Studie übereinstimmen. Sie wurden als Basis zur Bestimmung von Referenzwerten herangezogen. Die Daten von Fall 2 wurden als atypisch angegeben, aber trotzdem in der vorliegenden Studie zur Gegenüberstellung verwendet.
- 3) Das Heranziehen von Daten einer einzigen Vp ist wissenschaftlich bedenklich. Es wurde zwar auf eine vorhergehende Studie von Hull & Davis (1981) verwiesen, die Daten stimmten aber nur zum Teil überein. Das Rechenmodell, das mit Hilfe der Daten einer einzigen Vp gelöst wurde, müsste durch Daten anderer Vpn abgesichert werden.
- 4) In der Studie wurden zur Veranschaulichung sehr viele Abbildungen verwendet. Ein Vergleich der Kurven untereinander fällt aber mitunter schwer, da die Skalierung auf der Ordinate ständig wechselt (vgl. dazu die Abb. 32 und Abb. 33).
- 5) In den Abbildungen (Abb. 29, Abb. 30, Abb. 32 bis Abb. 37, Abb. 40 und Abb. 41) wurden Kurven aus Werten von Flexor bzw. Extensor gezeigt. Welche Muskeln das konkret sind, verschweigen die Autoren. Es liegt im Modell, dass keine konkreten Muskeln angegeben wurden. Es geht um Beugung oder Streckung des Gelenkes. Die innere anatomische Struktur der Leistung der Radfahrbewegung wurde bei dieser Untersuchung nicht berücksichtigt.
- 6) In Abb. 36 werden die kinematischen Hüftmomente für 63, 80 und 100 U/min dargestellt. In der Beschreibung dieser Abbildung wird darauf verwiesen, dass bei Umdrehungszahlen von 90 Umdrehungen pro Minute und mehr das kinematische Moment letztendlich genau so groß ist wie das quasistatische Moment. Wie die Autoren aufgrund der Abbildung auf diese Erkenntnis kamen, ist nicht ersichtlich. Möglicherweise stützten sie ihre Aussagen auf Daten aus dem Rechenmodell.
- 7) Eine weitere Unklarheit findet man in Abb. 35. Es werden die quasistatischen Hüftmomente bei 63, 88 und 100 Umdrehungen pro Minute dargestellt. Üblicherweise werden in diesem Artikel Momentdaten bei 63, 80 und 100 Umdrehungen pro Minute angegeben. Es handelt sich hier offensichtlich um einen Druck- oder Schreibfehler.
- 8) Ein geringeres Moment bedeutet geringere muskuläre Anstrengung. Diese Feststellung ist so einfach nicht aufrechtzuerhalten.

3.3 Biomechanik des Radfahrens: Studien der Bewegungsmuster beim Pedalieren von Verfolgungsfahrern der Spitzenklasse

Vorbemerkung. Der vorliegende Beitrag von Cavanagh & Sanderson aus dem Jahr 1986 basiert auf einer Filmanalyse.

3.3.1 Fragestellung

Welche Basiskonzepte der Technik der Kraftübertragung und des Vortriebs lassen sich aus den bei Verfolgungsfahrern der Spitzenklasse beobachteten Bewegungsmustern ableiten?

3.3.2 Stichprobenbeschreibung

Als Vpn wurden sieben 4000-m-Verfolgungsfahrer der Spitzenklasse ausgewählt, da diese Disziplin ein gleichmäßiges Leistungsniveau und annähernd konstante Trittfrequenz verlangt.

3.3.3 Methode

Die Vpn wurden bei 100 U/min und einer Übersetzung von 50/13 mit speziellen Hochgeschwindigkeitskameras gefilmt. Nach Ausarbeitung und Digitalisierung des Filmes wurden mit Hilfe eines Computers die Gelenkwinkel und die Rate der Gliedmaßenbewegung berechnet. Die Messungen wurden aus Aufnahmen, die während konstanter Trittfrequenz durchgeführt wurden, gewonnen, wobei jede Vp ein individuell auf sie abgestimmtes Fahrrad benutzte.

Zuerst wurden die Mittelwerte der Bewegungsbereiche der großen Gelenke und der Beinsegmente während einer Kurbelumdrehung bestimmt. Danach wurden bei den Vpn die unterschiedlichen Kräfte und deren Auswirkungen analysiert.

3.3.4 Ergebnisse

3.3.4.1 Beinbewegungen

Mittelwerte der Bewegungsbereiche der großen Gelenke und der Beinsegmente während einer Kurbelumdrehung. (1) Der Oberschenkel bewegt sich in einem Winkel von durchschnittlich 43° - 19° unter der Horizontalen nach dem oberen Umkehrpunkt (top dead center - TDC) und 28° von der Vertikalen vor dem unteren Umkehrpunkt (bottom dead center - BDC). Während dieser Zeit ist der Rumpf in einem Winkel von 35° zur Horizontalen relativ fixiert. Das bedeutet, dass sich das Hüftgelenk nie in eine wirkliche Hüftextension bewegt. (2) Der durchschnittliche Bewegungsbereich des Knies beträgt 74° . Nahe dem BDC

ist das Knie 37° gebeugt, knapp vor TDC erreicht das Knie mit 111° seine maximale Beugung. Daraus ist ersichtlich, dass das Knie bei BDC noch erheblich gebeugt ist. In allen Fällen ist die Abweichung relativ gering (10°). Die Bewegungsmuster sind von der Fahrradgeometrie stark beeinflusst. (3) Zur Messung der Bewegungsmuster des Sprunggelenkes wird nicht der tatsächliche anatomische Sprunggelenkwinkel herangezogen, sondern die Pedalausrichtung bezüglich eines Referenzrahmens am Fahrrad respektive hinsichtlich der Vertikalen bezogen auf den Untergrund (s. Abb. 44).

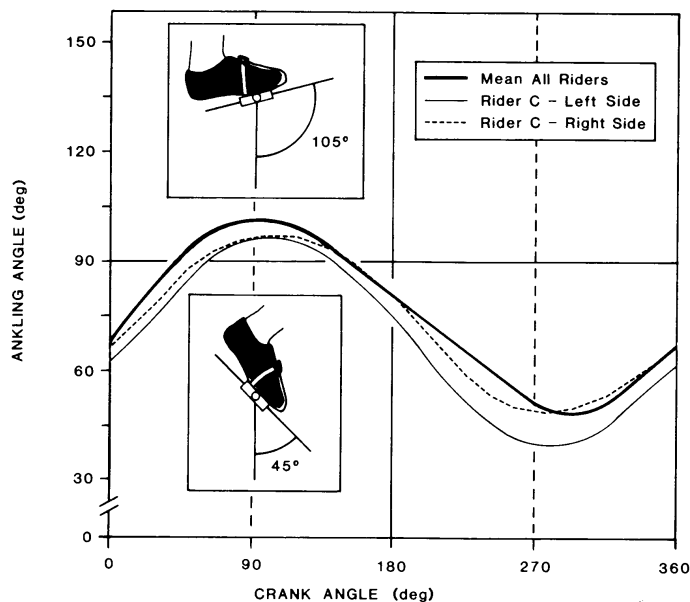


Abb. 44: Der Mittelwert des Bewegungsmusters des Sprunggelenks als Funktion des Kurbelwinkels bei einer Trittfrequenz von 100 U/min und einer Leistung von 400 Watt. 0° entspricht dem TDC, 360° dem Ende einer Kurbelumdrehung. Die eingefügten Abbildungen zeigen die Konventionen, welche bei Sprunggelenkwinkelmessungen gebräuchlich sind. Im Diagramm ist auch das Sprunggelenkmuster für eine spezielle Vp (Rider C) dargestellt (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 95).

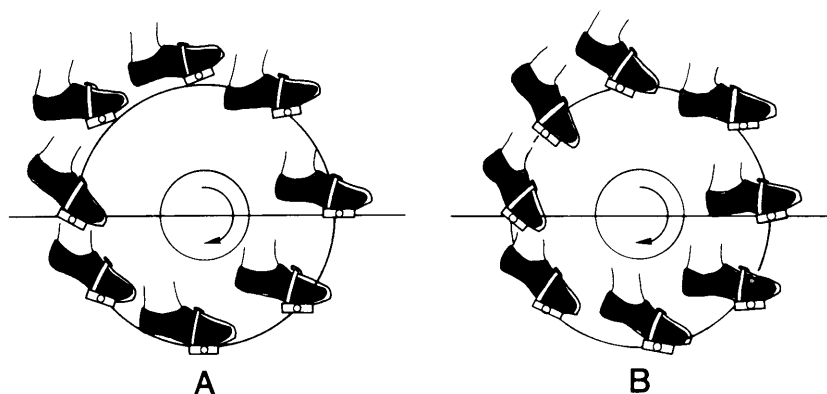


Abb. 45: Bewegungsmuster des Sprunggelenks in der Populärliteratur (A) und die gemessenen Werte der Vpn (B) (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 95).

Üblicherweise wird angegeben, dass bei der Bewegung durch den oberen toten Punkt (von 30° vor bis 30° nach TDC) die Ferse abgesenkt werden soll, bei der Bewegung durch

den unteren toten Punkt (BDC) die Zehen (s. Abb. 45(A)). Wie die mittleren tatsächlichen Bewegungsmuster der Vpn aussehen, ist Abb. 45(B) entnehmbar. Das Pedal senkt sich nur leicht unter die Horizontale (Ferse unten), das geschieht nicht bei TDC, sondern 90° danach. Die maximale Absenkung der Zehen wird bei 75° vor TDC erreicht.

3.3.4.2 Kräftegleichgewicht

Der Ansatzpunkt im Versuch Bewegung zu verstehen und vielleicht zu verbessern, ist die Untersuchung der Kräfte, welche diese verursachen und aufrechterhalten. An jedem Berührungspunkt setzt ein Kraftvektor an, dessen Größe und Richtung direkt proportional zur Größe und Richtung der Kraft ist, welche an diesem Punkt ansetzt. G_1 und G_2 sind Bodenreaktionskräfte, welche auf das hintere bzw. vordere Rad wirken; P_1 und P_2 sind linke bzw. rechte Pedalkraft. W_r ist die Kraft, welche durch das Gewicht des Radsportlers verursacht wird, W_b ist das Gewicht des Fahrrades. R wird durch den Luftwiderstand bedingt, H ist die Kraft, die durch die Hände an der Lenkstange aufgebracht wird. Während der Balance wirken alle Kräfte senkrecht, R ist Null und die Kräfte P_1 und P_2 sind gleich groß. Der Betrag von G_1+G_2 ist gleich dem Betrag von $P_1+P_2+W_r+W_b+H$, aber entgegengesetzt gerichtet (s. Abb. 46). Die Pedalkräfte P_1 und P_2 können direkt gemessen werden (s. Abb. 47).

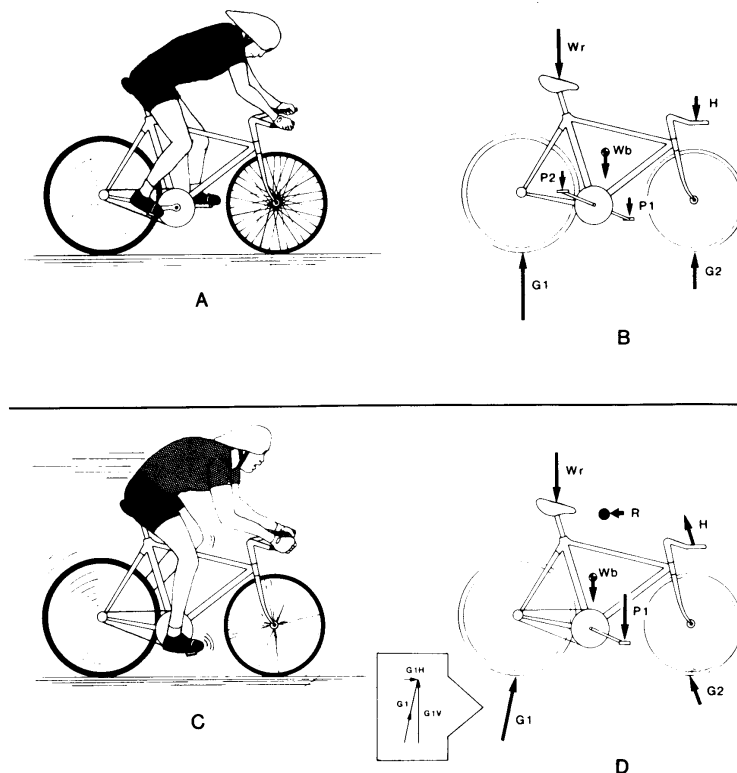


Abb. 46: Die wichtigsten Kräfte, die beteiligt sind, wenn die Vp auf dem Rad balanciert (A) und das Rad vorwärts bewegt (C). Die Freikörperdiagramme dieser Bedingungen werden in (B) und (D) gezeigt (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 97).

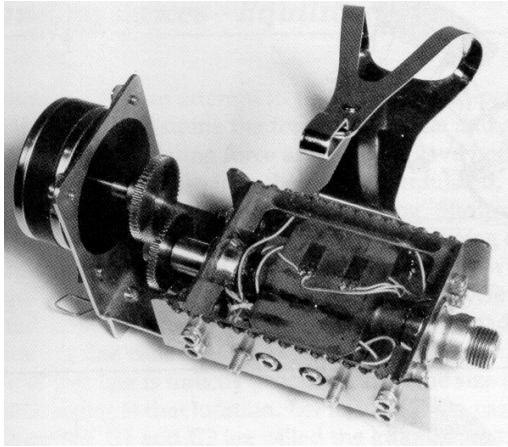


Abb. 47: Ein Pedal zur Kraftmessung, welches die Kräfte, die von der Vp aufgebracht werden, aufzeichnen kann. Am Ende des Pedals ist eine Vorrichtung zur Messung des Pedalwinkels in Bezug auf die Kurbel angebracht (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 98).

3.3.4.3 Antriebskraft

Sobald der Radsportler mit dem Treten beginnt, ändert sich die Kraftsituation. Die Kräfte, welche auf die Räder wirken, sind nicht mehr vertikal; die Bodenkräfte, welche auf das Vorderrad wirken, zeigen aufgrund des Rollwiderstandes leicht rückwärts, die Kräfte, welche auf das Hinterrad wirken, zeigen vorwärts, da die Antriebskraft größer als der Rollwiderstand ist.

Zusätzlich existiert eine neue Kraft R , welche die Hauptwiderstandskraft repräsentiert. Sie ist abhängig vom Luftwiderstand. $G1$ (s. Abb. 46(D)) ist für die Vorwärtsbewegung des Rades zuständig und wird in die Komponenten $G1H$ (horizontaler Teil) und $G1V$ (vertikaler Teil) zerlegt. Sobald $G1H$ größer ist als die Widerstandskräfte, wird das System Rad und Radsportler vorwärts beschleunigt. Wenn die Horizontalkomponente $G1H$ und die Widerstandskräfte gleich groß sind, behält das System Rad und Radsportler/in seinen Bewegungszustand bei. Wird $G1H$ kleiner als die Widerstandskräfte, dann kommt es zu einer negativen Beschleunigung bzw. zu einer Verzögerung des Systems. Ziel dieser Untersuchung ist es allerdings, wie die Kraft $G1H$ bei minimaler Änderung des metabolischen Aufwandes für die Vp vergrößert werden kann. Die Minimierung der Kraft R ist genauso bedeutend, weil sie das Ziel aerodynamischer Studien bezüglich Vp, Ausrüstung und Kleidung derselben ist.

3.3.4.4 Uhrdiagramm

In Abb. 48 sieht man ein Uhrdiagramm oder Clockdiagramm typischer Daten, welche von einem speziell ausgerüsteten Rad gewonnen wurden und alle Informationen enthält, mit denen die folgenden Berechnungen gemacht wurden. Das Uhrdiagramm repräsentiert Daten einer Vp für ein Bein bei 20 Punkten für eine gleichförmige Vierminutenfahrt mit 100 U/min nahe dem maximalen Leistungsoutput (400 W). Die Kurbel (strichlierte Linie)

und das Pedal (kurze dicke Linie) sind in ihrer richtigen geometrischen Konfiguration gezeichnet, der resultierende Kraftvektor (starker Pfeil) ist für jede Kurbelposition gezeigt. Die Größe der aufgebrachten Kraft kann durch einen Vergleich der einzelnen Kraftvektoren mit der Skala von 600 N in der rechten Ecke von Abb. 48 bestimmt werden.

Auffallend ist, dass der Kraftvektor fast nie vertikal nach unten zeigt. In den ersten 130° des Zyklus (Positionen 0-7) ist die Kraftaufbringung ein vorwärts abwärts gerichteter Druck, für den Großteil der verbleibenden Umdrehung ist sie abwärts und rückwärts gerichtet. In Position 4 wirkt die Kraft annähernd in einem rechten Winkel zur Kurbel, das entspricht einer fast hundertprozentigen Effizienz. Von diesem Punkt an nimmt der Winkel zwischen dem resultierenden Kraftvektor und der Kurbel rasch ab und damit auch die Wirksamkeit der Kraft. Im unteren toten Punkt (BDC) existiert noch eine ziemlich große Kraft. An ihrer Orientierung kann man aber sehen, dass sie nicht sehr effektiv ist.

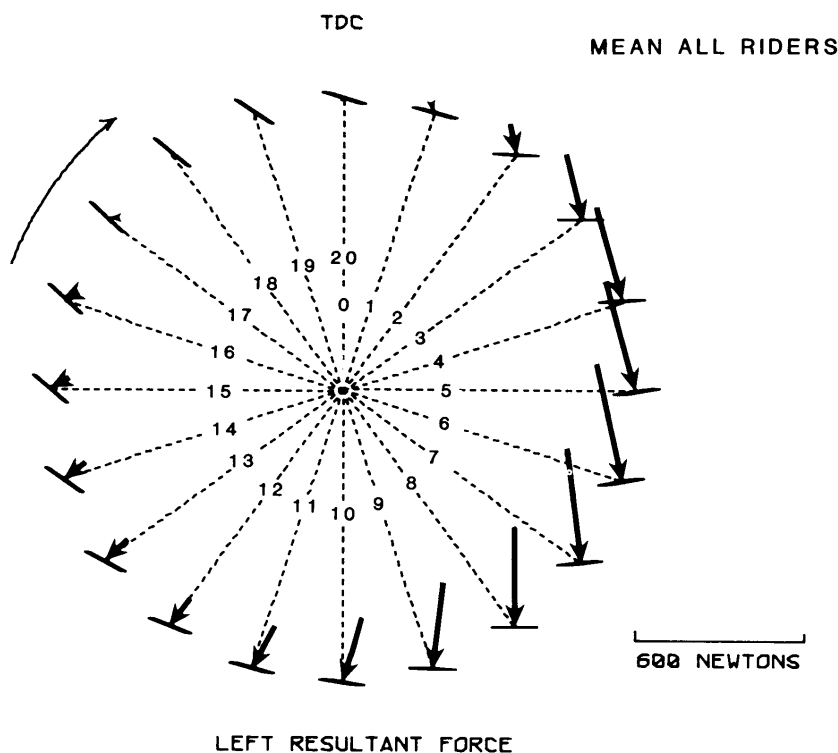


Abb. 48: Durchschnittliches Uhrdiagramm der Vpn bei 100 U/min und 400 W. Die Ausrichtung des Pedals und der resultierende Kraftvektor werden bei 20 Positionen der Kurbel gezeigt. Man beachte die Orientierung des Kraftvektors während der ersten Hälfte der Umdrehung und das Fehlen aufwärtsgerichteter Zugkräfte in der zweiten Hälfte (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 105).

Bemerkenswerte Schlüsse kann man aus der Erholungsphase ziehen. In den Positionen 10-17 drückt noch immer eine Kraft abwärts auf die Pedale. Das führt zur Produktion eines Gegendrehmoments, welches die Vorwärtsbewegung behindert, es ist eine negativ-wirksame Kraft. Unter diesen Bedingungen bringt die Vp kaum eine aufwärts gerichtete Zugkraft auf das Pedal auf. Das würde im Uhrdiagramm als aufwärtsgerichteter Pfeil unterhalb des Pedals aufscheinen. Die Veränderung der Pedalausrichtung ist auch Abb. 48

entnehmbar. So ist in Position 3 ist das Pedal annähernd horizontal, in Position 6 ist die Ferse leicht abwärts gerichtet, in Position 16 sind die Zehen maximal abwärts gerichtet.

3.3.4.5 Effektive Kraft und Radkraft bei allen Kurbelwinkeln

Eine große Anzahl von Daten kann mit einem Uhrdiagramm nur unübersichtlich dargestellt werden. In Abb. 49 werden die resultierende und die effektive Kraft für denselben Kurbelzyklus wie in Abb. 48 dargestellt, allerdings bei jedem Kurbelwinkel.

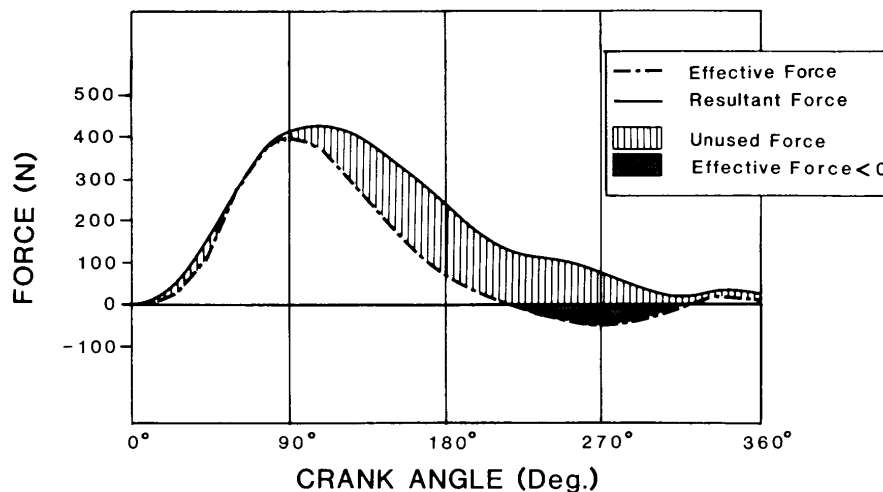


Abb. 49: Die resultierende Kraft (durchgezogene Linie) und die effektive Kraft (unterbrochene Linie) für das rechte Bein bezogen auf den Kurbelwinkel für dieselben V_{pn} und Bedingungen wie in Abb. 48. In dieser Darstellung werden die Kräfte bei jedem Kurbelwinkel kontinuierlich gezeigt. Die schraffierte Fläche repräsentiert die für den Antrieb ungenutzte Kraft. Die dunkle Fläche zeigt die negative Effektivkraft an. Die effektive Kraft erreicht bei ca. 90° ihren höchsten Wert, die resultierende Kraft bei 105° (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 108).

Das Profil der Horizontalkraft auf das Hinterrad, das diese aufgebrauchten Kräfte erzeugt, ist identisch mit dem der Effektivkraft (F_e). Die Skalierung ist wegen verschiedener Faktoren allerdings anders: Übersetzung - Kurbellänge, Übersetzungsverhältnisse und Rad-durchmesser. Die Kombination dieser Faktoren, welche in der Untersuchung verwendet wurden, von der die Daten gesammelt wurden, resultiert in der Beziehung von F_e und $G1H$ folgendermaßen: $G1H = 0,11 \cdot F_e$. F_e ist die Effektivkraft, da sie diese Komponente der resultierenden Kraft repräsentiert, die eine Kraft auf das Hinterrad erzeugt.

Bemerkenswert ist, dass die Gesamthorizontalkraft nicht konstant ist, obwohl die V_p das Gefühl einer gleichmäßigen Kraftübertragung auf die Pedale hat. Diese Diskrepanz ist darauf zurückzuführen, dass die resultierende Kraft auf das Pedal nur teilweise wirksam ist. Die Gesamthorizontalkraft fluktuiert zwischen 8 und 45 N (s. Abb. 50). Wenn man die Geometrie der Kraftaufbringung in die Berechnung miteinbezieht, erhält man eine ungleichmäßig antreibende Kraft auf das Hinterrad. Aufgrund der Trägheit von Rad und fahrender V_p verursacht das keine großen Veränderungen bei hohen Fahrgeschwindigkeiten. Sobald aber die Widerstandskräfte groß sind (z. B. beim Bergfahren), werden Unter-

schiede der Fahrgeschwindigkeit innerhalb eines Zyklus bemerkbar. In diesem Fall werden die Muster der Kraftübertragung so modifiziert, dass der Fahrgeschwindigkeitsverlust minimiert wird.

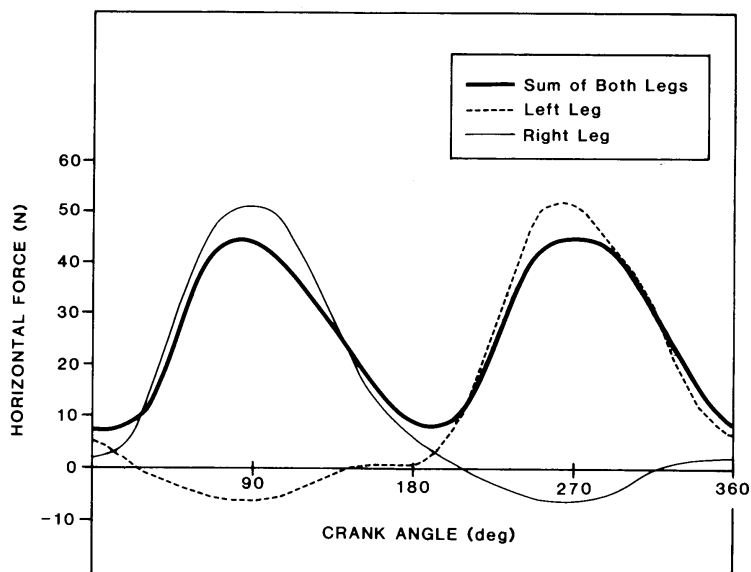


Abb. 50: Die Horizontalkraft auf das Rad (dicke Linie) bezogen auf den Kurbelwinkel (in Grad). Die Kraft vom rechten Bein (dünne Linie) ist das Resultat der Effektivkraft wie sie in Abb. 49 gezeigt wird. Die Kraft vom linken Bein (strichlierte Linie) wurde hinzugefügt. Die Summe der beiden Kräfte ergibt die Gesamthorizontalkraft (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 107).

3.3.4.6 Kriteriendiagramm

Für manche Untersuchungen ist es sinnvoll, die Kurbelumdrehung in Sektoren zu unterteilen und die Kraftaufbringung für jedes Segment einzeln zu berechnen. Eine solche Darstellung nennt man Kriteriendiagramm (Criterion diagram), weil es eine potentielle Hilfe für den/die Radsportler/in darstellt, sein/ihr Kraftaufbringungsmuster zu verändern. Durch Integration können die verschiedenen Kräfte innerhalb eines Sektors summiert werden. Die erste Ableitung der summierten Kräfte nach der Zeit ergibt den Impuls. In Abb. 51 ist das mittlere Profil des Antriebsimpulses für die V_{pn} aufgezeichnet. Dieses Profil erhält man, indem die effektiven Kräfte über 30° Segmente summiert werden.

In Abb. 52 (Kriteriendiagramm) sieht man die Summierung der ungenutzten Kraft während derselben Kurbelumdrehung. Die schraffierten Balken sind die segmentale Darstellung der schraffierten Flächen von Abb. 49. In den Sektoren 30° vor TDC bis 90° nach TDC wird nur wenig Kraft vergeudet. In den nächsten drei Segmenten wird ständig mehr Kraft verschwendet. Die Maximalwerte liegen beidseitig von BDC (150° bis 210°). In der Erholungsphase (210° bis 330°) wirken die effektiven Kräfte gegen die Bewegungsrichtung und somit bremsend. Die Balken werden daher nach innen projiziert. Die Länge der schwarzen Balken repräsentiert die Größe der kontraproduktiven effektiven Kraft. Das Ziel

für den Radsportler liegt in einer Reduzierung der Größe der ungenutzten Kraft und in einer Eliminierung der negativ wirksamen Kräfte ohne die Größe des Antriebsimpulses zu verringern.

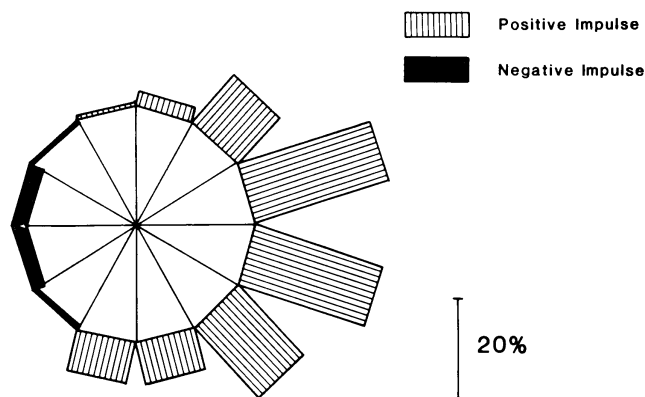


Abb. 51: Die Anteile für den Antrieb bezogen auf 12 Segmente einer Kurbelumdrehung. Die Größe jedes Balkens repräsentiert den Prozentanteil des Impulses (effektive Kraft über die Zeit), welchen die Vpn in diesem Teil der Kurbelumdrehung aufbrachten. Bemerkenswert ist, dass über 50 % des Antriebsimpulses zwischen 60° und 120° nach TDC auftreten. Der Skalenbalken repräsentiert 20 % des Gesamtantriebsimpulses (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 108).

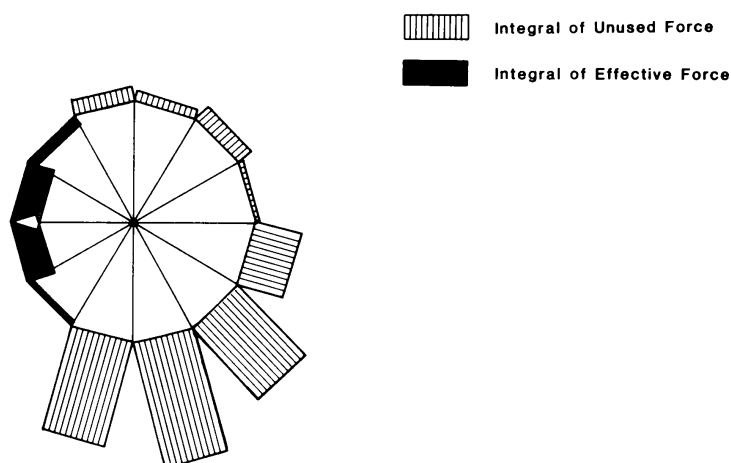


Abb. 52: Kriteriendiagramm der ungenutzten Kräfte (schraffierte Fläche) und der negativ wirksamen Kräfte (schwarze Fläche) (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 109).

Eine Verringerung der Größe der nach außen zeigenden Balken bedeutet weniger Verschwendung von Antriebskraft. Eine Reduzierung der Größe der nach innen zeigenden Balken bedeutet eine Eliminierung der kontraproduktiven Kräfte, die während der Erholungsphase aufgebracht werden. Den praktischen Nutzen dieser Kriteriendiagramme kann man in Abb. 53 sehen. Es werden zwei Uhrdiagramme von V_{pn} mit unterschiedlicher Trittechnik gezeigt. Die Daten beider V_{pn} wurden während einer gleichbleibenden Belastung von 400 W und 100 U/min gewonnen. Fahrer A hat einen bemerkenswerten Stil, die Orientierung des Kraftvektors ist in den letzten 40° der Abwärtsbewegung des Pedals vorwärts gerichtet, wodurch die Effektivität gesteigert wird. Im letzten Teil der Erholungspha-

se liegen geringe aufwärtsgerichtete Kräfte vor. Fahrer B hat stärker vertikal orientierte Kraftvektoren am Ende der Abwärtsbewegung des Pedals und arbeitet in der Erholungsphase gegen sich selbst.

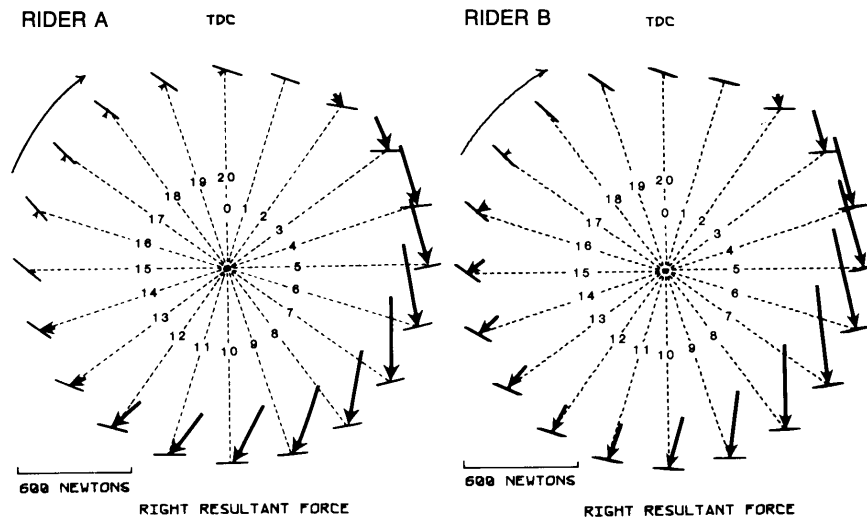


Abb. 53: Uhrdiagramme von 2 Vpn mit sehr unterschiedlicher Tritttechnik. Fahrer A passiert BDC mit vorwärts gerichtetem Kraftvektor. Zwischen den Positionen 16 und 20 zieht er leicht aufwärts. Fahrer B bringt seine Kraft im Bereich von BDC stärker vertikal auf. Obwohl er nicht aufwärts zieht, ist das Pedal zwischen den Positionen 18 und 1 unbelastet (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 110).

Die Merkmale dieser beiden Tritttechniken werden in Abb. 54 anhand von zwei Kriterien-
diagrammen illustriert. Fahrer B müsste demnach daran arbeiten, die Balken, die die un-
genutzte Kraft zwischen 90° und 210° repräsentieren, zu reduzieren und zusätzlich die
negativ wirksamen Kräfte zwischen 210° und 330° zu eliminieren. Interessant ist jedoch,
dass beide Vpn trotz stark individuell unterschiedlicher Tritttechniken extrem erfolgreiche
Radsportler waren, woraus sich unter Beachtung der Abb. 53 und Abb. 54 zwei Fragen
ergeben: Ist es für Fahrer B zweckmäßig, die Tritttechnik von Fahrer A zu übernehmen?
Steigt dadurch der Wirkungsgrad seiner aufgebrauchten Kraft oder nimmt er womöglich
sogar aufgrund individueller körperlicher Voraussetzungen ab? Auffallend ist, dass die
Tritttechnik von Fahrer A zwar ökonomischer ist als jene von Fahrer B, andererseits aber
von den Durchschnittswerten abweicht (s. Abb. 48), welche eher jenen von Fahrer B ent-
sprechen.

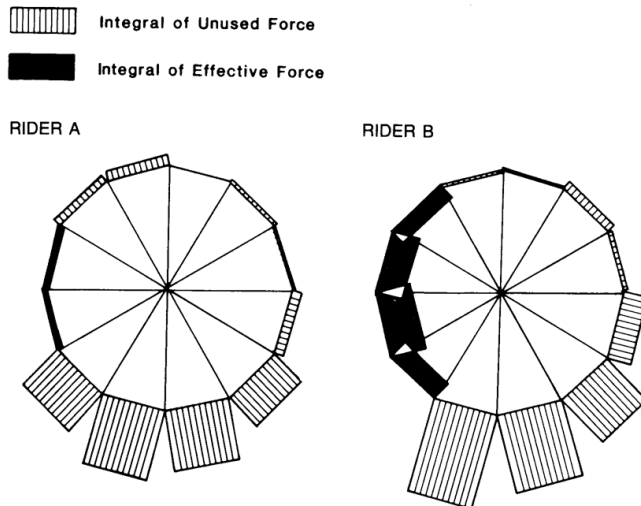


Abb. 54: Kriteriendiagramm für die zwei Vpn (Fahrer A und B) aus Abb. 53. Der Unterschied der negativ wirksamen Kräfte in den Segmenten der Erholungsphase zwischen Fahrer A und B ist bemerkenswert (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 111).

3.3.4.7 Leistungsabgabe beim Radfahren

In Abb. 55 ist die durchschnittliche Fahrgeschwindigkeit der Weltrekorde (am Ende der Saison 1984) für Distanzen von 200-m-Sprint bis 265-km-Straßenrennen aufgezeichnet. Auffällig ist, dass sich ab einer Renndistanz von 4 km die Fahrgeschwindigkeit nicht wesentlich ändert. Physiologisch betrachtet legt das ein Plateau der Energiebereitstellungsrate nahe. Aus mechanischer Sicht kann das am besten in Daten der Leistungsabgabe, welche proportional der Fahrgeschwindigkeit ist, ausgedrückt werden. Abb. 56 zeigt die Leistung von Weltklassefahrern in Abhängigkeit von der Renndauer.

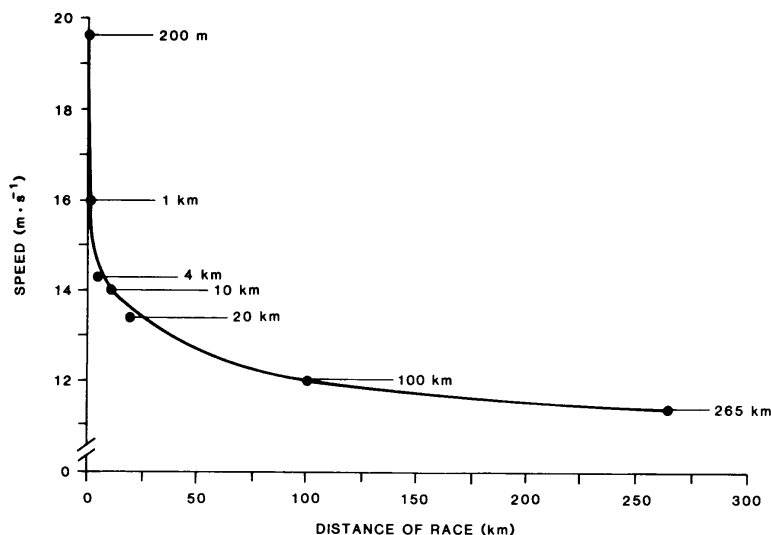


Abb. 55: Durchschnittsgeschwindigkeiten in m/s von Amateurweltrekordhaltern bei verschiedenen Renndistanzen (Wilkie, 1960, zit. n. Cavanagh, 1986, S.112).

Ein männlicher Sprinter, dessen maximale Anstrengung nur für ca. 10 Sekunden anhalten muss, erreicht eine Leistung von ca. 1300 Watt. Ein männlicher Verfolgungsfahrer, der

seine maximale Leistung für ca. 4½ Minuten aufrechterhalten muss, kann ca. 400 Watt erzeugen (s. Abb. 56). Das entspricht nur etwa 30 % der Leistung des Sprinters. Der 100-km-Fahrer tritt durchschnittlich 300 Watt. Die große Kluft bei der Leistungsabgabe findet man sehr früh im Entfernungskontinuum - zwischen dem Sprinter und dem Verfolgungsfahrer.

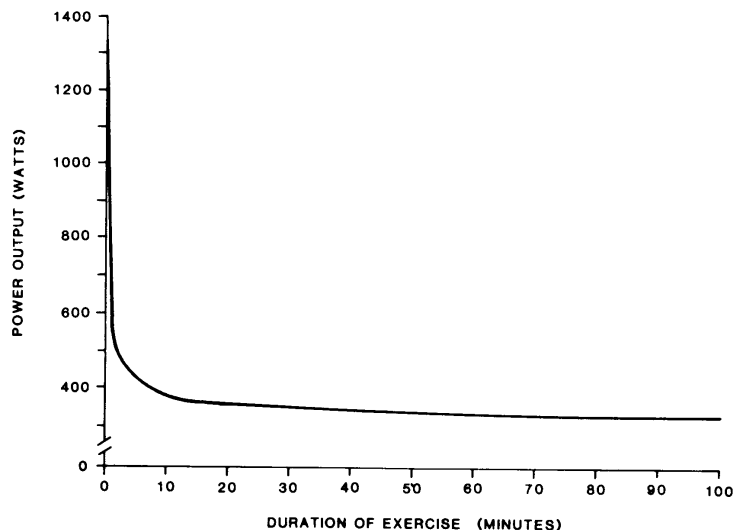


Abb. 56: Maximale Leistung beim Radfahren bezogen auf unterschiedliche Distanzen (Wilkie, 1960, zit. n. Cavanagh, 1986, S.112).

3.3.5 Kritische Anmerkungen

- 1) In den Darstellungen der Ergebnisse der Filmanalyse zur Trettechnik von Verfolgungsfahrern der Spitzenklasse werden für verschiedene physikalische Größen oft dieselben optischen Darbietungsformen verwendet. Das kann leicht zu Verwechslungen und falschen Interpretationen führen (vgl. dazu z. B. die Abb. 51 und Abb. 52). Hier wird in einem Fall der positive Impuls, im anderen Fall das Integral der ungenutzten Kraft mittels einer schraffierten Fläche dargestellt, der negative Impuls und das Integral der effektiven Kraft mittels einer schwarzen Fläche. Eine differenziertere Darstellung (z. B. gepunktete, karierte Fläche oder verschiedene Graustufen) würde dem/der interessierten Leser/in beim Durcharbeiten dieses Artikels eine große Hilfe sein.
- 2) Es ist auch schwer zu verstehen, warum in manchen Darstellungen eine Sektorenteilung von 18°, in anderen wiederum von 30° gewählt wurde (vgl. dazu die Abb. 48 und Abb. 51). Das dürfte selbst die Autoren etwas verwirrt haben, da sie in der Beschreibung zu Abb. 51 eine falsche Sektorengröße angegeben haben (statt von 30° schreiben sie von 15°).
- 3) Obwohl man annehmen könnte, dass die Bewegungen für das linke und das rechte Bein annähernd symmetrisch verlaufen, ist es verwunderlich, dass in Abb. 48 die Werte des linken Beines, in Abb. 53 jedoch jene des rechten Beines ausgewertet wurden.

3.4 Muskelaktivitäten und Pedalkinetik bei Hochleistungsradsportlern

Vorbemerkung. Die folgende Darstellung folgt weitgehend den knappen Ausführungen der Vergleichsuntersuchung von Strunz & Wolff, 2004.

Abstract. „Ziel des Projekts war der Vergleich der Muskelaktivitäten und der Pedalkinetik (Kinetik der Tretbewegung, Anm. d. Verf.) während des Fahrens auf dem Schober-Ergometer (stationär) und auf dem Fahrrad (mobil) bei unterschiedlichen Belastungsformen und -intensitäten. Zusätzlich wurde von der Autorin und dem Autor untersucht, ob sich bei sitzender bzw. stehender Haltung beim kurzfristigen maximalen Antritt Unterschiede bezüglich Muskelaktivität und Pedalkinetik zeigen. Die Untersuchung setzte sich aus einem trittfrequenzgesteuerten Stufentest sowie zwei Antritts-Tests (sitzend und stehend) zusammen, die jeweils mobil und stationär durchgeführt wurden. Die Ergebnisse des Vergleichs von mobilen und stationären Tests zeigen, dass die Belastung auf dem Schoberer-Ergometer nicht ohne weiteres mit dem realen Fahren auf dem Fahrrad zu vergleichen ist: Die muskuläre Belastung sowie die Pedalkinetik unterscheiden sich beim realen Radfahren vom Fahren auf dem Schoberer-Ergometer. Im mobilen Stufentest zeigte sich eine deutliche Tendenz zu einer höheren und längeren muskulären Aktivität. Hier konnte außerdem eine geringere vortriebswirksame Kraft als auf dem Schoberer-Ergometer nachgewiesen werden. Für den Antritt auf der Bahn ergab sich, dass im stehenden Antritt höhere und längere muskuläre Aktivitäten nachzuweisen sind und eine höhere vortriebswirksame Kraft als beim sitzenden Antritt erzeugt wird. Dieser Unterschied zwischen stehendem und sitzendem Antritt konnte für die Tests auf dem Schoberer-Ergometer nicht nachgewiesen werden.“

3.4.1 Fragestellungen und Annahmen

Fragestellungen: (1) Unterscheiden sich Muskelaktivitäten und Pedalkinetik während des Fahrens auf dem Schoberer-Ergometer (stationär) und auf dem Fahrrad (mobil) bei unterschiedlichen Belastungsformen und -aktivitäten? (2) Zeigen sich bei sitzender bzw. stehender Haltung beim kurzfristigen maximalen Antritt Unterschiede bezüglich Muskelaktivitäten und Pedalkinetik? (3) Begünstigt eine Haltungsänderung im Antritt die vortriebswirksame Kraft sowohl auf dem Ergometer als auch auf dem Fahrrad? (4) Lassen sich Ergebnisse aus stationären Messungen auf das reale Radrennfahren übertragen?

Annahmen: (1) Die Belastung auf dem Schoberer-Ergometer ist nicht ohne Weiteres mit dem realen Fahren auf dem Rennrad zu vergleichen. (2) Die vortriebswirksame Kraft beim Fahren auf der Bahn ist geringer, weil von der Vp das Gleichgewicht gehalten sowie Rahmenneigung und Lenkerbewegung ausgeglichen werden müssen, wodurch die muskuläre Koordination auf der Bahn stärker als auf dem Schoberer-Ergometer gefordert ist.

(3) Der Antrieb auf dem Fahrrad erfolgt im Gegensatz zu jedem Ergometer über einen starren Gang, wodurch der Tritt nicht unterbrochen werden kann, woraus eine höhere muskuläre Aktivität der Beinbeuger resultiert. (4) Das Kraftmaximum wird in allen mobilen Tests wegen der veränderten Anforderungen an die muskuläre Koordination später als auf dem Ergometer erreicht.

3.4.2 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren

Despires, M. (1974). An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. *Biomechanics* 4, 349-355.

Ericson, M. O., Nisell, R., Arborelius, U. P. & Ekholm, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 17, 53-61.

Faria, I. E. & Cavanagh, P. R. (1978). The physiology and biomechanics of cycling. John Wiley & Sons, New York.

Houtz, S. J. & Fisher, F. J. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion on stationary bicycle. *J. Bone Joint Surg. Am*, 41A, 123-131.

Li, L. & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J. Appl. Physiol.*, Sep85, 927-934.

Lindemann, H. (1984). Zur Vervollkommnung der Trettechnik. Dissertation, Leipzig.

Neptune, R. R. & Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rates. *J. Biomech.*, 32, 1021-2026.

Prilutsky, B. I. & Gregory, R. J. (2000). Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *Trans. Rehabil. Eng.*, Sep. 8, 362-370.

3.4.3 Stichprobenbeschreibung und Untersuchungsort

Die Stichprobe bestand aus acht männlichen Fahrrad-Kadersportlern aus dem Ausdauerbereich. Die mobilen und stationären Untersuchungen fanden im Velodrom in Berlin statt. Die Laboruntersuchungen erfolgten auf dem Schoberer-Ergometer (SRM). Die Felduntersuchungen wurden auf einem individuell einstellbaren FES-Rad auf der Hallen-Radbahn durchgeführt.

3.4.4 Untersuchungsparameter und Testgeräte

Untersuchungsparameter waren (1) die Muskelaktivität, (2) die Pedalkinetik und (3) die Atemgase.

Die Messungen erfolgten mit einem mobilen EMG-Messgerät, dem mobilen FES-Kraftmesspedal und dem mobilen telemetrischen Spirometrie-Messsystem K4b² (zur Kontrolle der Belastungsintensität für den interindividuellen Vergleich). Das Schoberer-Messsystem diente der Speicherung der mechanischen Leistung sowie den Vpn zur Visualisierung der Trittfrequenz. Oberflächen-EMG-Ableitungen erfolgten an acht Muskeln des linken Beins (M. vastus lateralis, M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. gluteus maximus, M. biceps femoris, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius lateralis, M. gastrocnemius medialis sowie an zwei des linken Arms (M. biceps brachii caput longum und M. triceps brachii caput laterale).

3.4.5 Trittfrequenzgesteuerter Stufentest und Antritt-Tests

Die Untersuchung, der ein Vorversuch mit einer Referenzgruppe von acht Leistungssportlern aus dem Bahnradsportbereich (ohne Kaderzugehörigkeit) voranging, setzte sich aus einem trittfrequenzgesteuerten Stufentest sowie zwei Antritt-Tests zusammen, die jeweils mobil und stationär durchgeführt wurden. Die mobilen Tests erfolgten stets zuerst, um die jeweilige mechanische Leistung bzw. Trittfrequenz entsprechend im stationären Test vorzugeben. Die 10-sekündigen Antritte wurden auf dem Schoberer-Ergometer isokinetisch gesteuert. Hierbei wurde die im mobilen Antritt ermittelte Trittfrequenz für die stationäre Teststeuerung eingegeben und die Vp führte einen maximalen Antritt aus.

Der Stufentest wurde mobil mit einer festen, auf das individuelle Leistungsvermögen abgestimmten Übersetzung bis zur Ausbelastung gefahren. Die Trittfrequenz wurde hierbei alle 3 Minuten in 6 Stufen um jeweils 10 U/min (von 70 U/min auf 120 U/min) erhöht.

Ebenfalls mit einer festen, aber für jede Vp gleichen Übersetzung wurden mobil die Antritt-Tests realisiert. Die Vp fuhr hier zunächst jeweils 3 Minuten bei 80 U/min und führte anschließend einen maximalen 10-sekündigen Antritt jeweils mobil und stationär aus. Ein derartiger Antritt erfolgte im Sitzen, ein weiterer im Stehen.

3.4.6 Auswertungsparameter

Die gewonnenen EMG- und Kraftdaten wurden mit einer speziellen Software elektronisch verarbeitet, um folgende Parameter bestimmen zu können: (1) die Intensität der muskulären Aktivität während der Aktivitätsdauer sowie die Tangentialkraft (dargestellt durch die mittlere und maximale EMG- bzw. Kraftamplitude), (2) der Zeitpunkt der maximalen Amplitude im Kurbelkreis (EMG und Tangentialkraft) und (3) der Aktivitätsbeginn sowie die Aktivitätsdauer der einzelnen Muskeln (Aktivitätsphasen im Kurbelkreis).

3.4.7 Untersuchungsergebnisse

- 1) Die Sauerstoffaufnahme ist bei mobilen und stationär durchgeführten Stufentests im Allgemeinen nicht unterschiedlich.
- 2) Die Herzfrequenzwerte sind bei Trittfrequenzen zwischen 80 und 110 U/min auf der Bahn signifikant höher als auf dem Schoberer-Ergometer.
- 3) Die mittlere und die maximale vortriebswirksame Tangentialkraft sind im mobilen Stufentest signifikant niedriger als im stationären (s. Abb. 57).

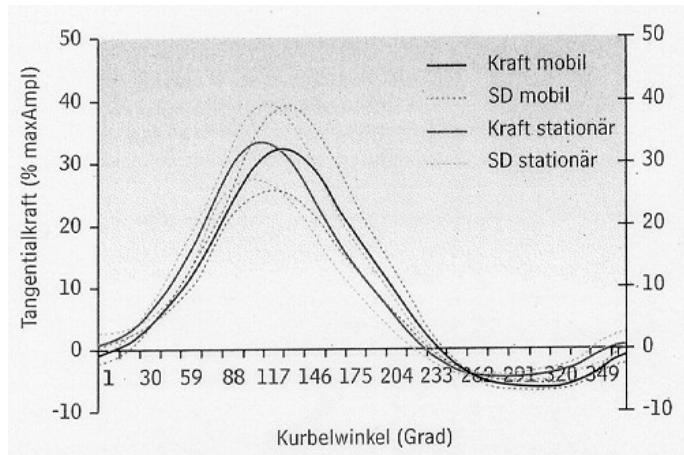


Abb. 57: Tangentialkraft im Stufentest (gemittelt über alle Stufen und Vpn) mobil vs. stationär (mit Standardabweichung zwischen den Stufen) (Strunz & Wolff, 2004, S. 24).

- 4) Auf allen Stufen kann ein signifikanter Unterschied zwischen dem Erreichen des Kraftmaximums im mobilen und stationären Stufentest nachgewiesen werden, wobei im mobilen Stufentest das Kraftmaximum später erreicht wird (s. Abb. 58).

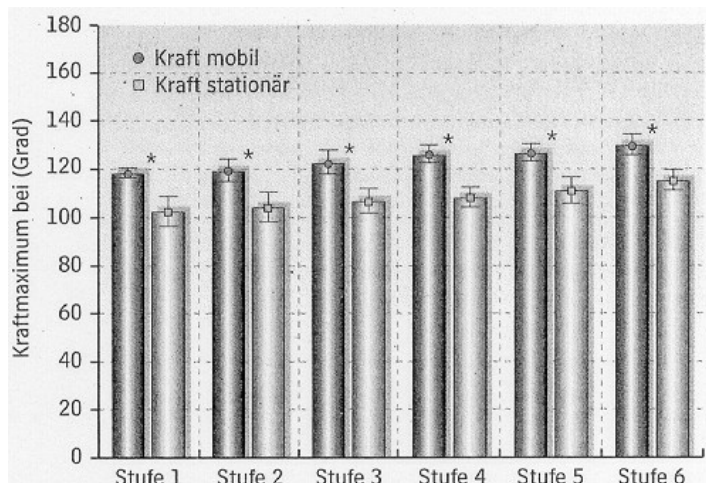


Abb. 58: Zeitpunkt des Tangentialkraftmaximums in der Kurbelumdrehung (360 Grad) im Stufentest mobil vs. stationär (Strunz & Wolff, 2004, S. 24).

- 5) Im Hinblick auf die Effektivität des Tangentialkraftkurvenverlaufs zeigen sich zwischen den Vpn Unterschiede (s. Abb. 59). Wird das Kraftverhältnis (definiert als das Verhältnis zwischen der Fläche (Integral) unter dem positiven und über dem negativen Tangentialkraftkurvenbereich) mobil vs. stationär verglichen, so ist ein signifikant günstigerer Wert bei höheren Trittfrequenzen (90 bis 120 U/min) im stationären Stufentest nachweisbar.

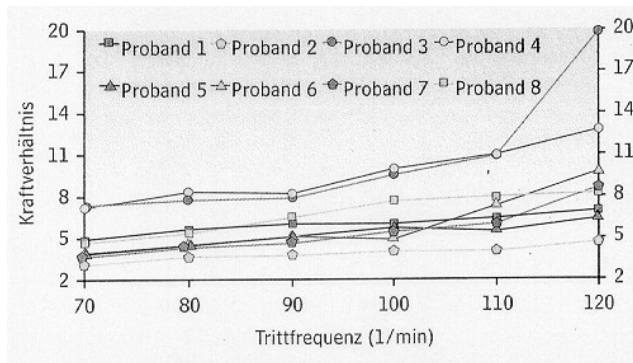


Abb. 59: Effektivität der auf das Pedal gebrachten vortriebswirksamen Kraft (veranschaulicht durch das Kraftverhältnis) im mobilen Stufentest (Strunz & Wolff, 2004, S. 24).

- 6) Im mobilen Stufentest kann für alle Muskeln der Bein- und Oberarmrückseite eine signifikant höhere mittlere Amplitude nachgewiesen werden (s. Abb. 60). Für die anderen abgeleiteten Muskeln ist die gleiche Tendenz feststellbar.

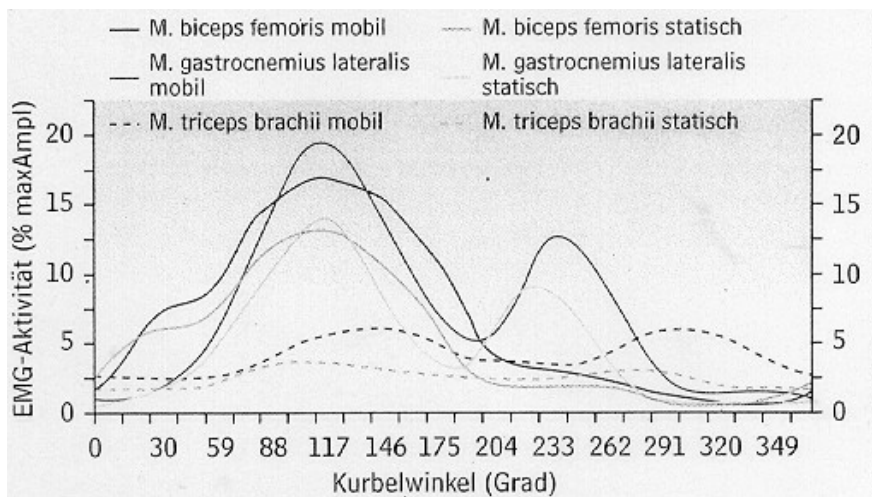


Abb. 60: EMG-Aktivität einiger ausgewählter Muskeln, die sich in ihrer mittleren Amplitude mobil von stationär signifikant unterscheiden (Strunz & Wolff, 2004, S. 24).

- 7) Ein signifikanter Unterschied für den Zeitpunkt des Aktivitätsbeginns (im Kurbelkreis) lässt sich für keinen Muskel nachweisen (s. Abb. 61). Eine längere Aktivitätsphase im mobilen Stufentest zeigt sich für den M. vastus medialis, den M. gluteus maximus, den M. biceps femoris sowie für die Mm. gastrocnemius lateralis und medialis. Tendenziell sind auch alle anderen Muskeln, bis auf den M. tibialis anterior, mobil länger aktiv als stationär.

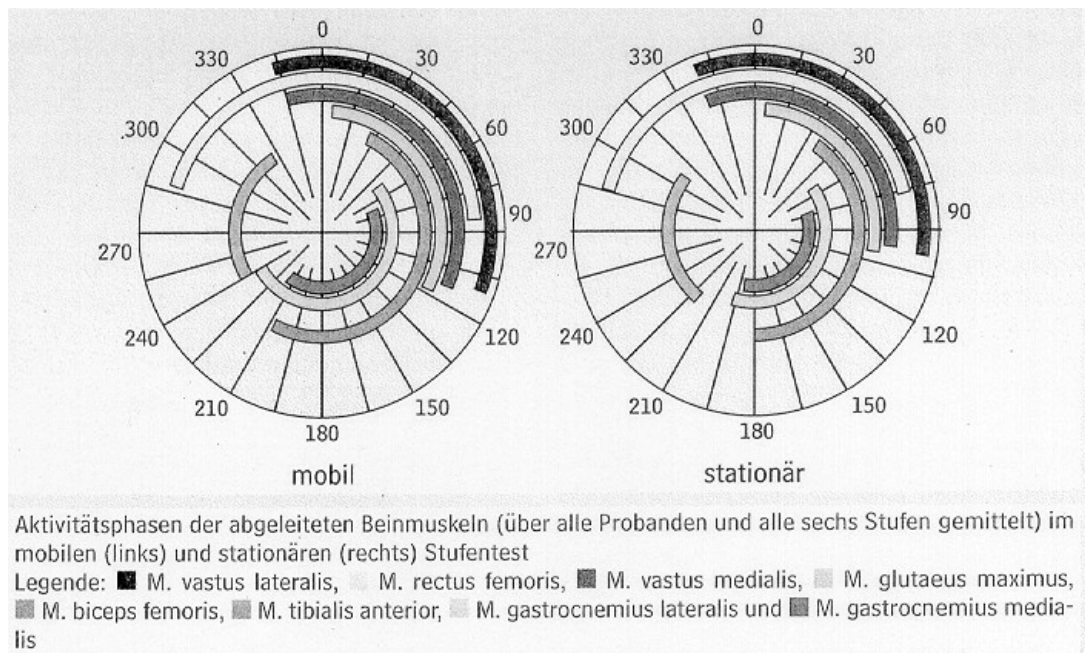


Abb. 61: Aktivitätsphasen der Beinmuskeln (Strunz & Wolff, 2004, S. 25).

- 8) In den mobilen Antritt-Tests wird für die meisten Muskeln wie auch für die Tangentialkraft eine signifikant höhere mittlere Amplitude im stehenden Antritt (27,46 % der maximalen Tangentialkraft) als im sitzenden Antritt (24,58 %) nachgewiesen.

3.4.8 Resümee

- 1) Das reale Fahren auf dem Rennrad ist nicht mit dem Fahren auf dem Schoberer-Ergometer vergleichbar, weil die muskuläre Belastung, die muskuläre Koordination sowie die Pedalkinetik mobil- bzw. stationärspezifisch sind.
- 2) Im mobilen Stufentest zeigt sich im Vergleich zum stationären eine deutliche Tendenz zu einer höheren und längeren muskulären Aktivität (EMG-Befund). Auf dem Rennrad war die vortriebswirksame Kraft geringer als auf dem Schoberer-Ergometer, bedingt durch das geringere Kraftmaximum und die geringere Entlastung des Pedals in der Zugphase. Obwohl die Muskulatur beim Fahren auf der Bahn zwar höher und länger beansprucht wird als auf dem Schoberer-Ergometer, ist die vortriebswirksame Kraft dennoch geringer. Zur Verbesserung muskulärer Koordination sowie zur Optimierung der Pedalkinetik sollte bei Radspitzensportlern nicht vorrangig auf dem Ergometer trainiert werden.
- 3) Eine Veränderung der Trettechnik (durch höhere Trittfrequenzen) eines Radsportlers kann den individuellen Tangentialkraftkurvenverlauf und somit das Kraftverhältnis und den Vortrieb optimieren.
- 4) In einer zusätzlich durchgeführten Einzelfallanalyse (Auswertung der Daten jedes einzelnen Sportlers und interindividueller Vergleich) lassen sich bei den Radspitzensport-

lern mit einem günstigeren Verlauf der Tangentialkraftkurve spezifische Auffälligkeiten in der muskulären Aktivität (Muskelfunktionsmuster) erkennen, die als Leitbild für das Nachwuchstraining herangezogen werden könnten, um auf diese Weise eine vortriebswirksame Trettechnik zu erlernen.

- 5) Für den Antritt auf der Bahn ist ein stehender Antritt vortriebswirksamer als ein sitzender, weil höhere und längere muskuläre Aktivitäten nachzuweisen sind, obwohl das Kraftmaximum deutlich hinter 90 Grad liegt. Ein spezielles Training des stehenden Antritts auf dem Ergometer bringt daher keinen Vorteil, weil die realen Bahnverhältnisse nicht simulierbar sind.

Fazit. Die vorliegenden Ergometerergebnisse können nur mit Einschränkung für die Steuerung des Trainings auf der Bahn genutzt werden, weil letzteres infolge anderer muskulärer Beanspruchung und anderen Tangentialkraftkurvenverlaufs eine spezifische Trainingssteuerung für das Bahntraining erfordert.

3.5 Leistungsdiagnostik im Radsport

Vorbemerkung. Die referierte Darstellung folgt weitgehend den Ausführungen des Forschungsberichtes von Schumacher et al., 2005.

Abstract. Schumacher et al. (2005, S. 79) führen aus: „Die Ausprägung der oxidativen und anaeroben Energiebereitstellung stellt für die Radfahrleistungen einen entscheidenden leistungsbegrenzenden Faktor dar. Mit verschiedenen physiologischen Untersuchungsverfahren kann die Leistungsfähigkeit der energiebereitstellenden Systeme überprüft werden: Über Testung der maximalen Sauerstoffaufnahme (VO_2max) kann eine Aussage über die Gesamtleistungsfähigkeit des oxidativen Systems erfolgen. Stufentests mit inkrementeller Belastungssteigerung ermöglichen eine Differenzierung der einzelnen Stoffwechselbereiche und eine Empfehlung von Trainingsintensitäten. Die wichtigsten Kennwerte sind die Laktatschwelle und die individuelle anaerobe Schwelle (IAS)“ (s. auch Kap. 3.1).

3.5.1 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren

Gore, C. J., Hahn, A., Rice, A., Bourdon, P., Lawrence, S., Walsh, C., Stanef, T., Barnes, P., Parisotto, R., Martin, D. & Payne, D. (1998). Altitude training at 2690 m, does not increase total haemoglobin mass or sea level VO_2max in world champion tracks cyclists. *Journal of Science & Medicine in Sport* 1, 156-170.

Lee, H., Martin, D. T., Anson, J. M., Grundy, D. & Hahn, A. G. (2000). Physiological characteristics of successful mountain bikers and professional road cyclists. *Journal of Sports Sciences* 20, 1001-1008.

Lucia, A., Hoyos, J., Perez, M. & Chicharro, J. L. (2000). Heart rate and performance parameters in elite cyclists: a longitudinal study. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32, 1777-1782.

Lucia, A., Pardo, J., Durantez, A., Hoyos, J. & Chicharro, J. L. (1998). Physiological differences between professional and elite road cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 19, 342-348.

Roecker, K., Niess, A. M., Horstmann, T., Striegel, H., Mayer, F. & Dickhuth, H. H. (2002). Heart rate prescriptions from performance and anthropometrical characteristics. *Medicine and Science in Sports & Exercise* 34, 881-887.

3.5.2 Aufgaben und Parameter der radsportspezifischen Leistungsdiagnostik

Aufgaben. Für Trainer ist eine zuverlässige Überprüfung des Leistungszustandes des Radsportlers mittels geeigneter Testverfahren eine wertvolle Hilfe in der Trainingspla-

nung. Hierfür kann die Leistungsdiagnostik (1) zur Gewinnung von Erkenntnissen über das individuelle Leistungsprofil eines Radsportlers, (2) zur Beurteilung der Wirksamkeit von Trainingsinterventionen, (3) zur Feststellung und Bewertung von Leistungsveränderungen und vor allem (4) zur Entdeckung von Radsport-Nachwuchstalenten herangezogen werden.

Parameter. Folgende radsportspezifischen Parameter können von einem Radsportler mit Hilfe eines geeichten Fahrradergometers erhoben werden: (1) anliegende Leistungen (gemessen in Watt), (2) Herzfrequenzen (festgestellt mittels Pulsmesssystemaufzeichnungen oder EKG), (3) Laktat aus einer Probe kapillären Blutes aus dem Ohrläppchen und (4) je nach Fragestellung: Spirometrie mit Analyse der Atemgase.

3.5.3 Testprotokolle

Im Folgenden werden von den Autoren zwei im Radsport angewandte Testprotokolle (Standards für Leistungsdiagnostik im Bund Deutscher Radfahrer) zur Bearbeitung differenzierter Fragestellungen vorgestellt und hier wörtlich wiedergegeben.

3.5.4 Testprotokoll zur Ermittlung der maximalen Sauerstoffaufnahme (VO_2max)

Der Test wird laut Schumacher et al. (2005, S. 80) folgendermaßen ausgeführt: „Auf einem geeichten Fahrradergometer wird ein Belastungsbeginn bei 80 W eingestellt und die Belastung alle 15 Sekunden um 10 Watt gesteigert, Gesamtdauer 5 bis 10 Minuten. Kontinuierliche Messung der respiratorischen Größen VO_2 , gegebenenfalls VCO_2 , V_E (Atemminutenvolumen) sowie Ermittlung der daraus resultierenden Rechengrößen $\text{VO}_2\text{max/kg}$, V_E , $\text{V}_\text{E}/\text{VO}_2$, $\text{V}_\text{E}/\text{CO}_2$ und des respiratorischen Quotienten (RQ , VCO_2/VO_2) zur Ausbelastungsbeurteilung. Ermittlung des maximal erreichten VO_2 -Wertes während der letzten 15 Sekunden vor Abbruch des Tests.“

Anmerkungen. (1) Die stark genetisch determinierte und in der Bevölkerung sich normalverteilende maximale Sauerstoffaufnahme (allerdings nur als Ausgangsniveau) ist vom Grad der Ausbelastung und somit von der Motivation der V_{pn} abhängig. (2) In der Praxis des Radsports hat sich die Beurteilung der körperrgewichtsbezogenen Sauerstoffaufnahme ($\text{VO}_2\text{max/kg}$) bewährt, weil sie eine grobe Einschätzung der Bruttoleistungsfähigkeit (auch) eines (angehenden) Radsportlers ermitteln kann. (3) Die Trainierbarkeit (Veränderung eines VO_2max -Wertes) ist radsportlerspezifisch. Im Ausdauersport sind angehende Radsportler begünstigt, die bereits im untrainierten Zustand mit einer hohen maximalen Sauerstoffaufnahme ausgestattet sind und eine gute Trainierbarkeit aufweisen, die allerdings in der Regel von Alter und Gewicht des Radsportlers abhängig ist. (4) Der Tab. 13 kann der/die Leser/in entnehmen, in welchem Ausmaß die relative maximale Sauerstoff-

aufnahme radsportdisziplinenpezifisch ist. (5) VO_2max besitzt als Kriterium der Ausdauerleistungsfähigkeit allein genommen nur einen schwachen prognostischen Wert hinsichtlich Wettkampfergebnisse.

Tab. 13: Vergleichswerte (Mittelwerte und Standardabweichung bzw. Mittelwert und Minimum - Maximum) zur relativen maximalen Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg) bei Eliteradsportlern (Schumacher et al., 2005, S. 81).

Kollektiv	VO_2max (ml/min/kg)
Straße männlich (n=14)	$74,5 \pm 3,5$
Straße männlich (n=24)	$78,8 (69,7 - 84,8)$
Straße weiblich (n=8)	$63,8 \pm 5,4$
Bahn Ausdauer männlich (n=12)	$74,5 \pm 5$
Bahn Ausdauer männlich (n=12)	$80,1 \pm 4,9$
MTB männlich (n=18)	$78,3 \pm 4,4$
MTB männlich (n=9)	$75,2 \pm 7,4$

Quelle: Schumacher et al. (2005, S. 81)

3.5.4.1 Testprotokoll zum Laktatstufentest

Das Testprotokoll zum Laktatstufentest sieht bei Schumacher et al. (2005, S. 81) folgendermaßen aus: „Belastungsbeginn 100 Watt bei männlichen Athleten, 80 Watt bei weiblichen Athleten auf einem geeichten Ergometer. Steigerung in 20-Watt-Stufen alle 3 Minuten bis zur subjektiven Ausbelastung. Am Ende jeder Stufe Aufzeichnung von Herzfrequenz und Laktat. Aus den so gewonnenen Daten können Herzfrequenz- und Laktatverlauf grafisch dargestellt werden (s. Abb. 62). Eine Berechnung kann computergestützt (z. B. www.ergonizer.de) erfolgen.“

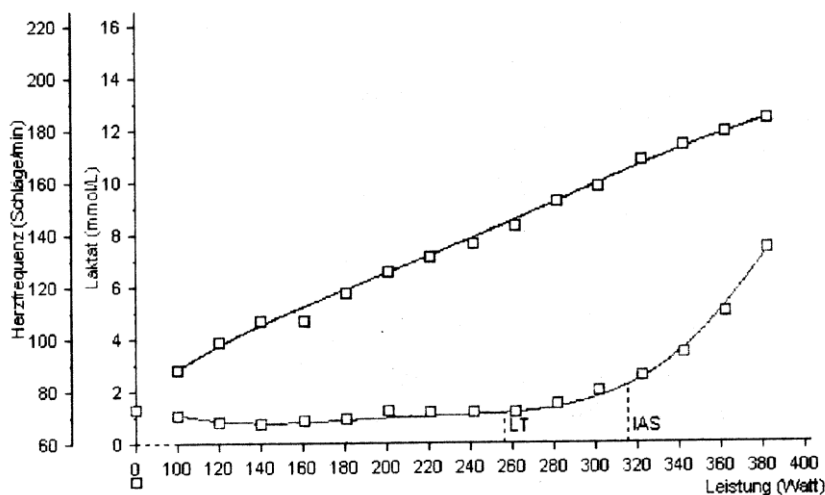


Abb. 62: Auswertung einer leistungsdiagnostischen Untersuchung auf dem Fahrradergometer. Legende: obere Kurve = Herzfrequenz, untere Kurve = Laktat, LT = Laktatschwelle, IAS = individuelle anaerobe Schwelle (Schumacher et al., 2005, S. 81).

Definitionen. (1) Als Laktatschwelle (LT, lactate threshold) wird der Punkt des ersten Laktatanstieges bezeichnet. (2) Unter individuelle anaerobe Schwelle (IAS, maximal lactate steady state) wird das Verlassen des Gleichgewichts zwischen Laktatproduktion und -elimination verstanden.

Tab. 14: Referenzwerte für Leistungen an der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) und bei Abbruch in der Fahrradergometrie bei Radsportlern und Radsport-Spitzenathleten in Watt/kg (Mittelwert und Standardabweichung)

		20-25 Jahre		25-30 Jahre		30-35 Jahre		35-40 Jahre	
		♂	♀	♂	♀	♂	♀	♂	♀
Leistung an der individuellen anaeroben Schwelle (W/kg)	Radsportler	3,22 ± 0,7	2,52 ± 0,5	3,03 ± 0,67	2,54 ± 0,7	2,95 ± 0,7	2,39 ± 0,7	2,7 ± 0,7	2,38 ± 0,6
	Spitzenathleten	♂ 4,4 ± 0,5 / ♀ 3,4 ± 0,5							
Leistung bei Abbruch (W/kg)	Radsportler	4,82 ± 0,7	4,12 ± 0,7	4,5 ± 0,7	3,88 ± 0,7	4,4 ± 0,7	3,7 ± 0,8	4,17 ± 0,6	3,66 ± 0,8
	Spitzenathleten	♂ 5,3 ± 0,5 / ♀ 4,3 ± 0,5							

Quelle: Schumacher et al. (2005, S. 82)

Anmerkungen. (1) Anhand der berechneten Größen LT und IAS können Aussagen über die Leistungsfähigkeit des oxidativen Systems bei einem Radsportler gemacht werden. Die Leistung an der LT illustriert die Kapazität der oxidativen Energiebereitstellung, während die Leistungsfähigkeit an der IAS die Kapazität des aeroben Systems und die der Belastungsazidose entgegen wirkenden Kompensationsmechanismen beschreibt. (2) Zur Beurteilung von Radsportlerleistungen an der IAS dienen die in Tab. 14 angegebenen Richtwerte.

3.5.5 Longitudinale Laktatdiagnostik und Ausdauertrainingskonzept

Longitudinale Laktatdiagnostik. Insbesondere für Trainer/innen sind longitudinale laktatdiagnostische Ergebnisse zu verschiedenen Zeitpunkten des Trainingsjahres oder im Altersverlauf wichtig, weil auf diese Weise Leistungsveränderungen beim Radsportler objektivierbar sind und die Wirksamkeit von Trainingsinterventionen überprüft werden können. Durch entsprechende Anpassungen an den Stoffwechsel kann es zu charakteristischen Verschiebungen der Laktatkurve kommen. Eine Verschiebung der Laktatschwelle hin zu einer höheren Leistung indiziert in der Regel einen Leistungsanstieg mit vermehrter Energiegewinnung aus der Fettsäureoxidation und anderen aeroben Prozessen. Nach langen, niedrig intensiven Trainingsphasen verschiebt sich die Laktatkurve nach unten (s. Abb. 63(A)). Eine Verschiebung der individuellen anaeroben Schwelle ist ein Hinweis auf die Verbesserung der Leistungsfähigkeit der oxidativen Energiebereitstellung, beispielsweise mit zusätzlicher Verbesserung der Laktatelimination (s. Abb. 63(B)).

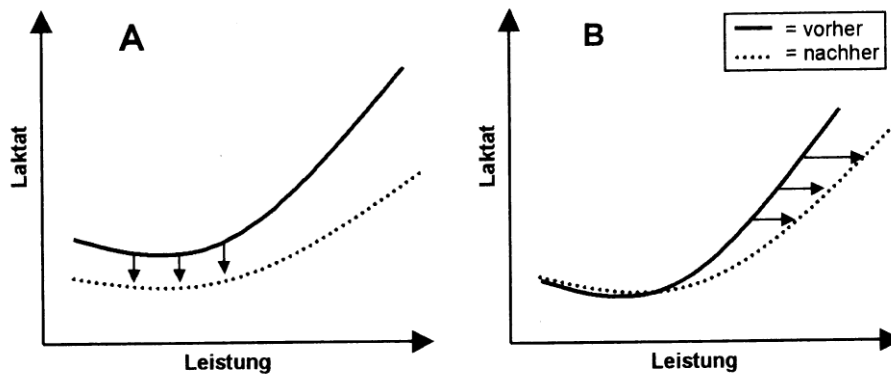


Abb. 63: Charakteristische Veränderungen der Laktatkurve. Legende: (A) Vergrößerung der aeroben, alaktaziden Leistungsfähigkeit. (B) Verbesserung der aeroben Leistungsfähigkeit (Schumacher et al., 2005, S. 82).

Anmerkung. Zur Fehlinterpretation von Laktatkurven können u. a. Ernährungs- und Erholungszustand eines/einer Radsportlers/Radsportlerin sowie klimatische Faktoren führen. Diesen Aspekten sollte durch eine Reduktion der Trainingsbelastung im unmittelbaren Vorfeld (2 Tage) einer leistungsdiagnostischen Untersuchung und konstante Temperaturen in den Untersuchungsräumen Rechnung getragen werden.

Ausdauertrainingskonzept. Anhand des Laktatverlaufs können Intensitätsbereiche zur Steuerung von Ausdauertraining definiert werden und die entsprechenden Herzfrequenzbereiche abgeleitet werden. Für die Praxis schlagen Schumacher et al. das in Tab. 15 nach Trainingsbereichen strukturierte Ausdauertrainingskonzept vor.

Tab. 15: Trainingsbereichsstrukturiertes Ausdauertrainingskonzept

Trainingsbereich	Ziel	Herzfrequenzbereich
Kompensationsbereich (KB)	regeneratives Training, aktive Erholung	bis 20 Schläge unterhalb der LT-Herzfrequenz
Grundlagenausdauerbereich 1 (GA1)	aerobes Grundlagentraining, Verbesserung der oxidativen Energiebereitstellung, Ökonomisierung	Obergrenze KB bis Herzfrequenz LT+10 Schläge
Grundlagenausdauerbereich 2 (GA2)	aerobes Training unter voller Ausschöpfung der oxidativen Energiebereitstellung, Schulung der Laktatmetabolisierung	Obergrenze Herzfrequenz GA1 bis Herzfrequenz an der IAS
Entwicklungsbereich (EB)	Training im aerob-anaeroben Übergangsbereich, Schulung von Laktatmetabolisierung und Pufferkapazität	Herzfrequenz an der IAS bis Herzfrequenz an der IAS+10 Schläge
Spitzenbereich (SB)	Training an der Ausbelastungsgrenze, Schulung von anaerober Energiebereitstellung und Laktattoleranz	größer als EB-Herzfrequenz

Quelle: Schumacher et al. (2005, S. 83)

Anmerkung. Anaerobes Training kann über Herzfrequenzsteuerung nur schwer differenziert werden, weshalb hier eine Kontrolle über die Leistung (in Watt) angemessener erscheint.

3.6 Auswirkungen der Veränderung der Pedalfrequenz auf die Leistung beim Zeitfahren im Radsport

Abstract. Watson & Swensen (2006) untersuchten in einem Experiment die Auswirkungen unterschiedlicher Trittfrequenzen (Kadenzen) im 5-Meilen-Zeitfahren (time-trial, TT) bei gut trainierten männlichen Amateurradfahrern. 12 Vpn (Durchschnittswerte und Standardabweichung: Alter 24 (4) Jahre; Körpermasse 70,9 (5,9) kg; $\text{VO}_{2\text{max}}$ 4,56 (0,52) $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$) fuhren dreimal 5-Meilen gegen die Uhr. Im ersten Durchgang konnten sie ihre bevorzugte Trittfrequenz (preferred cadence, PC) frei wählen, in den zwei weiteren Durchgängen wurde einmal mit einer hohen Kadenz (high cadence, HC: PC+10,8 %) und danach mit einer niedrigen Kadenz (low cadence, LC: PC-9,2 %) gefahren. Die Vpn benützten ihre eigenen Fahrräder, ausgestattet mit einem Kraftmesser, und waren an einen widerzeugenden Simulator angeschlossen.

Übungsgelegenheiten gab es 2 Tage vor jedem Zeitfahren. Die Kadenzen für PC, LC und HC betrugen 92 (2), 83 (6), 101 (6) rpm und unterschieden sich auch signifikant voneinander. LC war 2,5 % schneller als HC und ökonomischer als HC und PC (66 (3), 69 (2), 71 (4) $\text{W}\cdot\text{L}^{-1}\text{O}_2\cdot\text{min}^{-1}$). Herzfrequenz und Ventilations-Leistungsfähigkeit (V_E/VO_2 -Verhältnis) waren niedriger als die PC-Gegenstücke, während das LC und HC Atemminutenvolumen (V_E) signifikant kleiner war als das PC Atemminutenvolumen. LC dürfte von den 3 getesteten Kadenzen die optimalste Trittfrequenz im 5-Meilen-Zeitfahren bei gut trainierten männlichen Amateurradfahrern sein, weil LC die ökonomischste Trittfrequenz war, schneller als HC, was im größten Ausmaß der schnellsten Zeiten (58 % versus 25 % bzw. 17 % für PC und HC) sowie in weniger kardiorespiratorischer Belastung als unter PC zum Ausdruck kam.

3.6.1 Fragestellung

Wie beeinflussen unterschiedliche Kadenzen die Leistung von gut trainierten männlichen Amateurradfahrern bei einem 5-Meilen-Zeitfahren (8,045 km) ?

Kommentar. Um die Fahrgeschwindigkeit zu maximieren, treten Radfahrer im typischen Wettbewerb eine Kadenz zwischen 80 und 105 Umdrehungen pro Minute (rpm). Zu verschiedenen Zeiten in einem Rennen benützen sie verschiedene Kadenz-Strategien, um ihre maximale Fahrgeschwindigkeit aufrecht zu erhalten, manchmal dadurch, dass sie schnell mit weniger Kraft oder langsam mit viel Kraft in die Pedale treten.

Die verschiedenen von den Radfahrern benützten Kadenzstrategien lösen unterschiedliche physiologische Reaktionen aus. Die Pedal-Kraft ist beispielsweise bei Amateurradfahrern bei 105 rpm niedriger als bei 90 rpm bei 200 Watt (70,7 bis 75,8 % $\text{VO}_{2\text{max}}$) für 5 Mi-

nuten und 40 Sekunden. Ähnlich ist es auch bei muskelelektrischer und EMG-Aktivität: Bei professionellen Radfahrern ist diese bei 100 rpm niedriger als bei 80 rpm bei 366 Watt (92 % $\text{VO}_{2\text{max}}$) für 6 Minuten oder bei Vpn mit unterschiedlichem sportlichen Hintergrund bei 400 Watt für 60 Sekunden. Auch die Glykogen-Ausschöpfung wird verlangsamt, die Radfahrleistung wird verbessert und die Muskeldurchblutung gesteigert, was wiederum den Sauerstoff- und Substrattransport erhöht, sowie den Laktatabbau. Insgesamt legen die oben erwähnten Daten nahe, dass eine hohe Kadenz - wenig Kraft-Strategie die Radfahrleistung verbessern kann. Zahlreiche Studien haben die physiologischen Reaktionen auf unterschiedliche Kadenz-Strategien untersucht, aber keine hat festgehalten, ob diese Strategien zu einer Veränderung der Leistung führen.

3.6.2 Ausgewählte Bezugsliteratur der Autoren

Ahlquist, L. E., Bassett D. R., Jr., Sufit, R., Nagle, F. J. & Thomas, D. P. (1992). The effect of pedalling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibres during submaximal cycling exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65, 360-364.

Boning, D., Gonen, Y. & Maassen, N. (1984). Relationship between work load, pedal frequency and physical fitness. *Int J Sports Med* 5, 92-97.

Chavarren, J. & Calbet, J., A. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80, 555-563.

Coast J. R. & Welch H. G. (1985). Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 53, 339-342.

Hull, M. L., Gonzale, H. K. & Redfield, R. (1988). Optimization of pedalling rate in cycling using a muscle stress-based objective Function. *Int J Sport Biomachanics* 4, 1-20.

Lucia, A., Hoyos, J. & Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med Sci Sports Exerc* 33, 1361-1366.

Lucia, A., San Juan, A. F., Montilla, M., CaNete, S., Santalla, A., Earnest, C. & Perez, M. (2004). In professional road cyclists, low pedalling cadences are less efficient. *Med Sci Sports Exerc* 36, 1048-1054.

Marsh, A. P. & Martin, P. E. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Med Sci Sports Exerc* 29, 1225-1232.

Moritani, T. & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 56 (3), 260-265.

Signorile, J., Holden, S. & Coast, J. R. (1992). The feasibility of the windload simulator as an alternative to on-road training. J. Appl Sports Sci Res 4, 5-8.

Zoladz, J. A., Rademaker, A. C. & Sargeant, A. J. (2000). Human muscle power generating capability during cycling at different pedalling rates. Exp Physiol 85, 117-124.

3.6.3 Stichprobenbeschreibung

12 gut trainierte männliche Amateurradfahrer haben freiwillig an dieser Studie teilgenommen. Das Durchschnittsalter (Standardabweichung) betrug 24 (4) Jahre, die Körpermasse 70,9 (5,9) kg und die Körpergröße 180 (6) cm. Die Vpn hatten das Radfahren regelmäßig im Schnitt 5 (2,1) Jahre vor Beginn der Studie praktiziert und standen im Training während der Testperiode.

3.6.4 Experimentdesign

Jede Vp besuchte das Labor siebenmal in einer 4-wöchigen Periode. VO_{2max} wurde während des ersten Besuchs gemessen; jede Vp kam dann während der nächsten 3 Wochen zweimal pro Woche ins Labor. Diese zweimaligen wöchentlichen Treffen inkludierten eine Übungsphase und 48 Stunden danach ein 5-Meilen-Zeitfahren. Dieses Zeitfahren wurde jede Woche um dieselbe Tageszeit durchgeführt, um tageszeitliche Schwankungen der Leistung zu vermeiden. In der 1. Woche der drei zweimaligen wöchentlichen Treffen fuhr die Vpn die frei gewählte, d.h. ihre bevorzugte Kadenz. In der 2. Woche absolvierten nach einem ausbalancierten Cross-over Design 6 Vpn den niederen Kadenz-Versuch (LC: PC-10 %) und die anderen 6 Vpn den hohen Kadenzversuch (HC: PC+10 %). Die Vpn wurden nach dem Zufall dem Erstversuch zugeteilt. In der 3. Woche wurde bei jeder Vp der entgegengesetzte Kadenz-Versuch durchgeführt.

3.6.5 VO_{2max} -Test

Im Labor wurden bei den Vpn zunächst die Körpermasse bestimmt. Danach unterzogen sie sich einem selbst gewählten Aufwärmtraining auf einem Fahrradergometer, das mit Rennlenker und dem Pedalsystem der jeweiligen Vpn ausgestattet war. Danach folgte der Test. Die Eingangsbelastung des Tests betrug 160 Watt, die Belastung wurde alle 2 Minuten um 40 Watt gesteigert bis zur willensmäßigen Erschöpfung oder bis die vorgegebene Kadenz von 80 rpm nicht mehr aufrechterhalten werden konnte. Die Spitzenleistung (peak power output, PPO) wurde unter Verwendung folgender Gleichung errechnet: $PPO (W) = W_{final} + ((t/120s) \cdot 40 W)$. Dabei ist W_{final} die letzte erreichte Belastungsstufe in Watt, die nicht notwendigerweise 120 Sekunden durchgehalten werden musste, t ist die Zeitdauer, für die die letzte Belastungsstufe durchgehalten werden konnte, 120 ist die Dauer jeder

Belastungsstufe in Sekunden und 40 ist die Differenz in Watt zwischen zwei aufeinanderfolgenden Belastungsstufen. Um die Wärmebelastung zu reduzieren, wurden den Vpn während dieses und aller folgenden Tests mittels eines Ventilators Kühlung verschafft. VO_2 und V_E wurden während des gesamten Tests gemessen. Die subjektive Einschätzung der wahrgenommenen Anstrengung (RPE) durch die Vp über eine Ratingskala und die Messung der Herzfrequenz auf telemetrischem Wege erfolgten in den letzten 10 Sekunden jeder Belastungsstufe. Unmittelbar nach der willensmäßigen Erschöpfung wurden hintereinander drei Blutproben (je 25µl) durch Punktierung einer Fingerspitze zur dreifachen Analyse des Blutlaktats gewonnen. Messungen der Umgebungstemperatur, der Feuchtigkeit und des Luftdruckes wurden während aller Tests unter Einsatz einer elektronischen Wetterstation vorgenommen.

3.6.6 Bike Setup

Während aller Übungsphasen und während des Zeitfahrens fuhren die Vpn im Labor auf ihren eigenen Fahrrädern, welche mit einem Windlastsimulator (von Kreidler) mit einer Gegenwindwiderstandseinheit gekoppelt waren. Die Gegenwind-Einheit war zu einem Viertel geöffnet, wodurch sie weitgehend den Straßenbedingungen entsprach. Ein Hinterrad, das einen Leistungsmesser und eine versuchspersonsspezifische Kassette (Übersetzung) enthielt, wurde am Rad angebracht bevor es mit dem Windlastsimulator gekoppelt wurde. Durch diese Anordnung war es möglich, dass die Vpn mit ihren gewohnten Übersetzungsverhältnissen fahren konnten. Der Reifendruck im Hinterrad war auf 100 psi standardisiert und der Leistungsmesser war nach Herstellervorschrift auf Null gestellt worden.

3.6.7 Eingewöhnungsphasen

Ungefähr 48 Stunden vor jedem Zeitfahren fuhren die Vpn 3 Intervalle von je 10min mit der Kadenz, die ihnen für diese Woche zugewiesen worden war. Auf jedes Intervall folgte 10min aktive Erholung - Fahren bei einer selbst gewählten Belastung unter 200 Watt. Herzfrequenz, VO_2 und RPE wurden gemessen, Kadenz und Leistungsabgabe aufgezeichnet. Diese Sitzungen waren für die Vp eine Gelegenheit sich an die jeweilige Kadenz zu gewöhnen und um ein bevorzugtes Übersetzungsverhältnis für den Start des darauffolgenden Zeitfahrens zu finden.

3.6.8 Zeitfahren

Im Labor wurden bei den Vpn zunächst die Körpermasse bestimmt. Danach folgte das standardisierte Aufwärmen. Darauf folgte eine Überprüfung der Testanordnung („rollout

test“). Das Zeitfahren begann sofort nach dem Rollout Test. Die Zeitnehmung wurde bei einer Vp erst ausgelöst, wenn sie nach einem fliegenden Start die Zielkadenz erreicht hatte. Der Leistungsmesser maß Fahrgeschwindigkeit, Leistungsabgabe und Kadenz. Herzfrequenz und RPE wurden jede zweite Minute aufgezeichnet, während VO_2 und V_E während des gesamten Zeitfahrens gemessen wurden. Unmittelbar nach dem Zeitfahren wurde den Vpn Blutproben zur Blutlaktatbestimmung abgenommen.

Um Schrittmachereffekte zu vermeiden hatten die Vpn während des Zeitfahrens keine Kenntnis der Testzeit und der Geschwindigkeit. Jedoch wurde ihnen mitgeteilt, wenn sie jeweils eine Meile erreicht hatten, 4,5 Meilen, 4,75 und 4,9 Meilen oder überhaupt während des gesamten Zeitfahrens, wenn sie durch Fingerheben anzeigten, über den zurückgelegten Weg informiert zu werden. Den Vpn wurden keine sichtbaren Informationen über die Kadenz zur Verfügung gestellt, sie erhielten aber fortlaufend eine verbale Rückmeldung über ihre aktuelle Kadenz und Durchschnittskadenz. Die Vpn konnten jederzeit während des Zeitfahrens das Übersetzungsverhältnis frei wählen, hatten aber die vorgeschriebene Pedalkadenz einzuhalten. Die Vpn wurden auch darüber informiert, ihre Rennhaltung während der Studie nicht zu verändern. Weiters wurden sie aufgefordert den Tag vor jedem Zeitfahren zur Erholung zu nutzen und ein ähnliches Aktivitätsniveau während der 4-wöchigen Untersuchungsdauer beizubehalten. Die Ernährung wurde nicht kontrolliert, aber die Vpn wurden gebeten während der Untersuchung ihre Ernährungsweise nicht zu ändern.

3.6.9 Datenanalyse

Mittelwerte und Standardabweichung wurden für alle Variablen berechnet. Eine 2 x 3 Varianzanalyse (zwei Gruppen und drei Bedingungen) wurde für die meisten Variablen durchgeführt. Es wurden Ergebnisse von den Vpn, die zuerst das Zeitfahren mit HC gefahren sind, mit denen, die zuerst das Zeitfahren mit LC gefahren sind, verglichen. Außerdem wurden die individuellen Reaktionen auf PC, LC und HC beim Zeitfahren verglichen. Für alle statistischen Tests wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % festgelegt.

3.6.10 Ergebnisse

VO_{2max} der Vpn betrug 64,3 (5,0) $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ und die Spitzenleistungsabgabe (PPO) der Vpn betrug 364 (33) Watt. Es gab keine signifikanten Unterschiede in der Körpermasse. Die durchschnittlichen Kadenzen im Zeitfahren waren voneinander signifikant verschieden. PC, LC und HC betrugen durchschnittlich 92 (6), 83 (6) und 101 (6) rpm, der tatsächliche Unterschied in der Kadenz zwischen PC und LC war 10,8 % und zwischen PC und HC 9,2 %.

Tab. 16: Mittelwert und Standardabweichung ausgewählter Variablen unter drei verschiedenen Kadenzbedingungen

	Condition		
	PC (92 ± 6)	LC (83 ± 6)	HC (101 ± 6)
TT time (s) ^{*b}	747 ± 63	736 ± 63	754 ± 59
Velocity (miles · hr ⁻¹) ^{*b}	39.05 ± 3.35	39.58 ± 3.33	38.62 ± 3.06
Power output (W) ^{* *c}	290 ± 33	297 ± 30	278 ± 28
W · rev ⁻¹ ^{*a}	3.1 ± 0.4	3.6 ± 0.5	2.7 ± 0.4
VO ₂ (L · min ⁻¹)	4.23 ± 0.49	4.21 ± 0.38	4.19 ± 0.37
V _E (L · min ⁻¹) ^{*b}	105 ± 15	99 ± 14	101 ± 14
V _E /VO ₂ ^{*b}	24.9 ± 2.4	23.5 ± 1.9	24.0 ± 2.4
Economy (W · LO ₂ · min ⁻¹) ^{*c}	69 ± 2	71 ± 4	67 ± 3
Heart rate (bpm) ^{*d}	180.6 ± 8.4	175.8 ± 11.4	178.2 ± 9.4
Blood lactate (mmol · L ⁻¹)	13.2 ± 3.1	12.1 ± 3.2	12.3 ± 2.8
f (breaths · min ⁻¹)	44 ± 4	43 ± 4	45 ± 6

PC = preferred cadence, LC = low cadence, HC = high cadence TT = time-trial, W · rev⁻¹ = average power per pedal revolution, VO₂ = rate of oxygen uptake, V_E = minute ventilation, V_E/VO₂ = ventilatory efficiency, f = breathing frequency. * p ≤ 0.05 and ** p < 0.01 for Treatment main effect. ^{a, b, c} and ^d are post-hoc analysis where ^a = difference between all conditions, ^b = between LC and HC, ^c = between PC and HC, and LC and HC, and ^d = between PC and LC. The alpha level was set at 0.5

Quelle: Watson & Swensen (2006, S. 298)

Die Ergebnisse aus dem Zeitfahr-Experiment sind in Tab. 16 dargestellt. Keine großen Unterschiede wurden zwischen HC und LC festgestellt. Im Durchschnitt war das LC-2,5 % schneller als das HC-Zeitfahren. Sieben Vpn waren mit LC am schnellsten, drei Vpn mit PC und zwei Vpn mit HC. LC war am ökonomischsten, weil LC jede Minute 6,0 % bzw. 2,8 % mehr Leistung pro Liter Sauerstoff produzierte verglichen mit HC und PC. Die Herzfrequenz war bei LC um 3,4 % niedriger als bei PC. Das Atemminutenvolumen (V_E) war niedriger während LC und HC verglichen mit PC. Das V_E/VO₂-Verhältnis war beim LC-Zeitfahren um 5,8 % niedriger als beim HC-Zeitfahren. LC produzierte 15 % mehr Leistung (W · rev⁻¹) als PC und PC produzierte 14 % mehr Leistung als HC. Andere signifikante Unterschiede konnten nicht festgestellt werden.

3.6.11 Resümee

Das Hauptziel dieser Untersuchung bestand darin zu untersuchen, wie eine bezogen auf die bevorzugte Kadenz (PC) veränderte Kadenz die Leistung im 5-Meilen-Zeitfahren bei gut trainierten Amateurradfahrern beeinflusst. So wurde von den Autoren herausgefunden, dass die Zeit beim Zeitfahren am kürzesten bei einer Trittfrequenz war, die ca. 10 % niedriger war als die PC. Obwohl die niedrige Kadenz (LC) die Zeit im Vergleich zu PC nicht signifikant verbesserte, waren während der LC 9 von 12 Radfahrern im Zeitfahren schneller. LC war ökonomischer als PC und HC. LC verursachte weniger kardiorespiratorische Belastung als PC.

Obwohl die unterschiedliche Kadenz $\dot{V}O_2$ in dieser Untersuchung nicht veränderte, veränderte sie die Leistungsabgabe, die mit zunehmender Kadenz abnahm. Daraus ergibt sich: LC war die ökonomischste Kadenz, gefolgt von PC und HC. Dieser Befund passt zu Beobachtungen, dass bei 300 Watt bei Radfahrern mit einer relativen maximalen Sauerstoffaufnahme ähnlich der der Versuchspersonen in der vorliegenden Studie (ca. $65 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) sich die ökonomischste Kadenz im Bereich von 80 (vgl. Coast & Welch, 1985) bis 90 rpm (vgl. Lucia et al., 2001) bewegt.

Die verringerte Leistungsabgabe bei derselben Sauerstoffaufnahme während HC- versus LC-Zeitfahren kann teilweise durch zusätzlichen Sauerstoffverbrauch beim häufigeren Heben der Beine erklärt werden. Diese zusätzliche Anstrengung trägt nicht zur vorwärtstreibenden Kraft bei und führt daher zu einer Reduzierung der Krafteffizienz.

Eine Veränderung der Kadenz von $\pm 10 \%$ der bevorzugten Kadenz jeder Vp veränderte nicht die subjektive Einschätzung der wahrgenommenen Ganzkörper-Anstrengung (Ganzkörper-RPE). Allerdings äußerten die meisten Vpn, dass LC die größte Beinermüdung verursachte. Das spiegelt wahrscheinlich die höhere Kraft wider, die pro Pedalumdrehung bei dieser Kadenz erzeugt wird, eine Konsequenz einer hohen Kraft-niedrigen Kadenz-Strategie. Trotz der unterschiedlichen Pedalkraft pro Pedalumdrehung bei den verschiedenen Kadenzen beim Zeitfahren gab es keine Unterschiede beim Blutlaktat.

4 ZUSAMMENFASSUNG DER AUSGEWÄHLTEN EMPIRISCHEN BEFUNDE ZUM RADFAHREN

Im Folgenden stellt die Verfasserin den drei ursprünglich diskutierten Artikeln (Kap. 3.1 bis Kap. 3.3) die drei aktuellen Artikel (Kap. 3.4 bis Kap. 3.6) gegenüber. Insbesondere wird der Frage nachgegangen, inwieweit die damaligen Aussagen durch aktuelle Literatur bestätigt werden.

Aus den interpretierten Artikeln lässt sich eine Tendenz zu niederen Trittfrequenzen erkennen, da diese eine effizientere Leistungsübertragung beim Radfahren ermöglichen.

Die Autoren Löllgen et al. (1980) folgern aus ihrem Experiment, in dem sie die Auswirkungen unterschiedlicher Kombinationen von Trittfrequenz und Widerstand bei konstanter externer Leistungsabgabe auf die subjektive Anstrengungswahrnehmung untersuchten, dass der Minimalwert der Anstrengungswahrnehmung (RPE) bei submaximaler Belastung (70 % VO_2max) bei 65 U/min und bei maximaler Belastung (100 % VO_2max) bei 73 U/min liegt. Diese Minimalwerte werden rein rechnerisch ermittelt, aber nie empirisch überprüft.

Einen ganz anderen Ansatz wählen Redfield & Hull (1986), um sich der optimalen Trittfrequenz anzunähern. Sie versuchen bei einer vorgegebenen Leistung jene Trittfrequenz herauszufinden, bei der die Summe der mittleren absoluten Gelenkmomente von Hüfte, Knie und Sprunggelenk ein Minimum erreicht. Da die quasistatischen Momente mit steigender Drehzahl abnehmen und die kinematischen Momente zunehmen, lässt sich für deren mittlere absolute Summe ein Minimum finden. Die Autoren kommen für den untersuchten Referenzfall (98 W pro Bein) auf eine optimale Trittfrequenz im Bereich von 90-105 U/min. Weiters folgern sie, dass höhere Leistung eine höhere optimale Trittfrequenz erfordert.

Watson & Swensen (2006) kommen in ihrem Experiment zu dem Schluss, dass im 5-Meilen-Zeitfahren von den drei getesteten Trittfrequenzen (Mittelwerte 83, 92 und 101 U/min) die niedrige Trittfrequenz die ökonomischste ist. Die Veränderungen der Trittfrequenz waren dabei nur moderat (bevorzugte Trittfrequenz, $\pm 10\%$ der bevorzugten Trittfrequenz der jeweiligen Versuchsperson). Bei der niedrigen Trittfrequenz sind die Herzfrequenz und das Atemminutenvolumen geringer, das V_E/VO_2 -Verhältnis ist kleiner, es kann mehr Leistung pro Liter Sauerstoff erzeugt werden. Insgesamt zeigen diese Daten, dass eine niedrigere Trittfrequenz die 5-Meilen-Zeitfahr-Leistungen bei gut trainierten Amateurradfahrern unter den gegebenen Experimentalbedingungen optimierte.

Zwischen der subjektiven Anstrengungswahrnehmung (RPE) und den zentralen (kardio-pulmonalen) bzw. den peripheren oder lokalen (muskulären) Parametern besteht ein

komplexer Zusammenhang. Löllgen et al. (1980) fanden keinen Beweis dafür, dass die Anstrengungswahrnehmung von nur einem zentralen oder peripheren Parameter bestimmt wird. Die einzige Situation, in der RPE von den zentralen Faktoren abhängig zu sein scheint, ist bei hohen Geschwindigkeiten der Gliedmaßenbewegung. Eine proportionale Steigerung von RPE und O_2 -Aufnahme, Ventilation und Herzfrequenz zeigte sich bei der Steigerung von 80 auf 100 U/min. Die kardiopulmonalen Veränderungen bei schneller Gliedmaßenbewegung können auch durch eine gesteigerte Propriozeptorenaktivität in der Arbeitsmuskulatur begründet sein ohne ursächlichen Zusammenhang zu RPE.

Im Experiment von Watson & Swensen (2006) wirkt sich eine Veränderung der Trittfrequenz von $\pm 10\%$ der bevorzugten Trittfrequenz jeder Vp nicht auf die subjektive Einschätzung der wahrgenommenen Ganzkörper-Anstrengung (Ganzkörper-RPE) aus. Allerdings äußern die meisten Vpn, dass die niedrige Trittfrequenz die größte Beinermüdung verursacht. Das spiegelt wahrscheinlich die höhere Kraft wider, die pro Pedalumdrehung bei dieser Trittfrequenz erzeugt wird, eine Konsequenz einer hohen Kraft - niedrigen Trittfrequenz-Strategie.

Das Experiment von Strunz & Wolff (2004) führt zur Erkenntnis, dass sich Ergebnisse, die auf dem Fahrradergometer hinsichtlich Muskelaktivitäten und Pedalkinetik (auch bei stehender und sitzender Haltung) unter verschiedenen Belastungsformen gefunden worden sind, nicht auf das reale Radrennfahren übertragen lassen. In einer zusätzlich durchgeführten Einzelfallanalyse (Auswertung der Daten jedes einzelnen Sportlers und interindividueller Vergleich) lassen sich bei den Radspitzensportlern mit einem günstigeren Verlauf der Tangentialkraftkurve spezifische Auffälligkeiten in der muskulären Aktivität (Muskel-funktionsmuster) erkennen, die als Leitbild für das Nachwuchstraining herangezogen werden könnten, um auf diese Weise eine vortriebswirksame Trettechnik zu erlernen.

Das Experiment von Cavanagh & Sanderson (1986) liefert theoretische Erkenntnisse, um die Effektivität der Tretbewegung zu verbessern. In der Praxis stellt sich allerdings heraus, dass diese nur sehr schwer umgesetzt werden können. Die Frage, ob durch eine Änderung der Tretbewegung der Wirkungsgrad des Radfahrens verbessert werden kann oder ob er womöglich sogar aufgrund individueller körperlicher Voraussetzungen abnimmt, bleibt unbeantwortet.

Kritisch sei angemerkt, dass die einzelnen Experimente sehr unterschiedliche Testsituationen und Versuchspersonen untersuchten, sodass der Verfasserin ein Vergleich der Ergebnisse nur sehr eingeschränkt sinnvoll erscheint. Alle Experimente haben ihr Datenmaterial aus der Untersuchung einer geringen Anzahl von Versuchspersonen gewonnen. Da diese im Allgemeinen nicht aus dem HochleistungsradSPORT kommen, lassen sich konkre-

te Aussagen für denselben aus den Experimenten nur sehr selten oder meist nur tendenziell ableiten. Lediglich Strunz & Wolff (2004) haben mit Versuchspersonen aus dem HochleistungsradSPORT gearbeitet. Bemerkenswert ist auch, dass bei den von der Verfasserin bearbeiteten Artikeln nur männliche Versuchspersonen untersucht wurden. Daher wäre es aus Sicht der Verfasserin interessant, ob Untersuchungen mit weiblichen Versuchspersonen dieselben Erkenntnisse liefern würden.

LITERATURVERZEICHNIS

- AIGNER, Alfred (1985). Muskulatur. In A. Aigner (Hrsg.), Sportmedizin in der Praxis (S.1-20). Wien: Hollinek.
- BACHL, Norbert (1985a). Grundlagen der Belastungsuntersuchung und Leistungsbeurteilung. In A. Aigner (Hrsg.), Sportmedizin in der Praxis (S. 461-597). Wien: Hollinek.
- BACHL, Norbert (1985b). Grundlagen der Trainingslehre. In A. Aigner (Hrsg.), Sportmedizin in der Praxis (S. 354-386). Wien: Hollinek.
- BACHL, Norbert (1985c). Kriterien der körperlichen Leistungsfähigkeit. In A. Aigner (Hrsg.), Sportmedizin in der Praxis (S. 387-459). Wien: Hollinek.
- BADTKE, Gernot (Hrsg.) (1999). Lehrbuch der Sportmedizin (4. Aufl.). Heidelberg: Barth.
- BURKE, Edmund R. (1986). The physiology of cycling. In E. R. Burke (Ed.), Science of cycling (pp. 1-19). Champaign, IL: Human Kinetics.
- CAVANAGH, Peter R. & SANDERSON, David J. (1986). The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In E. R. Burke (Ed.), Science of cycling (pp. 91-122). Champaign, IL: Human Kinetics.
- FARIA, Irvin E. (1992). Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling: an update. Sports medicine, 14, 43-63.
- GREGOR, Robert J. & RUGG, Stuart G. (1986). Effects of saddle Height and pedaling cadence on power output and efficiency. In E. R. Burke (Ed.), Science of cycling (pp. 69-90). Champaign, IL: Human Kinetics.
- GRESSMANN, Michael (2005). Fahrradphysik und Biomechanik: Technik Formeln Gesetze (9., durchgesehene und ergänzte Aufl.). Bielefeld: Delius Klasing.
- HOLLMANN, Wildor & HETTINGER, Theodor (2000). Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin (4. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- KONOPKA, Peter (1983). Radsport: Vom Anfänger bis zum Könnler. Technik - Training - Ausrüstung (2., überarbeitete Aufl.). München: BLV.
- KONOPKA, Peter (1988). Radsport: Der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung, Wettkampf und Medizin (4. Aufl.). München: BLV.
- KONOPKA, Peter (2000). Radsport: Der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung, Wettkampf und Medizin (7., neu bearbeitete Aufl. (Neuausgabe)). München: BLV.
- KONOPKA, Peter (2006). Richtig Rennrad fahren (6., neu bearbeitete Aufl. (Neuausgabe)). München: BLV.
- KYLE, Chester (1986a). Equipment design criteria for the competitive cyclist. In E. R. Burke (Ed.), Science of cycling (pp. 137-144). Champaign, IL: Human Kinetics.
- KYLE, Chester (1986b). Mechanical factors affecting the speed of a cycle. In E. R. Burke (Ed.), Science of cycling (pp. 123-136). Champaign, IL: Human Kinetics.
- LIENERT, G. A. (1973). Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik (Band 1). Meisenheim am Glan: Hain.
- LÖLLGEN, Herbert, GRAHAM, Terry & SJOGAARD, Gisela (1980). Muscle metabolites, force, and perceived exertion bicycling at varying pedal rates. Medicine and science in sports and exercise, 12, 345-351.
- MARTIN, Dietrich, CARL, Klaus & LEHNERTZ, Klaus (1993). Handbuch Trainingslehre Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport (2. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- NEUMANN, Georg (1993). Radsport. In R.J. Shephard & P.-O. Åstrand (Hrsg.), Ausdauer im Sport (S. 560-571). Köln: Dt. Ärzte-Verlag.
- POLLA, B., D'ANTONA, G., BOTTINELLI, R. & REGGIANI, C. (2004). Respiratory muscle fibres: specialisation and plasticity. Thorax, 59, 808-817.
- REDFIELD, Rob & HULL, M. L. (1986). On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. Journal of biomechanics, 19, 317-329.
- SACHS, Lothar (1974). Angewandte Statistik (4. Aufl.). Berlin: Springer.
- SCHUMACHER, Yorck, O., RÖCKER, Kai, VOGT, Stefan, STAPELFELDT, Björn & SCHMID, Andreas (2005). Leistungsdiagnostik im Radsport. Sportorthopädie. Sporttraumatologie, 21, 79-84.

- SCHWARZ, Werner (1993). Ausdauer: Spielformen - Trainingsbeispiele - Aufbaumodelle. Wien: Österr. Sportunion.
- SILBERNAGL, Stefan & DESPOPOULOS, Agamemnon (1983). dtv-Atlas der Physiologie. Tafeln und Texte zu den Funktionen des menschlichen Körpers (2. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- STRUNZ, Janine & WOLFF, Roland (2004). Stationäre und mobile Untersuchungen zu Muskelaktivitäten und zur Kinetik der Tretbewegung bei Hochleistungsradsportlern. Leistungssport, 34 (6), 22-26.
- TUTZ, Martin (2004). Mountain-Bike-Physik. Österreichisches Journal für Sportmedizin, 34 (2), 13-18.
- van INGEN SCHENAU, Gerrit Jan, de KONING, Jos J. & de GROOT, Gert (1994). Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating. Sports medicine, 17, 259-275.
- WATSON, G. & SWENSEN, T. (2006). Effects of altering pedal cadence on cycling time-trial performance. International journal of sports medicine, 27, 296-300.
- WEINECK, Jürgen (2004). Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings (14. Aufl.). Balingen: Spitta.
- WEISS, Otmar (2008). Doping ist für das Publikum völlig in Ordnung. Gastkommentar in Die Presse vom 16.10.2008, S. 33.
- WILMORE, Jack H. & COSTILL, David L. (2004). Physiology of sport and exercise (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1:	Vereinfachtes Modell der Determinanten sportlicher Leistungsfähigkeit (Weineck, 2004, S. 21).	7
Abb. 2:	Aufbau des Adenosintriphosphats (ATP) (Bachl, 1985c, S. 392).	13
Abb. 3:	Möglichkeiten der Energiebereitstellung und Abbauege in der Muskelzelle (Bachl, 1985c, S. 392).	13
Abb. 4:	Der Anteil der verschiedenen energieliefernden Substrate an der Energiebereitstellung in Relation zur Belastungsdauer (Weineck, 2004, S. 86).	14
Abb. 5:	Schematische Darstellung aerober und anaerober Energiebereitstellung in der Muskelzelle (Bachl, 1985c, S. 393).	15
Abb. 6:	Schema des Sauerstoff- und Kohlendioxidtransport-Systems mit den jeweils wichtigsten leistungsdeterminierenden Faktoren (Bachl, 1985a, S. 526).	20
Abb. 7:	Schematische Darstellung der Laktatleistungskurve bei ansteigender Belastung unter Berücksichtigung der Kennpunkte des aerob-anaeroben Überganges; die Pfeile weisen auf die Möglichkeit individueller Verschiebungen dieser Kennpunkte hin. Den sich aus der Laktatleistungskurve ergebenden Bereichen und Kennpunkten sind schematisch die Trainingsinhalte und einige Komponenten der Belastungsanforderung zugeordnet (vgl. Bachl, 1985a, S. 548).	23
Abb. 8:	Gliederung der Widerstände beim Radfahren (Gressmann, 2005, S. 49).	24
Abb. 9:	Wulstbildung bei einem abrollenden Reifen (Gressmann, 2005, S. 52).	25
Abb. 10:	Kräftegleichgewicht an der Berührungsfläche zwischen Reifen und Fahrbahn (Gressmann, 2005, S. 50).	25
Abb. 11:	Reifenaufstandsfläche (A) in Abhängigkeit von der Reifenbreite (Gressmann, 2005, S. 51).	26
Abb. 12:	Kräfte und Hebelarme am nicht angetriebenen rollenden Rad (Vorderrad) (Gressmann, 2005, S. 54).	27
Abb. 13:	Windangriffsfläche, die der Radsportler in unterschiedlichen Körperhaltungen bietet (Neumann, 1993, S. 561).	29
Abb. 14:	Tret-Leistungsdigramm in der Ebene; Masse des Rad-Fahrer/in-Systems 80 kg (Stauffer, zit. n. Konopka, 1983, S. 76).	30
Abb. 15:	Hangabtriebskraft beim Bergauffahren (Gressmann, 2005, S. 41).	31
Abb. 16:	Tret-Leistungsdigramm bei einer Steigung von 12 %; Masse des Rad-Fahrer/in-Systems 80 kg (Stauffer, zit. n. Konopka, 1983, S. 77).	32

Abb. 17:	Schematische Darstellung eines Kettenantriebes (nicht maßstäblich); F_A =Antriebskraft, F_K =Zugkraft in der Kette, F_P =Pedalkraft, r_v , r_h =Radius des vorderen bzw. hinteren Zahnkranzes, r_A =Radius des Reifens, r_P =Hebelarm der Kurbel (Tutz, 2004, S. 16).	33
Abb. 18:	Übersetzung: Je größer die Übersetzung, desto länger ist der Weg, den man bei einer Pedalumdrehung zurücklegt - desto größer wird aber auch die Kraft, die man aufwenden muss (Konopka, 2006, S. 62).	34
Abb. 19:	Mittlere Sauerstoffaufnahme nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).	41
Abb. 20:	Mittlere Ventilation nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).	42
Abb. 21:	Mittlere Herzfrequenz nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).	43
Abb. 22:	Mittlere Anstrengungswahrnehmung nach Belastungsintensität und Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 347).	43
Abb. 23:	Mittlere maximale Kraftspitze in Prozent von MVC bei unterschiedlichen Trittfrequenzen. Unten: Mittlere Kraftspitze pro Pedalschub in Prozent von MVC bei unterschiedlichen Trittfrequenzen und Belastungsintensitäten (Löllgen et al., 1980, S. 348).	44
Abb. 24:	Konzentrationsmittelwerte von Adenosintriphosphat - ATP (Sterne) und Kreatinphosphat - CP (Punkte) bei submaximaler und maximaler Belastung bei unterschiedlichen Trittfrequenzen. Die Daten sind in Prozent der Ruhewerte angegeben (Löllgen et al., 1980, S. 348).	45
Abb. 25:	Konzentrationsmittelwerte von Muskellaktat (Sterne) und Blutlaktat (Punkte) bei submaximaler und maximaler Belastung bei unterschiedlichen Trittfrequenzen (Löllgen et al., 1980, S. 349).	45
Abb. 26:	Modell eines fünfgelenkigen Stangenmodells des Fahrrad-Fahrer- Systems (Redfield & Hull, 1985, S. 318).	52
Abb. 27:	Angepasste Sinuskurve zu den gemessenen Pedalwinkeldaten der V_p (Redfield & Hull, 1986, S. 320).	53
Abb. 28:	Gemessene Pedalkräfte für die V_p (Referenz, Fall 1) (Redfield & Hull, 1986, S. 321).	54
Abb. 29:	Kinematische Sprunggelenksmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 322).	55
Abb. 30:	Quasistatische Sprunggelenksmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 322).	56

Abb. 31:	Kurbeldrehmomente verursacht von den Pedalkräften aus Abb. 28 (Redfield & Hull, 1986, S. 322).	57
Abb. 32:	Kinematische Kniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 323).	57
Abb. 33:	Quasistatische Kniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 323).	58
Abb. 34:	Gesamtkniemomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 325).	58
Abb. 35:	Quasistatische Hüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 324).	59
Abb. 36:	Kinematische Hüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 324).	59
Abb. 37:	Gesamthüftmomente (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 325).	60
Abb. 38:	Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz (Fall 1, 98 W) (Redfield & Hull, 1986, S. 326).	61
Abb. 39:	Kinematische und quasistatische Moment-Trends (Redfield & Hull, 1986, S. 326).	62
Abb. 40:	Kinematische Kniemomente bei Pedalamplitudenwechsel (Redfield & Hull, 1986, S. 327).	63
Abb. 41:	Kinematische Hüftmomente bei Pedaloffsetwechsel (Redfield & Hull, 1986, S. 327).	63
Abb. 42:	Gemessene Pedalkräfte für die Vp (Fall 2) (Redfield & Hull, 1986, S. 328).	65
Abb. 43:	Absolute Durchschnittsgelenkmomente bezogen auf die Trittfrequenz (Fall 2, 98 Watt) (Redfield & Hull, 1986, S. 328).	65
Abb. 44:	Der Mittelwert des Bewegungsmusters des Sprunggelenks als Funktion des Kurbelwinkels bei einer Trittfrequenz von 100 U/min und einer Leistung von 400 Watt. 0° entspricht dem TDC, 360° dem Ende einer Kurbelumdrehung. Die eingefügten Abbildungen zeigen die Konventionen, welche bei Sprunggelenkwinkelmessungen gebräuchlich sind. Im Diagramm ist auch das Sprunggelenkmuster für eine spezielle Vp (Rider C) dargestellt (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 95).	69
Abb. 45:	Bewegungsmuster des Sprunggelenks in der Populärliteratur (A) und die gemessenen Werte der Vpn (B) (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 95).	69
Abb. 46:	Die wichtigsten Kräfte, die beteiligt sind, wenn die Vp auf dem Rad balanciert (A) und das Rad vorwärts bewegt (C). Die	

	Freikörperdiagramme dieser Bedingungen werden in (B) und (D) gezeigt (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 97).	70
Abb. 47:	Ein Pedal zur Kraftmessung, welches die Kräfte, die von der Vp aufgebracht werden, aufzeichnen kann. Am Ende des Pedals ist eine Vorrichtung zur Messung des Pedalwinkels in Bezug auf die Kurbel angebracht (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 98).	71
Abb. 48:	Durchschnittliches Uhrdiagramm der Vpn bei 100 U/min und 400 W. Die Ausrichtung des Pedals und der resultierende Kraftvektor werden bei 20 Positionen der Kurbel gezeigt. Man beachte die Orientierung des Kraftvektors während der ersten Hälfte der Umdrehung und das Fehlen aufwärtsgerichteter Zugkräfte in der zweiten Hälfte (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 105).	72
Abb. 49:	Die resultierende Kraft (durchgezogene Linie) und die effektive Kraft (unterbrochene Linie) für das rechte Bein bezogen auf den Kurbelwinkel für dieselben Vpn und Bedingungen wie in Abb. 48. In dieser Darstellung werden die Kräfte bei jedem Kurbelwinkel kontinuierlich gezeigt. Die schraffierte Fläche repräsentiert die für den Antrieb ungenutzte Kraft. Die dunkle Fläche zeigt die negative Effektivkraft an. Die effektive Kraft erreicht bei ca. 90° ihren höchsten Wert, die resultierende Kraft bei 105° (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 108).	73
Abb. 50:	Die Horizontalkraft auf das Rad (dicke Linie) bezogen auf den Kurbelwinkel (in Grad). Die Kraft vom rechten Bein (dünne Linie) ist das Resultat der Effektivkraft wie sie in Abb. 49 gezeigt wird. Die Kraft vom linken Bein (strichlierte Linie) wurde hinzugefügt. Die Summe der beiden Kräfte ergibt die Gesamthorizontalkraft (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 107).	74
Abb. 51:	Die Anteile für den Antrieb bezogen auf 12 Segmente einer Kurbelumdrehung. Die Größe jedes Balkens repräsentiert den Prozentanteil des Impulses (effektive Kraft über die Zeit), welchen die Vpn in diesem Teil der Kurbelumdrehung aufbrachten. Bemerkenswert ist, dass über 50 % des Antriebsimpulses zwischen 60° und 120° nach TDC auftreten. Der Skalenbalken repräsentiert 20 % des Gesamtantriebsimpulses (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 108).	75
Abb. 52:	Kriteriendiagramm der ungenutzten Kräfte (schraffierte Fläche) und der negativ wirksamen Kräfte (schwarze Fläche) (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 109).	75

Abb. 53:	Uhrdiagramme von 2 Vpn mit sehr unterschiedlicher Tritttechnik. Fahrer A passiert BDC mit vorwärts gerichtetem Kraftvektor. Zwischen den Positionen 16 und 20 zieht er leicht aufwärts. Fahrer B bringt seine Kraft im Bereich von BDC stärker vertikal auf. Obwohl er nicht aufwärts zieht, ist das Pedal zwischen den Positionen 18 und 1 unbelastet (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 110).....	76
Abb. 54:	Kriteriendiagramm für die zwei Vpn (Fahrer A und B) aus Abb. 53. Der Unterschied der negativ wirksamen Kräfte in den Segmenten der Erholungsphase zwischen Fahrer A und B ist bemerkenswert (Cavanagh & Sanderson, 1986, S. 111).	77
Abb. 55:	Durchschnittsgeschwindigkeiten in m/s von Amateurweltrekordhaltern bei verschiedenen Renndistanzen (Wilkie, 1960, zit. n. Cavanagh, 1986, S.112).....	77
Abb. 56:	Maximale Leistung beim Radfahren bezogen auf unterschiedliche Distanzen (Wilkie, 1960, zit. n. Cavanagh, 1986, S.112).	78
Abb. 57:	Tangentialkraft im Stufentest (gemittelt über alle Stufen und Vpn) mobil vs. stationär (mit Standardabweichung zwischen den Stufen) (Strunz &Wolff, 2004, S. 24).....	82
Abb. 58:	Zeitpunkt des Tangentialkraftmaximums in der Kurbelumdrehung (360 Grad) im Stufentest mobil vs. stationär (Strunz &Wolff, 2004, S. 24).	82
Abb. 59:	Effektivität der auf das Pedal gebrachten vortriebswirksamen Kraft (veranschaulicht durch das Kraftverhältnis) im mobilen Stufentest (Strunz &Wolff, 2004, S. 24).	83
Abb. 60:	EMG-Aktivität einiger ausgewählter Muskeln, die sich in ihrer mittleren Amplitude mobil von stationär signifikant unterscheiden (Strunz &Wolff, 2004, S. 24).....	83
Abb. 61:	Aktivitätsphasen der Beinmuskeln (Strunz & Wolff, 2004, S. 25).	84
Abb. 62:	Auswertung einer leistungsdiagnostischen Untersuchung auf dem Fahrradergometer. Legende: obere Kurve = Herzfrequenz, untere Kurve = Laktat, LT = Laktatschwelle, IAS = individuelle anaerobe Schwelle (Schumacher et al., 2005, S. 81).	88
Abb. 63:	Charakteristische Veränderungen der Laktatkurve. Legende: (A) Vergrößerung der aeroben, alaktaziden Leistungsfähigkeit. (B) Verbesserung der aeroben Leistungsfähigkeit (Schumacher et al., 2005, S. 82).....	90

TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1:	Menge, Flussrate und zeitliche Zuordnung der energiereichen Phosphatäquivalente der Muskelzelle bei verschiedener Substratverwertung	16
Tab. 2:	Substratspeicher und durchschnittliche Substratreserven beim untrainierten Mann	16
Tab. 3:	Faserspezifische Parameterausprägungen	17
Tab. 4:	Angenäherte Durchschnittswerte relevanter morphologischer und funktioneller Parameter der Muskelfasertypen.....	17
Tab. 5:	Klassifizierung menschlicher Skelettmuskelfasern und charakteristische funktionelle oder molekulare Eigenschaften jedes Fasertyps	18
Tab. 6:	Kardiozirkulatorische Anpassung durch Ausdauertraining im Breiten- und Leistungssport.....	19
Tab. 7:	Metabolische Anpassung und Energieumsatz durch Ausdauertraining im Breiten- und Leistungssport.....	19
Tab. 8:	Leistungsbegrenzende Faktoren aerober Kapazität	21
Tab. 9:	Einige i_R -Werte für verschiedene Untergrundarten	28
Tab. 10:	Luftwiderstand (in %) eines/einer einzelnen Radfahrers/Radfahrerin nach Gruppengröße	30
Tab. 11:	Wichtige Parameter und deren Messung.....	40
Tab. 12:	Beinsegmentendaten der V_p und Fahrraddimensionen.....	51
Tab. 13:	Vergleichswerte (Mittelwerte und Standardabweichung bzw. Mittelwert und Minimum - Maximum) zur relativen maximalen Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg) bei Eliteradsportlern (Schumacher et al., 2005, S. 81).	88
Tab. 14:	Referenzwerte für Leistungen an der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) und bei Abbruch in der Fahrradergometrie bei Radsportlern und Radsport-Spitzenathleten in Watt/kg (Mittelwert und Standardabweichung)	89
Tab. 15:	Trainingsbereichsstrukturiertes Ausdauertrainingskonzept.....	90
Tab. 16:	Mittelwert und Standardabweichung ausgewählter Variablen unter drei verschiedenen Kadenzbedingungen	96

KURZZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Diplomarbeit als Ergebnis eines sportwissenschaftlichen Arbeitsauftrages befasst sich mit biomechanischen und physiologischen Aspekten im Leistungs-Radsport, insbesondere mit dem Aspekt der Ausdauer. In der vorliegenden Studie wird der zentralen Fragestellung nachgegangen, inwieweit biomechanische (z. B. Trittfrequenz, Pedalstellung, Gelenkwinkelstellungen) und physiologische (z. B. maximale Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz, Muskelfaserzusammensetzung, Laktat) Parameter (Determinanten) Einfluss auf die Leistung eines/einer Radsportlers/Radsportlerin haben. Da die Verfasserin selbst keine empirischen Untersuchungen zu diesen konkreten Fragenstellungen durchführt, werden von ihr zur Beantwortung derselben vorliegende Erfahrungen, Erkenntnisse und ausgewählte empirische Befunde herangezogen, wobei folgende Vorgehensweise gewählt wird. Zunächst wird in das Radfahren als Leistungssport mit Möglichkeiten zur Leistungsoptimierung sowie in (radfahr)leistungsbezogene Begriffe eingeführt. Danach erfolgt eine Darstellung physiologischer und biomechanischer Grundlagen des Radsports, welchen interpretierte empirische Befunde folgen, die helfen könnten, eine Antwort auf die zentrale Fragestellung geben zu können.

LEBENS LAUF

RENATE BUCHEGGER

31.08.1964	Geboren in Wiener Neustadt
1970 - 1974	Volksschule in Kirchschlag in der Buckligen Welt
1974 - 1982	Bundesgymnasium in Oberpullendorf
03.06.1982	Reifeprüfung mit ausgezeichnetem Erfolg
1982	Immatrikulation an der Universität Wien; Lehramtsstudium
Seit 1989	Studium Sportwissenschaften/Prävention-Rekreation
12.03.1992	1. Diplomprüfungszeugnis Prävention-Rekreation mit Auszeichnung
13.01.1993	1. Diplomprüfungszeugnis Sportwissenschaften
31.01.1997	2. Diplomprüfungszeugnis Prävention-Rekreation mit Auszeichnung
Seit 1996	Trainerin im gesundheitspräventiven Bereich
2001	Ausbildung zur Nordic-Walking- und Nordic-Blading-Trainerin
2003	Ausbildung im Dr. Wolff Rückenfitnesszentrum