

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Fachgebiet für Sportgeräte und Materialien

Ergonomische Optimierung des Handbike-Antriebes

Dipl.-Phys. Christian Krämer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen
der Technischen Universität München zur Erlangung des
akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.rer.nat. T.C. Lüth
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. V.St. Senner
2. Univ.-Prof. Dr.rer.nat. H. Bubb (i.R.)

Die Dissertation wurde am 13.07.2012 bei der Technischen
Universität München eingereicht und durch die Fakultät für
Maschinenwesen am 13.12.2012 angenommen.

Widmung

Meiner Tochter Lena Sophie

Danksagung

Ich danke sehr herzlich meinem Doktorvater Prof. Veit Senner, für die Möglichkeit an seinem Fachgebiet über ein solch praxisnahes Thema zu promovieren, sowie seinen kreativen Impulsen.

Prof. Bubb danke ich vielmals für die konstruktiven Diskussionen und Denkanstöße im Laufe des Entstehens dieser Arbeit und die Annahme der Zweitkorrektur meiner Dissertation.

Mein besonderer Dank gilt Dr. Harald Böhm für seine ständige Unterstützung und Begleitung meiner Arbeit. Gerne denke ich auch an unsere gemeinsamen biomechanischen Exkursionen in die Berge und auf das Wasser.

Meinen Arbeitskollegen danke ich für die freundschaftliche Zusammenarbeit in zahlreichen Projekten. Insbesondere bei Thomas Grund bedanke ich mich für die schöne gemeinsame Zeit im "Aquarium".

Für die Bereitstellung von Handbikes und weiterer Materialien für die durchgeführten Untersuchungen danke ich Herrn Kuhlmann (Speedy Reha-Technik), Herrn Marklein (Sopur, Sunrise Medical), Steven Ascher (Luca Bike) und Herrn Schmicking (Schmicking Reha-Technik).

Für die Durchführung ihre Diplomarbeiten und Semesterarbeiten im Rahmen der Handbike-Projekte bedanke ich mich bei Annemarie Faltermair, Christina Fabian, Florian Leidmann, Gabriel Schneider, Lutz Hilker, Paul Stuke und Johannes Wimber.

Bei Iris Zacher und Daniele Recluta vom Lehrstuhl für Ergonomie bedanke ich mich für die umfangreiche Datensammlung zu Maximalmomenten, die mir zur Verfügung gestellt wurde.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Frau Isabella, nicht nur für die gemeinsame Arbeit an unseren Projekten, sondern vor allem für ihre Unterstützung

und Verständnis während der zwei Jahre meines Referendariats. Ohne sie wäre das so nicht möglich gewesen.

Der Technischen Universität München danke ich für die Förderung meiner Promotion durch ein Stipendium zur Förderung des wissenschaftlichen Nachwuchses.

Für die Förderung der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Projekte "Optimierung des Behindertensportgerätes Handbike durch technische Modifikationen und verbesserte individuelle Anpassung", "Evaluation einer alternativen Handgrifflagerung am Handbike" und "Optimierung Handcycle" bedanke ich mich vielmals beim Bundesinstitut für Sportwissenschaft.



Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Leistungsoptimierung des Gesamtsystems Athlet-Handbike anhand ergonomischer Anpassungen der Antriebsbewegung an die biomechanischen Voraussetzungen der oberen Extremität und die Anthropometrie des Sportlers, unter Berücksichtigung der Aerodynamik. Vier Parameter wurden empirisch untersucht: **1.** Aerodynamische Eigenschaften von Handbikes, **2.** Vergleich der runden konventionellen Antriebsbewegung mit einer elliptischen Bahnkurve und schräggestellten Kurbeln, **3.** Abhängigkeit der erbrachten Leistung von der Kurbellänge und -breite und **4.** Einfluss des Handbike-Griffwinkels auf die Antriebsbewegung.

Methoden: **1.** Untersuchung des Luftwiderstandes von je drei Knie- bzw. Liegebikes inklusive Sportler im Windkanal, bei systematischer Variation des Rückenlehnenwinkels, sowie der Kurbellänge und -breite. **2.** Bestimmung der maximalen Leistung und des physiologischen Wirkungsgrades an der individuellen anaeroben Schwelle (IAT) für die drei Antriebsbewegungen mittels Spiroergometrie, in einem eigens entwickelten Handbike-Ergometer. **3.** Ermittlung der maximalen anaeroben Leistung beim Handbiken mit drei verschiedenen Kurbellängen und -breiten, in Abhängigkeit von der Armreichweite und Schulterbreite des Sportlers, mit Hilfe der "inertial load" Methode. **4.** Einfluss fünf verschiedener Griffwinkel (0° , 15° , 30° proniert und supiniert) auf die Verteilung der Arbeit während submaximalem Handbiken, durch Messung der vortriebswirksamen Tangentialkraft mittels Dehnungsmessstreifen.

Ergebnisse: **1.** Je tiefer das Kurbelgehäuse und die Sitzposition des Handbikers, desto geringer war sein Luftwiderstand. Wurde die Rückenlehne flacher gestellt, verringerte sich die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung um 19 % (Windgeschwindigkeit 60 km/h). Bei einem Liegebiker wurden vier Kurbelbreiten (420, 440, 520 und 550 mm) in Kombination mit zwei Kurbellängen (190 und 210 mm) vermessen. Der geringste Luftwiderstand trat bei der Kombination 440 × 210 mm auf. Auch bei einem Kniebiker sank die aufzubringende Leistung bei einem Wechsel von einer breiten Kurbel (580 × 205 mm) auf eine schmale (350 × 210 mm) um 10 % ab (Fahrgeschwindigkeit 50 km/h). Bei einer kürzeren Kurbel und derselben Kurbelbreite (350 × 185 mm) musste der Athlet eine um 6 % erhöhte Leistung aufbringen. **2.** Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der maximalen Leistung zwischen den drei Antriebsbewegungen. Der physiologische Wirkungsgrad an der IAT war sowohl bei der runden Bewegung als auch

den schrägen Kurbeln signifikant größer als bei der elliptischen Bewegung. **3.** Die Kurbellänge hatte, im Gegensatz zur Kurbelbreite, einen signifikanten Einfluss auf die maximal erreichte Leistung. Die höchste Leistung wurde mit der längsten Kurbel (26 % der Armreichweite) und mittlerer Kurbelbreite (85 % der Schulterbreite) erzielt. **4.** Der Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit war während der Zug-Abwärts- und Aufwärts-Bewegung signifikant (größte Arbeit mit um $+30^\circ$ proniertem bzw. um -15° supiniertem Griff). Zudem wurde in der Zug-Abwärts-Bewegung ein Maximum der Tangentialkraft gefunden, während die verrichtete Arbeit in der Aufwärts-Bewegung minimal war.

Diskussion: 1. Dem Luftstrom über dem Vorderrad muss eine geringe Angriffsfläche geboten werden. Liegebiker sollten ihre Rückenlehne möglichst flach stellen. Der Luftwiderstand wird umso größer, je breiter die Kurbel ist. Eine längere Kurbel vergrößert die Stirnfläche oberhalb des Kurbelgehäuses und verschlechtert somit die Aerodynamik. In Abhängigkeit der Armlänge und Kurbeltechnik können kürzere Kurbeln allerdings zu einer Abduktion der Schulter führen. Dadurch ragen die Ellenbogen weiter in den seitlichen Luftstrom und erhöhen den Luftwiderstand. Die optimale Kurbellänge muss also individuell ermittelt werden. **2.** Der Grund für das schlechtere Abschneiden der elliptischen Bewegung lag vermutlich in der zu groß gewählten Dimension der verwendeten Ellipse. In zukünftigen Studien könnte mit Hilfe von einer Computermodellierung das optimale Verhältnis der Ellipsen-Halbachsen zur Armlänge gefunden werden. Die Voraussetzungen einer solchen realistischen, individuellen Modellierung wurden in der hier vorliegenden Arbeit geschaffen, indem eine Methode zur 3D-Muskellängenberechnung mit Hilfe einer Bewegungsanalyse entwickelt wurde. **3.** Handbiker sollten die Kurbelbreite möglichst schmal wählen, um den Luftwiderstand zu reduzieren. Bei der Kurbellänge ist das Ziel ein Optimum aus niedrigem Luftwiderstand bei hoher Leistung zu finden. Der Luftwiderstand spielt dabei die wichtigere Rolle: Während verschiedene Kurbellängen den Luftwiderstand um bis zu 6 % veränderten, verringerte der Einsatz einer Standard-Kurbel von 185 mm, verglichen mit der leistungsstärksten Kurbellänge, die maximale Leistung nur um 1,6 %. **4.** Aufgrund der Ergebnisse wird Handbikern ein Griffwinkel von $+30^\circ$, anstelle des üblicherweise um 10° - 15° gekippten Griffes, für eine maximale Leistung vorgeschlagen.

Schlagwörter:

Handbike, Ergonomische Optimierung, Leistungsfähigkeit, Krafteinsatz, Aerodynamik

Abstract

The aim of this work was to increase the performance of the athlete-handbike system by ergonomically adapting the propulsive movement to the biomechanical preconditions of the upper extremity and to the anthropometry of the sportsmen, regarding aerodynamics. Four parameters were examined empirically: **1.** Aerodynamic properties of handbikes, **2.** comparison of the conventional round motion with an elliptic one and tilted cranks, **3.** effect of crank length and width on maximal power and **4.** effect of the handle angle on propulsive movement.

Methods: **1.** Analysis of the aerodynamic drag from 3 arm-powered and 3 arm-trunk-powered handbikes with athletes in a wind tunnel. Angle of backrest, crank length and width were varied systematically. **2.** Determination of maximal power and gross efficiency at individual anaerobic threshold (IAT) for the three different propulsive movements by means of spirometry on a custom made handbike ergometer. **3.** The maximal anaerobic power with 3 different crank lengths and widths, in relation to the athlete's arm length and shoulder breadth, was measured by means of the inertial load method. **4.** The effect of five different handle angles (0°, 15°, 30° pronated and supinated) on the contribution of work at submaximal power level was determined by measuring the tangential forces by means of strain gauges.

Results: **1.** The lower the crankcase and the sitting position of the handbiker, the lower the aerodynamic drag. Lowering the backrest led to a reduction of the power necessary to overcome aerodynamic drag of 19 % (at a velocity of 60 km/h). In case of an arm-powered handcyclist, four different crank widths (420, 440, 520 und 550 mm) in combination with two crank lengths (190 and 210 mm) were measured. The lowest aerodynamic drag was found at the combination 440 × 210 mm. For the arm-trunk-powered handcyclist the power necessary to overcome the aerodynamic drag decreased as well by 10 % when the cranks were changed from a wide (580 × 205 mm) to a narrow (350 × 210 mm) crank. When the crank geometry was altered to shorter cranks at the same width (350 × 185 mm), the athlete had to perform a power output that was higher by 6 %. **2.** No significant differences for the maximum power between the different propulsion movements were found. The analysis of variance revealed a significant higher gross efficiency at IAT for the round motion and tilted cranks, compared to the elliptic motion. **3.** Contrary to crank width, the crank length showed a

significant effect to maximum handcycling power. The maximum power was reached with the longest cranks (26 % of forward reach) and the middle crank width (85 % of shoulder breadth). **4.** Significant differences in performed work caused by several handle angles occurred during the pull down- and up-movement (highest work performed with $+30^\circ$ pronated respectively -15° supinated handle angle). In addition maximal tangential force was found during pull down-movement, while performed work was minimum during the up-movement.

Discussion: **1.** The handcyclists should aim at minimizing the contact surface exposed to the air current above the front wheel. Thereto setting the backrest as flat as possible is necessary. The air resistance increases with wider cranks. The longer the cranks are, the bigger is the front area above the crankcase, changing the aerodynamic drag to the worse. Depending on arm length and cycle technique, shorter crank length can cause a shoulder abduction. As a result, the elbows reach further into the air current at both sides and consequently increase the air resistance again. An adaption of the crank length to each individual athlete is therefore necessary. **2.** The reason for the bad results obtained with the elliptic motion is likely to be found in the dimension of the ellipse used for the experiments. Future studies could find the optimal dimension of the ellipse in relation to arm length by means of computer simulation. The preconditions for such a realistic and individual modeling have been established within this work through the development of a method by which the 3D muscle length can be calculated on the basis of a motion analysis. **3.** Handcyclists should opt for as narrow a set of cranks as possible in order to minimize the air resistance. Regarding the crank length, the aim is to find an optimum of low aerodynamic drag and high power output. However, the effect on the air resistance seems to be more important than the influence on the power output: whereas different crank lengths changed the aerodynamic drag by up to 6 %, the use of a standard crank (185 mm) decreased the maximal reached power only by 1.6 %, as compared to the most powerful crank length. **4.** Based on the results, a handle angle of $+30^\circ$ instead of the conventionally used 10° - 15° , is recommended for optimal performance.

Keywords:

handbike, ergonomic optimisation, performance, force transmission, aerodynamics

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	vi
Abstract	viii
1 Einleitung	1
1.1 Forschungsgegenstand: Das Handbike	1
1.2 Aufbau der Arbeit	4
2 Aktueller Forschungsstand	7
3 Hintergrundwissen und Methoden	13
3.1 Ergonomische Optimierung des Handbikes	13
3.2 Leistungsfähigkeit von Handbike-Athleten	15
3.3 Aerodynamik	19
3.4 Physiologie und Biomechanik	21
3.5 Querschnittgelähmte versus gehfähige Probanden	29
3.6 Mathematische Modellierung	32
4 Explorative Untersuchungen zur Theoriebildung	39
4.1 Analyse des Sportgerätes Handbike	39
4.2 Biomechanische Analyse des Handbikegriffes	43
4.3 Biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung	45
4.4 Muskel-Skelett-Modelle	47
4.4.1 Methode	48
4.4.2 Ergebnisse	54
4.4.3 Diskussion	58
4.5 3D-Muskellängenberechnung	61
4.5.1 Methode	61
4.5.2 Ergebnisse und Diskussion	65
4.6 Hypothesenformulierung	68

5	Empirische Untersuchungen zur Theorieprüfung	73
5.1	Windkanalmessungen	73
5.1.1	Methode	73
5.1.2	Ergebnisse	78
5.1.3	Diskussion und Limitierungen	83
5.2	Antriebsbewegung	94
5.2.1	Methode	94
5.2.2	Ergebnisse	101
5.2.3	Diskussion	102
5.3	Kurbellänge und Kurbelbreite	105
5.3.1	Methode	106
5.3.2	Ergebnisse	113
5.3.3	Diskussion und Limitierungen	116
5.4	Handbikegriff	125
5.4.1	Methode	125
5.4.2	Ergebnisse	131
5.4.3	Diskussion und Limitierungen	137
6	Zusammenführung der Ergebnisse und Hypothesenprüfung	149
7	Schlussfolgerungen und Ausblick	155
	Literaturverzeichnis	159
	Abbildungsverzeichnis	179
	Tabellenverzeichnis	181
	Veröffentlichungen	183

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Forschungsgegenstand: Das Handbike

Bei einem Handbike handelt es sich um ein für gehbehinderte Menschen speziell konstruiertes, dreirädriges Fahrrad. Die Antriebsbewegung erfolgt dabei über zwei Handkurbeln, die in der Regel synchron angeordnet sind und analog zum Fahrrad kreisförmig in einer Ebene bewegt werden. Diese Anordnung ermöglicht eine Kraftübertragung sowohl in der Druck- als auch Zugphase. Die zyklische Antriebsbewegung ist dabei leicht zu erlernen und auch für Menschen mit einer hohen Querschnittlähmung durchführbar. Außerdem können lange Strecken zurückgelegt und hohe Geschwindigkeiten erreicht werden, so dass der Handbiker gemeinsam mit nichtbehinderten Fahrradfahrern Sport treiben kann. Dies steigert die Mobilität von Rollstuhlfahrern und deren soziale Integration. Durch die hohe Attraktivität der Sportart Handcycling hat in den letzten Jahren die Anzahl der Handbiker sprunghaft zugenommen. Man unterscheidet zwischen sogenannten Adaptivbikes, die als Vorbau vor dem Alltagsrollstuhl befestigt werden und den speziell gefertigten Racebikes. Während Adaptivbikes im Freizeitsport oder aufgrund Ihrer Alltagstauglichkeit im täglichen Gebrauch eingesetzt werden, wird im Wettkampfsport das Racebike aus aerodynamischen und fahrtechnischen Gesichtspunkten bevorzugt. Bei den Racebikes gibt es im Wesentlichen zwei Spezialisierungen mit verschiedenen Sitzpositionen: flach liegend, mit ausgestreckten Beinen (Liegebike) oder aufrecht knieend, mit nach vorne gebeugtem Oberkörper (Kniebike), siehe Abbildung 1.1. Liegebikes können auch von Menschen mit einer hohen Querschnittlähmung genutzt werden. Sie werden mit Rückenlehne gefahren und ausschließlich über die Armmuskeln angetrieben ("arm-powered"). Bei Kniebikes wird auf die Rückenlehne verzichtet und durch die Oberkörperbewegung kann auch vermehrt die Rumpfmuskulatur eingesetzt werden

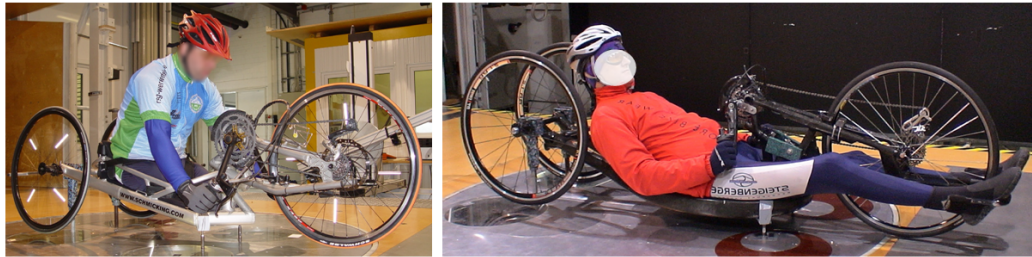


Abbildung 1.1: Vergleich von Knie- (links) und Liegebike (rechts).

(”arm-trunk-powered”). Die Kniebikes werden hauptsächlich von Amputierten oder von Querschnittgelähmten mit einer niedrigen Läsionshöhe eingesetzt. Durch die knieende Position kann mehr Kraft auf die Kurbel gebracht werden, dafür müssen aufgrund der aufrechten Sitzposition aerodynamische Nachteile in Kauf genommen werden.

Durch die erstmalige Einbindung der Disziplin Handcycling in das reguläre Wettkampfprogramm der Paralympics 2004 in Athen, hat sich seine Bedeutung für den Spitzensport der Behinderten weiter gesteigert. Zu den Wettkampfdisziplinen der Handbiker zählen neben den bekannten Stadtmarrathons unter anderem das Einzelzeitfahren sowie Straßenrennen. In der eher auf Mittel- und Langstrecken ausgelegten Sportart spielt neben technik- und kraftspezifischen Gesichtspunkten eine hohe Ausdauerleistungsfähigkeit die leistungsbestimmende Rolle.

Es gibt drei grundlegende Strategien zur Optimierung des Gesamtsystems Handbike-Sportler, wobei der Schwerpunkt der Optimierung auf einer Reduktion der Gelenkbelastungen (vor allem für den Breitensport interessant) oder auf einer Leistungsmaximierung (vor allem für den Leistungssport interessant) liegen kann:

1. Steigerung der Leistungsfähigkeit des Sportlers über Kraft- und Ausdauertraining
2. Verbesserung des Handbikes und dessen Mechanik an sich
3. Ergonomische Optimierung der Antriebsbewegung und weiterer Aspekte der Schnittstelle Athlet-Handbike, über verbesserte Krafteinsätze oder eine weniger belastende Bewegungsform

Das Ergebnis intensiverer Trainingsarbeit der letzten Jahre ist eine explosive Leistungsentwicklung, die mittlerweile Trainingsumfänge, sowie eine Spezialisierung behinderter Sportler vergleichbar dem Nichtbehinderten erfordert, um in der internationalen Spitze mithalten zu können. So zeigte sich zum

Beispiel eine Steigerung der jährlichen Kilometerleistung bei einer Befragung von 15 Handbikern des Bundeskaders, von etwa 4500 gefahrenen Kilometern im Jahr 2000, auf über 9000 km im Jahr 2004 (Kromer, 2007). Parallel zur Intensivierung der Trainingsarbeit erfolgte eine Weiterentwicklung und Optimierung des Sportgerätes, so dass heute hochtechnisierte Racebikes die leistungssportliche Szene beherrschen. Die Verbesserung der Fahreigenschaften der Handbikes wurden insbesondere erreicht durch eine Absenkung des Sportgerätes zum Boden hin (ermöglicht höhere Kurvengeschwindigkeiten bei verbesserter Aerodynamik), eine Erhöhung der Rahmensteifigkeit (weniger Energieverluste bei der Kraftübertragung) und vor allem durch leichtere Handbikes (von 2000 bis 2005 gab es eine Gewichtsreduzierung bei Kniebikes um 36% und bei Liegebikes um 11%, Kromer 2007). Durch diese Professionalisierung des Handcyclingsports, zum einen im Trainingsbereich und zum anderen durch Verbesserungen der Handbikes an sich, werden mittlerweile Leistungen und durchschnittliche Fahrgeschwindigkeiten erreicht, die in einem dem Radsport ähnlich Bereich liegen. Bei den Paralympischen Spielen 2008 in Beijing erreichte der Gewinner der Goldmedaille im Einzelzeitfahren der Division HC-C (Handcycling Paraplegiker) eine durchschnittliche Geschwindigkeit von 37,6 km/h (12,7 km in 20:16:52 min), während die Goldmedaille im Einzelzeitfahren der Radsportler mit einer Durchschnittsgeschwindigkeit von 45,6 km/h (47,3 km in 1:02:11.43 h) gewonnen wurde. Auch extreme sportliche Leistungen mit Handbikes, wie die Absolvierung des Stykkeprøven Rennens (ultra-langer Radmarathon über 540 km durch Norwegen), sind so möglich geworden (Abel u. a., 2010). Dies zeigt, dass es im Handcycling und im Radsport analoge biomechanische und aerodynamische Fragestellungen bezüglich leistungsbeeinflussender Faktoren gibt, wie zum Beispiel die Sitzposition, die Kurbelfrequenz und die Kurbellänge. Während im Radsport sehr viele Untersuchungen zur Schnittstelle Fahrrad-Sportler existieren, erfolgt die individuelle Anpassung des Sportgerätes Handbike an den Athleten eher unsystematisch. Ausgehend von einem Standardgerät werden, in der Regel von den behinderten Leistungssportlern selbst, in Form von Eigenarbeiten und einem "Try-and-Error"-Verfahren, verschiedene Einstellungen ausprobiert und im Feld eingesetzt. Die ergonomische Optimierung der Antriebsbewegung, sowie weiterer Aspekte der Schnittstelle Athlet-Handbike über verbesserte Krafteinsätze oder eine weniger belastende Bewegungsform, wurde bisher vernachlässigt und bietet daher ein großes Potential zu weiteren Verbesserungen im Handcyclingsport.

Aus diesen Überlegungen heraus entstand die Idee des Projektes "Optimierung Handbike" (Klöpfer u. a., 2004; Krämer u. a., 2006; Böhm u. a., 2006b), in der die Antriebsbewegung des Handbikes grundsätzlich untersucht werden sollte. Die Zielsetzung des Projektes war die Erhöhung der Leistungs-

fähigkeit des Gesamtsystems Handbike-Athlet über eine Verbesserung der Ergonomie der Schnittstelle des Hand-Arm-Systems mit dem Sportgerät. Dazu wurden zunächst Schwachstellen des Antriebs identifiziert, bessere Lösungen gesucht und diese im Vergleich zur konventionellen Umsetzung getestet.

Dabei war sowohl eine sportwissenschaftliche Betrachtungsweise (optimale Kräfteinsätze, Biomechanik, eingesetzte Muskelgruppen, Art der Behinderung, Energiestoffwechsel), als auch Überlegungen zu technischen und physikalischen Gesichtspunkten (Wirkungsgrad, Energie- und Arbeitsbilanz) notwendig. Dieser interdisziplinäre Ansatz wurde dadurch realisiert, dass das Projekt "Optimierung Handbike" im Rahmen zweier Promotionen bearbeitet wurde: eine im Bereich Sportwissenschaft (Klöpfer-Krämer, 2009), die andere, hier vorliegende Arbeit, im Bereich Ingenieurwissenschaft.

1.2 Aufbau der Arbeit

Die hier vorgestellte Arbeit besteht aus mehreren Teiluntersuchungen, die in sich geschlossene Studien darstellen. Zur besseren Übersichtlichkeit der Inhalte der einzelnen Teiluntersuchungen und deren Wechselwirkungen, wird daher in diesem Kapitel der Aufbau der Arbeit erläutert. Folgende Arbeitsschritte wurden innerhalb der hier vorgestellten Arbeit durchgeführt:

1. Analyse des aktuellen Forschungsstandes im Bereich Handbiken
2. Ermittlung der leistungsbestimmenden Kriterien im Handcyclingsport
3. Analyse des Sportgerätes Handbike, unter besonderer Berücksichtigung der Biomechanik der Handbike-Antriebsbewegung
4. Aufdecken von Schwachstellen und Suche nach besseren Lösungen mittels theoretischer Überlegungen, Voruntersuchungen und mit Hilfe von mathematischer Modellierung
5. Technische Umsetzung der gefundenen Lösungsalternativen und deren experimentelle Untersuchung

Die einzelnen Arbeitsschritte finden sich auch in den nachfolgenden Kapiteln wieder. Wie eingangs erwähnt, besteht diese Arbeit aus mehreren empirischen Teiluntersuchungen, die sich in den Kapiteln 5.1: "Windkanalmessungen", 5.2: "Antriebsbewegung", 5.3: "Kurbellänge und Kurbelbreite" und Kapitel 5.4: "Handbikegriff" wiederfinden. Diese Teiluntersuchungen wurden unabhängig voneinander durchgeführt, ihre Ergebnisse wechselwirken allerdings miteinander. Daher findet sich allgemeines Hintergrundwissen, die für alle Untersuchungen benötigten Methoden, sowie die Diskussion der für die gesamte Arbeit entscheidenden Ergebnisse auch in den übergeordneten Ka-

piteln 3: "Hintergrundwissen und Methoden" und 6: "Zusammenführung der Ergebnisse und Hypothesenprüfung", gemeinsam wieder. Spezielles Hintergrundwissen, Einzelheiten zur angewandten Methodik in den Teiluntersuchungen, deren Ergebnisse, sowie die Diskussion der Ergebnisse die nur für die entsprechende Teiluntersuchung wichtig waren, werden in den Kapiteln 5.1 bis 5.4 beschrieben. Außer den empirischen Untersuchungen wurden explorative Untersuchungen zur Theoriebildung durchgeführt. Diese bestanden aus theoretischen Vorüberlegungen (Kap. 4.1: "Analyse des Sportgerätes Handbike", Kap. 4.2: "Biomechanische Analyse des Handbikegriffes" und Kap. 4.3: "Biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung") sowie einer mathematischen Modellierung (Kap. 4.4: "Muskel-Skelett-Modelle" und Kap. 4.5: "3D-Muskellängenberechnung").

Das Kapitel 2 gibt einen Überblick über den aktuellen Forschungsstand zum Thema Handbike. Dabei wird insbesondere dargestellt, welche Aspekte der leistungsbestimmenden Kriterien mittlerweile wissenschaftlich gut untersucht wurden, beziehungsweise wo noch Defizite zu finden sind.

Im Kapitel 3 wird das für ein besseres Verständnis der Arbeit notwendige Hintergrundwissen zusammengetragen. Zunächst wird erklärt, was in dieser Arbeit unter dem Begriff "Ergonomische Optimierung des Handbikes" verstanden wird. Danach werden die leistungsbestimmenden Kriterien im Handcyclingsport zusammengetragen und diejenigen herausgearbeitet, die hier näher untersucht werden sollen. Diese Faktoren werden anschließend näher erläutert: es werden die Parameter aufgezählt, die sie beeinflussen sowie Methoden vorgestellt um sie zu quantifizieren. Die hier vorgestellten Methoden kommen im Kapitel 5 zum Einsatz. Natürlich hat auch die Läsionshöhe einen entscheidenden Einfluss auf die Leistungsfähigkeit eines Handbike-Sportlers. Warum dennoch in dieser Arbeit hauptsächlich auf gehfähige Probanden zurückgegriffen wird, bedarf ebenfalls einer Erläuterung in Kapitel 3. Abschließend werden Methoden der mathematischen Modellierung vorgestellt, da diese eine wesentliche Rolle in der explorativen Untersuchung von neuartigen und virtuellen Antriebskonzepten spielen.

Die explorativen Untersuchungen in Kapitel 4 dienen der Theoriebildung: Hier werden diejenigen Parameter ermittelt, deren Optimierung eine Erhöhung der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems des Athleten in seinem Sportgerät versprechen. Theoretische Überlegungen, Voruntersuchungen und mathematische Modellierung kommen dabei zum Einsatz. Aus den in Kapitel 4 angestellten Überlegungen werden auch die Hypothesen abgeleitet (Kap. 4.6: "Hypothesenformulierung"), die im weiteren Verlauf der Arbeit zu überprüfen sind. Da es sich bei dem Unterkapitel 4.4: "Muskel-Skelett-Modelle" um eine eigenständige, detaillierte Untersuchung handelt ist dieses Kapitel wiederum in die Unterkapitel Methodik, Ergebnisse und Diskussion unter-

teilt. Das Kapitel 4.5 ab Seite 61: "3D-Muskellängenberechnung" besitzt eine Sonderstellung. Aus den in diesem Kapitel erzielten Ergebnissen werden keine Hypothesen abgeleitet, sondern hier wird eine Methodik zur dreidimensionalen Muskellängenberechnung erarbeitet, die für zukünftige Studien, die auf der hier vorgestellten Arbeit aufbauen, notwendig ist.

Im Kapitel 5: "Empirische Untersuchungen zur Theorieprüfung", werden die experimentellen Messreihen vorgestellt, die zur Überprüfung der Hypothesen durchgeführt wurden. Da es sich dabei um mehrere unabhängige Teiluntersuchungen handelt, sind sie wiederum in die Unterkapitel Methodik, Ergebnisse und Diskussion unterteilt.

Die Zusammenhänge der Ergebnisse der verschiedenen Teiluntersuchungen werden im Kapitel 6 dargestellt. Außerdem werden hier die Hypothesen überprüft und, vor allem wenn die Annahmen aus Kapitel 4 nicht bestätigt wurden, diskutiert.

Die Vorgehensweise im Projekt "Optimierung Handbike" und in der hier vorgestellten Arbeit wird abschließend in Kapitel 7: "Schlussfolgerungen und Ausblick" besprochen. Desweiteren werden die nächsten Schritte und mögliche, auf dieser Arbeit aufbauende Studien vorgeschlagen.

Wie zu Beginn der Einleitung erwähnt (Kap. 1.1), wurde die hier vorgestellte Arbeit im Rahmen des interdisziplinären Forschungsprojektes "Optimierung Handbike" durchgeführt. Daher sind die Inhalte der Teiluntersuchung "Antriebsbewegung", vor allem aus sportwissenschaftlicher Sicht, auch in der Dissertation von Klöpfer-Krämer (2009): "Vergleichende Bewertung des konventionellen Antriebs mit alternativen Antriebskonzepten für das Behindertensportgerät Handbike" nachzulesen.

Kapitel 2

Aktueller Forschungsstand

Seit seinem vermehrten Aufkommen in den Achtziger Jahren, ist das Handbike auch Gegenstand wissenschaftlicher Studien. Ein Vergleich verschiedener Bewegungsformen mit denen Rollstühle über die Arme angetrieben werden können (Handantrieb, Hebelantrieb oder Kurbelantrieb) zeigt, dass die Kurbelbewegung des Handbikes sowohl weniger gelenkbelastend, als auch ökonomischer bezüglich des Energieverbrauches ist, als andere Antriebsformen (Smith u. a., 1983; Gass und Camp, 1984; van der Woude u. a., 1986; Oertel u. a., 1999; Mukherjee und Samanta, 2001; van der Woude u. a., 2001; Hintzi u. a., 2002; Dallmeijer u. a., 2004b). Viele Studien beschäftigten sich mit leistungsphysiologischen Untersuchungen (z.B. Herzfrequenz, Laktat, Energieverbrauch, physiologischer Wirkungsgrad) der runden Handbikebewegung (Coutts u. a., 1983; Wicks u. a., 1983; Gass u. a., 1995; Schmid u. a., 1998a; Janssen u. a., 2001; Abel, 2002; Abel u. a., 2003a; Knechtle u. a., 2004; Abel u. a., 2006). Vor allem durch die Arbeitsgruppe um Schmid aus Freiburg sind auch die Unterschiede in der Belastungsreaktion von querschnittgelähmten und gehfähigen Sportlern hinsichtlich kardiozirkulatorischer, metabolischer und hormoneller Veränderungen wohlbekannt (siehe unter anderem Schmid u. a. 1998b,c, 2000). Lindschulten (2008) untersuchte hämatologische Aspekte und den Eisenstatus von Handbike-Athleten um sie mit Werten von Sportlern ohne körperliche Einschränkungen zu vergleichen. Diese Erkenntnisse ermöglichen mittlerweile konkrete, auf leistungsdiagnostischen Untersuchungen basierende Trainingsempfehlungen, so dass aus sportmedizinischer und trainingswissenschaftlicher Sicht mittlerweile gute strukturelle Voraussetzungen bestehen, den Athleten im Hinblick auf seine Wettkampfhöhepunkte in Topform zu bringen. Eine Langzeitstudie von Kromer (2007) belegt diese Aussage, indem sie die Leistungssprünge der physiologischen Parameter der deutschen Kaderathleten im Handcycling in den Jahren 2000-2005 aufzeigt.

Außer der Ermittlung leistungsphysiologischer Parameter gibt es auch

erste Ansätze, um die der Handbikebewegung zugrundeliegenden Mechanismen auf biomechanischer Ebene besser zu verstehen. Dazu wurden folgende Parameter untersucht: die Muskelaktivität während der Handbikebewegung, das auf die Kurbeln übertragene Drehmoment, die Bestimmung der Bewegungseffizienz aus Messungen der radialen und tangentialen Kräfte, sowie die Ermittlung der Kurbelfrequenz bei unterschiedlichen Belastungen (DeCoster u. a., 1999; Verellen u. a., 2004b,a; Faupin, 2005; Lindschulten, 2008; Verellen u. a., 2008). Im Vergleich zum Radsport existieren jedoch bisher nur wenige Untersuchungen, die sich mit der Optimierung der Handbike-Bewegung aus biomechanischer Sicht beschäftigen.

Im letzten Jahrzehnt haben sich die Rahmenbedingungen in der Sportart Handcycling verbessert, indem die Wettkampfstruktur bis hin zu einer paralympischen Disziplin professionalisiert und die Trainingsbedingungen optimiert wurden. Aber auch das Handbike selbst unterlag einer rasanten Entwicklung, von seinem ersten Erscheinen als Adaptivbike hin zu einem hochtechnisierten Sportgerät. In seiner "Langzeitstudie über die technische Entwicklung und die physiologischen Leistungsparameter der (deutschen) Kaderathleten im Handcyclingsport" stellt Kromer (2007) fest, dass sich die erreichten Wettkampfleistungen deutlicher gesteigert haben als die Leistungsfähigkeit der Handbikesportler. Die verbesserten Wettkampfleistungen sind also insbesondere auf die Optimierung des Handbikes selbst (reduziertes Gewicht, verringerter Luftwiderstand, individuellere Anpassung an die Anthropometrie) zurückzuführen. In der Weiterentwicklung des Sportgerätes sieht Kromer (2007) die Möglichkeit, die Wettkampfleistung auch zukünftig zu verbessern. Dennoch war das Handbike hinsichtlich technischer Fragestellungen und der Untersuchung des Sportgerätes, sowie der Schnittstelle Handbike-Sportler, lange kein Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Um die Ausdauerleistung zu maximieren, ist es jedoch notwendig, die Schnittstelle des Athleten zu seinem Handbike aus einer biomechanischen Sichtweise heraus so weit wie möglich zu optimieren (van der Woude u. a., 2001, 2006). Dennoch war lediglich die Kurbelanordnung (synchrone, parallele Kurbelanordnung versus asynchrone Kurbelanordnung wie beim Fahrrad) schon häufiger Gegenstand empirischer Studien (Hopman u. a., 1995; Mossberg u. a., 1999; van der Woude u. a., 2000; Abel u. a., 2003b; Dallmeijer u. a., 2004a; Bafghi u. a., 2008). Auch wenn diese Untersuchungen teilweise gegensätzliche Ergebnisse lieferten, lässt sich zusammenfassend sagen, dass die synchrone Kurbelanordnung, insbesondere für querschnittgelähmte Probanden, von Vorteil ist. Seit 2005 gerieten weitere Aspekte des Handbikes in den Fokus wissenschaftlicher Untersuchungen: Thees (2005) ermittelte den Einfluss verschiedener Griffwinkel beim Handbiken auf physiologische Parameter und fand keine signifikante Unterschiede. Faupin u. a. (2008) stellten einen signifikanten

ten Einfluss des Rückenlehnenwinkels und des Übersetzungsverhältnisses auf die Geschwindigkeit, die Kurbelfrequenz und kinematische Parameter während eines 8-sekündigen Handbike Sprints fest. Daraus konnten sie ableiten, dass gefähige Probanden die maximale Geschwindigkeit bei einer aufrechten Sitzposition ohne Rückenlehne und dem größten Übersetzungsverhältnis (44/21) erzielen. Dabei zeigten sich allerdings auch die größten Oberkörperbewegungen, die von querschnittgelähmten Athleten oftmals nicht durchführbar sind. Dass nicht nur empirische Untersuchungsmethoden zielführend sind, sondern dass eine systematische Variation von Parametern, vor allem auch mittels mathematischer Modellierung sinnvoll ist, zeigt die Untersuchung des Einflusses der Kurbelposition auf die "Range of Motion" und der damit verbundenen Gelenkbelastungen von Faupin und Gorce (2008). Mit Hilfe eines invers-dynamischen Modells konnten Faupin und Gorce (2008) schließen, dass das Kurbelgehäuse möglichst tief und nahe am Oberkörper positioniert und die Griffe nicht weiter als die Schulterbreite auseinander liegen sollten. Lindschulten (2008) untersuchte darüber hinaus den Einfluss der Kurbelhöhe auf die maximale Leistung beim Handbiken und konnte keinen signifikanten Effekt aufdecken. Goosey-Tolfrey u. a. (2008) ermittelten den Effekt zwei verschieden langer Kurbeln (180 und 220 mm) und Kurbelfrequenzen auf die Bewegungseffizienz bezüglich der Krafrichtung: die kürzere Kurbel war effizienter als die lange Kurbel, unabhängig von der Kurbelfrequenz. Die Kurbellänge beeinflusst auch die Kurbelfrequenz: In der Praxis ist zu beobachten, dass mit längeren Kurbeln die Kurbelfrequenz abnimmt. Die Kurbelfrequenz ist abhängig von der Muskelverkürzungsgeschwindigkeit und der Frequenz der Muskelaktivierung und -entspannung, von denen wiederum der metabolische Energieverbrauch und die Effizienz der Bewegung beeinflusst werden. Gemeinsam mit der Kurbellänge stellt die Kurbelfrequenz den für die Antriebsbewegung im Rad- und Handcyclingsport entscheidenden Parameter dar (Martin und Spirduso, 2001; MacDaniel u. a., 2002), der häufig Gegenstand sportwissenschaftlicher Untersuchungen ist. Aus der Kombination verschiedener Kurbelfrequenzen und Kurbellängen werden unterschiedliche Pedal- bzw. Griffgeschwindigkeiten erreicht und die Zusammenhänge zwischen Kurbelgeometrie, erreichter maximaler Leistung und leistungsstärkster Kurbelfrequenz, sowie Pedal- bzw. Griffgeschwindigkeit erlauben einen tieferen Einblick in die Biomechanik dieser Bewegungsform (Martin und Spirduso, 2001). Studien von Marais u. a. (2002) und Verellen u. a. (2004b) beschäftigten sich mit dem Einfluss der Kurbelfrequenz im Handcycling. Sie konnten zeigen, dass die spontan gewählte (nicht vorgegebene) Kurbelfrequenz, die im Normalfall nicht die ökonomischste ist, mit zunehmender Antriebsleistung ansteigt und dass die Bewegungseffizienz bezüglich der Krafrichtung (siehe Formel 3.6) mit zunehmender Kurbelfrequenz abnimmt. Dasselbe Ver-

halten von Sportlern ist aus dem Radsport bekannt und wird durch einen reduzierten anaeroben Energieverbrauch, aufgrund verringerter Pedalkräfte bei höheren Kurbelfrequenzen erklärt, der die verringerte Effizienz ausgleicht (Di Prampero, 2000). Kohler und Boutellier (2005) zeigten mittels einer theoretischen Beschreibung, basierend auf der Hillschen Gleichung (Kraft-Längen und Kraft-Geschwindigkeits-Relation), dass die leistungsstärkste Kurbelfrequenz höher ist als die effizienteste Kurbelfrequenz.

Wie eingangs erwähnt, konnten mehrere Studien zeigen, dass die Handbike-Antriebsbewegung bezüglich der Gelenkbelastungen und des physiologischen Wirkungsgrades Vorteile gegenüber dem herkömmlichen Rollstuhl-Handantrieb und dem Hebelantrieb hat. Es wurde jedoch bisher kaum versucht diese, aus dem Radsport übernommene Bewegung, noch besser an die biomechanischen Gegebenheiten der oberen Extremität anzupassen. Nach bestem Wissen des Autors beschäftigt sich lediglich die Studie von Maki u. a. (1995) mit einer alternativen Antriebsbewegung. Maki u. a. (1995) verglichen das konventionelle Handbike mit einem sogenannten "Rowcycle", also einem durch eine Ruderbewegung angetriebenen Handbike. Dabei untersuchten sie die Unterschiede der Herzfrequenz, des Atemminutenvolumen, der Sauerstoffaufnahme und des Energieverbrauchs. Signifikante Unterschiede in Bezug auf diese Parameter konnten zwischen den beiden Bewegungsformen nicht festgestellt werden. Ein Teilnehmer mit Tetraplegie gab jedoch an, dass die Ruderbewegung für seine Läsionshöhe und den damit verbundenen muskulären Einschränkungen (afunktionseller m. triceps brachii) besser geeignet wäre. Desweiteren beschäftigte sich ein Forschungsprojekt an der RWTH Aachen (Mobilität für Kinder mit spastischen Lähmungen) ebenfalls mit einer linearen Antriebsbewegung für das Handbike. Zielgruppe waren spastisch gelähmte Kinder, die aufgrund ihrer Bewegungsstörungen die runde Handbikebewegung oftmals nicht ausführen können. Eine koordinativ einfachere, lineare Auf- und Ab- beziehungsweise Vor-Zurück-Bewegung der Hände sind jedoch möglich und wurden in einem Linearantrieb umgesetzt (Riedel u. a., 2010).

Im Radsport hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, dass es nicht reicht, die physiologischen und trainingswissenschaftlichen Erkenntnisse an leistungssportlich orientierten Athleten weiterzugeben. Vielmehr ist eine ganzheitliche Herangehensweise notwendig, um die Leistung der Athleten weiter zu verbessern. Viele Faktoren spielen eine leistungsbestimmende Rolle des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät-Umwelt (Atkinson u. a. (2003); Faria u. a. (2005b), siehe auch Kap. 3.2 ab Seite 15). Ein entscheidender äußerer Faktor ist, analog zum Radsport, der Luftwiderstand des Sportlers in seinem Handbike. Um Kräfte zu sparen, ist es im Straßenrennen daher wichtig Windschatteneffekte auszunutzen und dahingehend taktische Überlegungen spielen ei-

ne Rennentscheidende Rolle. Lindschulten (2008) untersuchte die Leistungsreduzierung beim Windschattenfahren (vier Handbikes hintereinander), bei drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Die prozentuale Ersparnis betrug bis zu 25% (bei einer Geschwindigkeit von 28 km/h und für den Fahrer an der 2. Position), was eine erhebliche Reduktion darstellt. Eine weitere äußere Kraft, die den Gesamtwiderstand beim Handbiken mit bestimmt, ist der Rollwiderstand des Handbikes. Die Arbeitsgruppe um Dr. Abel (Institut für Motorik und Bewegungstechnik der Deutschen Sporthochschule in Köln) untersuchte im Rahmen des BISp- Projektes "Optimierung Handcycle" zwei Faktoren, die den Rollwiderstand beeinflussen: die Bereifung und den Sturz (Eskau, 2008/09). Dabei wurde der Rollwiderstand verschiedener Reifenhersteller und mit unterschiedlichem Reifendruck in einem Messplatz mit einzelnen Rädern vermessen. Der Einfluss des Sturzes der Hinterräder (2° - 10°) auf den Rollwiderstand wurde in einem Ausrollversuch, inklusive Sportlern und Berücksichtigung des Luftwiderstandes aufgrund der Kurbelbewegung, ermittelt. Ergebnisse dieser Untersuchung sind noch nicht veröffentlicht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die Forschungstätigkeit im Bereich Handcycling lange Zeit hauptsächlich mit leistungsphysiologischen Untersuchungen und trainingswissenschaftlichen Fragestellungen beschäftigt hat. Parallel dazu hat sich auch die Leistungsfähigkeit der Handbike-Athleten und deren Trainingsumfang deutlich gesteigert. Das Handbike an sich hat sich ebenso rasant weiterentwickelt, so dass heute von einem ausgereiften hochtechnisierten Sportgerät gesprochen werden kann. Diese Entwicklungsarbeit wurde von den Sportlern selbst und den Handbike-Herstellern geleistet. Es ist allerdings davon auszugehen, dass es mit zunehmender Technisierung des Sportgerätes unumgänglich ist diesen Prozess wissenschaftlich zu begleiten, was heutzutage noch kaum passiert. Dabei sind auch die äußeren Einflüsse, wie zum Beispiel der Luft- und Rollwiderstand, zu berücksichtigen. Ein großes Potential zur Verbesserung der Leistungsfähigkeit des Systems Handbike-Sportler, ist die Optimierung der Schnittstelle des Athleten zu seinem Handbike. Folgerichtig mehrten sich auch in den letzten Jahren die Untersuchungen, die sich mit der Biomechanik der Antriebsbewegung beim Handbiken beschäftigen und dabei die Anthropometrie des Sportlers berücksichtigen. Dennoch ist zu sagen, dass die Forschungstätigkeit im Bereich Handcycling bei Weitem noch nicht an die im Radsport heranreicht, obwohl die Sportart mittlerweile eine Professionalisierung und Verbreitung erreicht hat, bei der eine bessere wissenschaftliche Unterstützung weitere Leistungssprünge ermöglichen könnte.

Kapitel 3

Hintergrundwissen und Methoden

In diesem Kapitel ist das für ein besseres Verständnis der Arbeit notwendige Hintergrundwissen zusammengetragen. Dabei beschränkt sich die Beschreibung auf allgemeine Grundlagen, die für alle in dieser Arbeit durchgeführten Teiluntersuchungen benötigt werden.

3.1 Ergonomische Optimierung des Handbikes

Ziel der Ergonomie (international: "micro ergonomics") ist es einerseits die Leistungsfähigkeit des gesamten Arbeitssystems Mensch-Maschine zu erhöhen und andererseits die auf den arbeitenden (hier: sporttreibenden) Menschen einwirkenden Belastungen zu verringern (Schmidtke, 1993). In der hier vorliegenden Arbeit und bei der Optimierung des Handbikes spielen genau diese beiden Aspekte eine Rolle: im Leistungssportbereich steht jedoch sicherlich die Steigerung der Leistungsfähigkeit im Vordergrund, während im Breitensportbereich besonders die Minimierung zusätzlicher Belastungen angestrebt wird.

Diese Ziele der Ergonomie werden durch die Analyse der Aufgabenstellung, der Arbeitsumwelt und der Interaktion Mensch-Maschine erreicht. Bei der Analyse der Aufgabenstellung unterscheidet man zwischen verschiedenen Tätigkeitsformen: energetische Tätigkeiten (Erzeugung mechanischer Energie) und informatorische Tätigkeiten (Handhabung und Verarbeitung von Informationen). Bei energetischen Tätigkeiten handelt es sich um Aufgaben mit physischem Anforderungscharakter (körperliche Arbeit), bei denen das Muskel-Skelett-System und das Herz-Kreislauf-System in Anspruch genommen werden. Bei informatorischen Tätigkeiten handelt es sich um Aufgaben mit mentalem Anforderungscharakter (geistige Arbeit), bei denen die kognitiven Funktionen des Gehirns beansprucht werden. Dazwischen gibt es Auf-

gaben mit gemischtem Anforderungscharakter, die sowohl energetische als auch informatorische Tätigkeiten beinhalten. Der Schwerpunkt der Sportart Handcycling liegt naturgemäß auf den physischen Anforderungen, es handelt sich somit um eine energetische Tätigkeit. Gerade in der Rennsituation wird der Sportler jedoch auch mental gefordert, etwa wenn die Renntaktik eine wichtige Rolle spielt (siehe Kap. 3.2 auf der nächsten Seite). Die hier vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit den physischen Anforderungen an den Handbike-Athleten.

Selbstverständlich müssen bei der Analyse des gesamten Arbeitssystems auch die äußeren Umwelteinflüsse beachtet, sowie die geltenden Gesetze und Regelwerke eingehalten werden. Ein entscheidender Umwelteinfluss auf die Sportart Handcycling ist sicherlich der Einfluss des eventuell vorhandenen atmosphärischen Windes und des Fahrtwindes aufgrund der Fahrgeschwindigkeit. Der Atmosphärische und der Fahrtwind können die Fahreigenschaften negativ beeinträchtigen und die Leistungsfähigkeit des Systems Sportler-Handbike stark herabsetzen (siehe Kap. 3.3). Geltende Regelwerke sind vor allem während offiziellen Handbikerennen zu beachten. Bei internationalen Rennen und insbesondere bei den paralympischen Spielen gilt das Regelwerk der Union Cycliste Internationale (Union Cycliste Internationale, Version: 17.03.2009), das zum Beispiel Vorgaben an die Geometrie des Handbikes beinhaltet und aerodynamische Anbauten verbietet.

Die Ergonomie stellt den Menschen in den Mittelpunkt der Betrachtungen. Die Analyse des Mensch-Maschine-Systems (MMS) erfolgt im Hinblick auf die anthropometrische Anpassung des Sportgerätes. Diese bezieht sich auf die Gestaltung des Seh-, Greif- und Fußraumes, von Körperunterstützungen (z.B. Sitze), sowie auf die Auslegung und Anordnung von Stellteilen, z.B. der Bremsen und der Gangschaltung. Dabei spielt insbesondere die unterschiedliche Größe der Menschen eine vorrangige Rolle. Da bei der räumlichen Gestaltung des Sportgerätes außer der Kenntnis der Körpermaße auch eine "Festlegung" der Körperhaltung erforderlich ist, stellt sich die Frage, welche Körperhaltung aus ergonomischer Sicht und in Abhängigkeit des Gestaltungszieles anzustreben ist. Der Einfluss der vielfältigen Einstellmöglichkeiten moderner Handbikes (z.B. Rückenlehnenwinkel, Kurbellänge und -breite) auf die Gelenkbelastungen oder die Leistungsfähigkeit des Sportlers sind jedoch nur teilweise untersucht.

Ein weiterer Schwerpunkt der ergonomischen Arbeitsplatzanalyse ist die Gestaltung der mechanischen Tätigkeit, unter Berücksichtigung der Belastung und Leistungsfähigkeit der Muskeln, Gelenke und des Herz-Kreislauf-Systemes (siehe Kap. 3.4 ab Seite 21). Um die Belastungen zu minimieren und die Leistungsfähigkeit zu maximieren, kommen bei dieser biomechanischen Betrachtungsweise die Gestaltungsprinzipien "Minimierung der zu leisten-

den Arbeit", "Optimierung der Kraftaufbringung", sowie "Optimierung des Wirkungsgrades" zum Einsatz. Bei der aufzubringenden Arbeit ist vor allem die Muskularbeitsform (statisch oder dynamisch) zur berücksichtigen, da der Mensch im Gegensatz zur Maschine auch bei isometrischen Tätigkeiten Arbeit verrichtet (siehe Kap. 3.4). Die dabei zu leistende Haltearbeit hängt von der Körperhaltung ab. Die Körperposition beeinflusst darüber hinaus auch die Muskelkraft, da sich während der Bewegung außer der Muskellänge auch der wirksame Hebelarm verändert. Ebenso muss bei der Analyse der Muskelkraft die Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeitsrelation berücksichtigt werden (Hill (1938), siehe auch Kap. 3.4). Desweiteren hängen die aufzubringenden Kräfte auch von der Kraft- und Momentenrichtung, sowie von den Abstützungsmöglichkeiten ab. Die Einschätzung der menschlichen Körperkräfte bei einer gegebenen Bewegung ist unter Berücksichtigung aller Randbedingungen kaum möglich. Es existieren jedoch eine Reihe von spezifischen Erkenntnissen, aus denen die Kraftausübung für den Einzelfall abgeleitet werden kann. Angaben über die Hand-Arm-Kräfte für verschiedene Kraft- und Momentangriffsrichtungen und verschiedene Extremitätenpositionen finden sich, grafisch dargestellt in Form von sogenannten "Isodynern", also Linien gleicher Kraft, in der DIN-Norm 33411: Körperkräfte des Menschen (DIN-Norm, 33411), sowie bei Rohmert (1962, 1966). Die Analyse des physiologischen Wirkungsgrades einer mechanischen Tätigkeit erfolgt über eine Betrachtung des Stoffwechsels und der Energetik. Dabei wird mit Hilfe der Spiroergometrie der Gesamtenergieumsatz ermittelt (siehe Kap. 3.4). Anhand der Betrachtung des Energieumsatzes kann auch die maximale Leistungsfähigkeit des kardio-respiratorischen Systems bestimmt werden.

Dieser biomechanische Ansatz spielt bei der Optimierung von Sportgeräten und Bewegungen die entscheidende Rolle. Die Analyse bestehender Bewegungen erfolgt dabei über eine Untersuchung der Krafteinsätze, des Energieumsatzes und der Bestimmung des physiologischen Wirkungsgrades. Wenn neue Bewegungsformen abgeleitet werden sollen, sind Kenntnisse des Potentials der Kraft- und Momentenaufbringung bedeutsam.

3.2 Leistungsfähigkeit von Handbike-Athleten

In diesem Kapitel werden die leistungsbestimmenden Kriterien des Handcycling-Sports ermittelt. Dabei werden auch Analogien zum Radsport genutzt. Schließlich werden diejenigen Kriterien herausgearbeitet, die aus ergonomischer Sicht eine Rolle spielen und die im weiteren Verlauf dieser Arbeit näher untersucht werden.

Die Fahrradergometrie (siehe Kap. 3.4) wird aufgrund ihrer einfachen Zu-

gänglichkeit schon lange als Methode eingesetzt, wenn biomechanische oder trainingswissenschaftliche Fragestellungen geklärt werden sollen. Radsportler und deren Trainer können dabei insbesondere von Übersichtsstudien (Faria u. a., 2005b) profitieren, die die in verschiedenen Studien gewonnenen physiologischen und trainingswissenschaftlichen Erkenntnisse zusammenfassen. Gerade bei leistungssportlich orientierten Athleten, die eventuell sogar an Rennen teilnehmen, spielen jedoch sehr viel weitere Faktoren eine leistungsbestimmende Rolle des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät-Umwelt. In den letzten Jahren wurde daher versucht, über eine ganzheitliche Herangehensweise den Einfluss der verschiedenen Faktoren und deren Zusammenspiel zu analysieren (Faria u. a., 2005a; Atkinson u. a., 2003). Aufgrund der Ähnlichkeit der Sportart Handcycling mit dem Radsport, können viele Erkenntnisse aus dem Radsport übertragen werden. In Abbildung 3.1 ist, in Anlehnung an Atkinson u. a. (2003) und Lindschulten (2008), ein schematisches Modell der komplexen Interaktionen der verschiedenen leistungsbestimmenden Faktoren in der Sportart Handcycling gezeigt. Zusätzlich zum Radsport wurde hier noch der Einfluss der Läsionshöhe und die physischen Einschränkungen durch die Querschnittlähmung, die die physiologischen Fähigkeiten des Athleten, die Sitzposition und die Konstruktion des Handbikes beeinflussen, berücksichtigt.

Das Ziel eines Handbikers ist es eine maximale Leistung zu erreichen, um dadurch eine möglichst hohe Geschwindigkeit über den gesamten Rennverlauf zu erzielen (grün umrahmte Faktoren in Abb. 3.1). Alle anderen dargestellten Faktoren beeinflussen entweder die erbrachte Leistung oder die erreichte Geschwindigkeit, oder sie beeinflussen sogar beide Ziele einzeln. Außerdem können die Faktoren dabei auch in Interaktion mit den anderen Faktoren wirken.

Es ist offensichtlich, dass die physiologischen Eigenschaften des Athleten, wie zum Beispiel die maximale Sauerstoffaufnahme, die maximale Leistung und die Leistung an der aerob-anaeroben Schwelle (siehe auch Kap. 3.4) direkt die Leistung bestimmen, die der Handbiker aufbringen kann. Außer den angeborenen physiologischen Fähigkeiten, haben auch das Training, die Ernährung, sowie die Rennstrategie großen Einfluss auf die Gesamtleistung, die der Sportler über ein Rennen erreichen kann. Unter der Rennstrategie wird hierbei verstanden, ob der Athlet seine Leistung gleichmäßig über das gesamte Rennen aufbringt, oder ob er zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Rennens eine geringere oder höhere Leistung erzielen will. Auch die Sitzposition und Körperhaltung (siehe Kap. 3.1 ab Seite 13 und 4.1 ab Seite 39) unterstützen oder hemmen durch "gute" beziehungsweise "schlechte" Kräfteinsätze die erreichte Leistung.

Die Geschwindigkeit, die ein Handbiker erreicht, hängt jedoch nicht nur

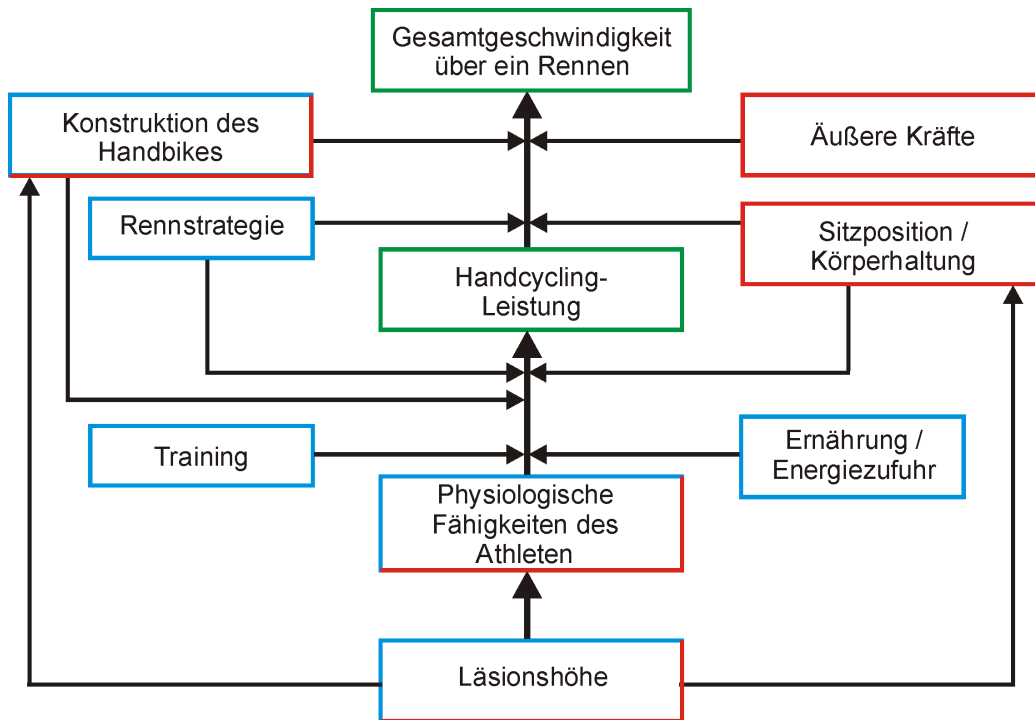


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung der verschiedenartigen Faktoren und Wechselwirkungen, die die Handcycling Leistung und Geschwindigkeit beeinflussen (in Anlehnung an Atkinson u. a. 2003 und Lindschulten 2008). Grün umrahmte Faktoren definieren die Ziele des Handbike-Athleten. Rot umrahmte Faktoren werden, im Gegensatz zu den blau umrahmten Faktoren, in der hier vorgestellten Arbeit näher behandelt.

von der Leistung ab die der Sportler zu übertragen vermag. Äußere physikalische Kräfte, wie zum Beispiel der Luft- und der Steigungswiderstand, beeinflussen in hohem Maße die erreichte Geschwindigkeit bei einer gegebenen Leistung. Dies spielt umso mehr eine Rolle, da im Handcycling mittlerweile Fahrgeschwindigkeiten erreicht werden, die in derselben Größenordnung liegen wie die beim Radsport erreichten Geschwindigkeiten (siehe Kap. 1.1 und 3.3). Diese Widerstandskräfte beeinflussen unter Umständen auch die Wahl eines bestimmten Handbikes beziehungsweise dessen Komponenten: In Abhängigkeit des Streckenprofils wird sich der Athlet sein für sich optimales Handbike zusammenstellen. Wie in Abbildung 3.1 gezeigt ist, beeinflusst die Sitzposition nicht nur die aufzubringende Leistung, sondern hat im Zusammenspiel mit den aerodynamischen Eigenschaften des Handbikes und des Luftwiderstandes direkten Einfluss auf die Geschwindigkeit die aufgrund einer aufgebrauchten Leistung erreicht wird. Auch die Rennstrategie kann den

Luftwiderstand und somit die Wechselwirkung von Leistung zu Geschwindigkeit positiv oder negativ beeinflussen. Unter dem leistungsbestimmenden Faktor "Konstruktion Handbike" wird hier zweierlei verstanden: Zum einen handelt es sich um die rein technische Weiterentwicklung des Sportgerätes an sich, zum anderen um die Verbesserung der Schnittstelle zwischen Athlet und Sportgerät. Eine leichtere Bauweise, eine höhere Rahmensteifigkeit, eine verbesserte Aerodynamik oder ein höherer Wirkungsgrad aufgrund weniger Reibung in der Kette oder den Lagern, führt zu einer höheren Geschwindigkeit bei gegebener Leistung. Unter Verbesserung der Schnittstelle zwischen Sportler und Handbike ist hier die Unterstützung der Krafteinsätze des Sportlers, durch konstruktive Veränderungen des Sportgerätes gemeint. So kann zum Beispiel eine individuell gefertigte und an die Anthropometrie des Sportlers angepasste Rückenlehne zu einer besseren Abstützung und damit zu höheren Krafteinsätzen und zu einem geringeren Energieumsatz aufgrund verringerter statischer Haltearbeit des Oberkörpers führen. Daraus resultiert eine erhöhte Leistung und ein höherer physiologischer Wirkungsgrad (siehe Kap. 3.4).

Gerade das Zusammenspiel von eventuell gegensätzlichen leistungsbestimmenden Faktoren, wie zum Beispiel der Sitzposition und des Luftwiderstand (siehe auch Studie von Gnehm u. a. (1997) in Kap. 3.3 auf der nächsten Seite) zeigt, dass es von entscheidender Bedeutung ist, das Gesamtsystem des Athleten mit seinem Sportgerät und den Umwelteinflüssen zu berücksichtigen: Eine hohe Leistung aufgrund optimal gewählter Handbike-Einstellungen kann, wegen eines erhöhten Luftwiderstandes, dennoch zu einer niedrigeren Geschwindigkeit führen.

Eine Langzeitstudie über die technische Entwicklung und die physiologischen Leistungsparameter der deutschen Kaderathleten im Handcyclingsport (Kromer, 2007) zeigt, dass sowohl national, als auch international die durchschnittlich gefahrene Geschwindigkeit, als Merkmal der Wettkampfleistung in allen Leistungsklassen seit dem Jahr 2000 deutlich zugenommen hat. Dieser Leistungsanstieg wird auf eine optimierte Trainings- und Wettkampfstruktur zurückgeführt, was sich auch in verbesserten physiologischen Eigenschaften der untersuchten Athleten widerspiegelt (zum Beispiel Steigerung der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit und der Leistung an der individuellen anaeroben Schwelle, siehe Kap. 3.4). In den letzten Jahren zeigte sich dabei eine gewisse Sättigung in der Verbesserung der physiologischen Parameter, d.h. die größten Leistungssprünge aufgrund eines professionalisierten Trainings scheinen vorüber zu sein. Kromer (2007) stellt in seiner Langzeitstudie auch fest, dass die Steigerung der Wettkampfleistungen nicht alleine aufgrund verbesserter physiologischer Eigenschaften erklärt werden kann, sondern vor allem auch auf Veränderungen am Handbike selbst zurückzuführen sind. Verbesserungen in der Ergonomie (Anpassung der Sitzeinstellungen an

den Handbiker), Erhöhung der Rahmensteifigkeit und eine Verringerung des Gewichtes haben die Leistungssprünge erst ermöglicht. In der Weiterentwicklung des Sportgerätes wird die Möglichkeit gesehen, die Wettkampfleistung im Handcycling weiterhin zu verbessern.

Da das Handbike in der hier vorgestellten Untersuchung aus ergonomischer Sicht optimiert werden soll (siehe Kap. 3.1), werden im Verlaufe der weiteren Arbeit nur die leistungsbestimmenden Faktoren näher untersucht, die einen Einfluss auf die Schnittstelle des Handbikes mit dem Athleten haben. Daher werden die Faktoren "Rennstrategie", "Training" sowie "Ernährung und Energiezufuhr" nicht näher beleuchtet. Der Faktor "Sitzposition und Körperhaltung" ist dagegen von entscheidender Bedeutung und soll vor allem bezüglich der anthropometrischen Anpassung an den individuellen Sportler untersucht werden. Die Konstruktion des Handbikes wird nur bezüglich der Auswirkungen auf die Faktoren "Sitzposition und Körperhaltung" beziehungsweise "Physiologische Fähigkeiten des Athleten" betrachtet. Dabei spielt vor allem die Aerodynamik des Handbikes und die Unterstützung der Krafteinsätze der Athleten eine Rolle. Konstruktive Verbesserungen, die sich nur auf das Sportgerät an sich beziehen, werden nicht untersucht. Auch die physiologischen Fähigkeiten der Athleten sollen in dieser Arbeit nur eine Rolle spielen, wenn sie durch eine veränderte Sitzposition und Körperhaltung oder durch konstruktive Veränderungen am Handbike beeinflusst werden. Der Luftwiderstand darf bei der Untersuchung verbesserter Krafteinsätze nicht vernachlässigt werden, da er vor allem in der Wechselwirkung mit der Sitzposition und Körperhaltung einen entscheidenden Einfluss auf die erreichte Geschwindigkeit hat (siehe Kap. 3.3). Es ist offensichtlich, dass die Läsionshöhe und der Einfluss der Querschnittlähmung sowohl den Athleten, als auch die Ansprüche an das Sportgerät Handbike grundlegend beeinflussen. Da es sich bei den hier vorgestellten Untersuchung jedoch um Grundlagenuntersuchungen handelt, wird der Einfluss der Läsionshöhe aus methodischen Gründen ausgeschlossen (siehe Kap. 3.5). Es wurden jedoch Einzelstudien und Vergleichsuntersuchungen mit querschnittgelähmten Handbikern durchgeführt und mit den Grundlagenuntersuchungen verglichen.

3.3 Aerodynamik

Will man ein Handbike durch eine Verbesserung der Krafteinsätze ergonomisch optimieren, spielt die Aerodynamik auf den ersten Blick keine Rolle. Allerdings handelt es sich bei dem aerodynamischen Widerstand um diejenige äußere Kraft, die bei höheren Geschwindigkeiten den entscheidenden Einfluss hat, da der Luftwiderstand mit der Fahrgeschwindigkeit quadratisch

ansteigt:

$$\mathbf{F}_{Luft} = \frac{1}{2} \cdot \rho_{Luft} \cdot c_w \cdot A \cdot \mathbf{v}^2 \quad (3.1)$$

Mit F_{Luft} : Luftwiderstand, ρ_{Luft} : Luftdichte, c_w : formabhängiger Luftwiderstandsbeiwert, A : projizierte Stirnfläche, v : Fahrgeschwindigkeit.

Somit steigt die Leistung, die zur Überwindung des Luftwiderstandes nötig ist, in der dritten Potenz der Geschwindigkeit an: $P_{Luft} = F_{Luft} \cdot v$. Aus dem Radsport ist bekannt, dass ab einer Geschwindigkeit von etwa 30 km/h der Luftwiderstand 80%-90% des Gesamtwiderstandes ausmacht, der sich aus Luftwiderstand, Rollwiderstand und Steigungswiderstand zusammensetzt (Gressmann, 2003). Geschwindigkeiten in dieser Höhe werden mittlerweile auch von Handbikern erreicht: Wie bereits in der Einleitung erwähnt (siehe Kap. 1.1), fuhr der Goldmedaillengewinner im Einzelzeitfahren der Division HC-C (Handcycling Paraplegiker) bei den Paralympischen Spielen 2008 in Bejing über 12,7 km eine durchschnittliche Geschwindigkeit von 37,6 km/h. Somit spielen die aerodynamischen Eigenschaften und der Luftwiderstand des Systems Handbike-Sportler eine entscheidende Rolle bei der Ermittlung der Leistungsfähigkeit eines Handbike-Athleten.

Verschiedene Faktoren, wie zum Beispiel die Kurbelgeometrie (Kurbellänge und -breite, siehe Kap. 5.3 ab Seite 105) und der Rückenlehnenwinkel beeinflussen direkt den aerodynamischen Luftwiderstand. Liegebiker versuchen möglichst flach und damit aerodynamisch günstig auf ihrem Bike zu liegen. Außerdem ist davon auszugehen, dass eine längere und breitere Kurbel den Luftwiderstand und damit auch den Kraftaufwand erhöht, der notwendig ist, um eine bestimmte Geschwindigkeit zu erreichen. Der Einfluss des Luftwiderstandes darf daher bei der Ermittlung der optimalen Kurbelgeometrie zur maximalen Leistungsfähigkeit (siehe Kap. 5.3) nicht vernachlässigt werden. Vielmehr gilt es ein Optimum der Kurbelgeometrie aus maximaler Leistung bei minimalem Luftwiderstand zu finden. Es ist also immer das Gesamtsystem Athlet-Sportgerät mit allen Einflussfaktoren zu berücksichtigen. Das Zusammenspiel von aerodynamischer und physiologischer Leistungsfähigkeit wurde von Gnehm u. a. (1997) im Radsport untersucht: Dabei zeigte sich ein signifikanter Anstieg von physiologischen Parametern (Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Respiratorischer Quotient, siehe Kap. 3.4) bei einer aerodynamischen Sitzposition im Zeitfahren (flach nach vorne liegend mit Zeitfahrenlenker), im Vergleich zu einer aufrechten Sitzposition. Dies führte zu einer Zunahme des Energieverbrauches der Athleten und somit zu einer Verschlechterung des physiologischen Wirkungsgrades (siehe Kap. 3.4 auf der nächsten Seite) von etwa 3%. Auf der anderen Seite reduzierte sich der Luftwiderstand aufgrund der aerodynamischen Sitzposition um 30-35%. Bei einer Fahrgeschwindigkeit von 37 km/h würde dies zu einem Leistungszuwachs

von über 90 Watt beziehungsweise einer Geschwindigkeitszunahme von etwa 5 km/h führen. Wird die Sitzposition und Körperhaltung verändert, um bessere Kräfteinsätze zu ermöglichen und dadurch einen Leistungszuwachs zu erreichen, muss also auf jeden Fall der Effekt dieser Veränderung auf die Aerodynamik und einen eventuell erhöhten Luftwiderstand berücksichtigt werden. Umgekehrt kann ein erhöhter Energieverbrauch, zum Beispiel aufgrund einer ungünstigen Sitzposition, in Kauf genommen werden, wenn dadurch der Luftwiderstand entscheidend verringert wird.

Der große Einfluss des Luftwiderstandes auf den Handcycling-Sport kann auch anhand der Betrachtung des Windschattenfahrens gezeigt werden: Lindschulten (2008) untersuchte den Windschatteneffekt von Handbikern beim Fahren in einer Vierer-Formation und bei drei verschiedenen Geschwindigkeiten zwischen 22 und 28 km/h. Dabei wurden signifikante Unterschiede in der aufgewandten Leistung zwischen den verschiedenen Positionen ermittelt. Der Fahrer an der zweiten Position musste im Vergleich zur Führungsposition bis zu 25% weniger Leistung aufbringen, was einen erheblichen Nutzen darstellt.

3.4 Physiologie und Biomechanik

In diesem Kapitel werden die physiologischen Eigenschaften die ein Handbike-Sportler mitbringen muss um eine maximale Leistung zu erzielen, näher beleuchtet. Die Handbike-Antriebsbewegung wird dabei aus einer biomechanischen Sichtweise heraus betrachtet. Desweiteren werden die (physikalischen) Messgrößen aufgezählt, die die Leistungsfähigkeit eines Handbike-Sportlers quantifizieren. Außerdem werden Mess- und Testverfahren beschrieben, mit denen die Kriterien der Leistungsfähigkeit bestimmt werden können. Abschließend wird erläutert, wie die Schnittstelle des Athleten zum Handbike und die übertragene Leistung mit Hilfe der physiologischen und biomechanischen Messgrößen bewertet werden kann.

Aerobe Ausdauerleistungsfähigkeit

Handcyclingwettbewerbe werden überwiegend als Straßenrennen mit einer Streckenlänge zwischen 30 und 60 km, oder als Zeitfahrwettbewerbe mit einer Streckenlänge zwischen 10 und 20 km ausgetragen. Aufgrund der damit verbundenen Belastungsdauer (in der Regel länger als 30 min), gehört Handcycling zu den Langzeitausdauersportarten (Hollmann und Hettinger, 2000). Die Höhe der Ausdauerleistungsfähigkeit wird durch den maximalen Energiefluss bestimmt, der über eine definierte Zeit aufrecht erhalten wer-

den kann (Marées, 2003, S. 441). Da die aerobe Energiebereitstellung im Wesentlichen unter Verstoffwechslung von Sauerstoff stattfindet, spielen die O₂ -Transportsysteme Atmung, Herz und Kreislauf die entscheidende Rolle.

Spiroergometrie: maximale Leistung, Energieumsatz, physiologischer Wirkungsgrad und individuelle anaerobe Schwelle

Als ein Standardverfahren zur Bestimmung der allgemeinen aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit, hat sich in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik die Fahrradergometrie, mit stufenförmigem Belastungsschema bewährt (Marées, 2003, S. 444 ff.). Wird dabei gleichzeitig eine Spirometrie, also eine Messung des aufgenommenen Sauerstoffs und abgegebenen Kohlendioxids zur Bestimmung des Energieumsatzes durchgeführt, spricht man von der Methode der Spiroergometrie. Standards in der Rollstuhlergometrie (unter anderem Handkurbelergometrie oder Laufbandergometrie im Handbike) wurden von Schmid (2002) erarbeitet. Die wichtigsten physiologischen Beurteilungskriterien und Messgrößen für die Höchstleistungsfähigkeit eines Sportlers, bei ansteigender Ergometerbelastung, sind die maximal erreichte Belastungsstufe und die maximale Sauerstoffaufnahme. Eine weitere, für die Auswertung der Ergometrie entscheidende Messgröße, ist das Blutlaktat (Milchsäure). Laktat entsteht bei der anaeroben Oxidation, welche dann vermehrt zum Einsatz kommt, wenn der momentane Energiebedarf nicht durch aerobe Oxidation gedeckt werden kann. Aus der Laktatkonzentration im Blut werden Rückschlüsse auf die Ausbelastung des Sportlers gezogen und sie spielt bei der Bestimmung der aerob-anaeroben Schwelle die entscheidende Rolle.

Die maximal erreichte Leistung wird aus der letzten erreichten Belastungsstufe berechnet, indem die auf der abgebrochenen Stufe bewältigte Zeit mittels linearer Interpolation in einen proportionalen Leistungswert umgerechnet wird, der zu dem Leistungswert der vorletzten, vollständig bewältigten Belastungsstufe hinzuaddiert wird (Marées, 2003, S. 454):

$$P_{max} = P_{letzteStufe} + \left(\frac{t}{\Delta t} \cdot \Delta P\right) \tag{3.2}$$

Mit P_{max} : maximale Leistung [W]; $P_{letzte\ Stufe}$: Leistung der letzten vollständig bewältigten Belastungsstufe [W]; t : bewältigte Zeit auf der abgebrochenen Stufe [s]; Δt : Stufendauer [s]; ΔP : Steigerung der Belastung [W]

Die umgesetzte Energiemenge wird mit der Methode der indirekten Kalorimetrie bestimmt (Marées, 2003, S. 378 ff.): Dabei wird der Energieumsatz über das kalorische Äquivalent und das Mengenverhältnis von verbranntem Fett zu Kohlenhydraten berechnet. Das kalorische Äquivalent ist dabei die Energiemenge in Joule, die bei der Reaktion von Kohlenhydraten oder Fett

mit 1 Liter O₂ freigesetzt wird. Das Verhältnis von Fett zu Kohlenhydraten bestimmt sich aus dem respiratorischen Quotienten (RQ), der das Verhältnis des pro Zeiteinheit abgegebenen Kohlendioxidvolumens zum aufgenommenen Sauerstoffvolumen darstellt. Die Menge des aufgenommenen Sauerstoffs und die Menge von gebildetem Kohlendioxid wird dabei mittels Spirometrie über eine Atemmaske gemessen (geschlossener Spirometer). Der Gesamtenergieumsatz kann auch mit Hilfe der Formel nach Weir (1949) (siehe auch Knechtle 2002) direkt aus den gemessenen Sauerstoff- und Kohlendioxidvolumina bestimmt werden:

$$EE = 3,941 \cdot VO_2 + 1,106 \cdot VCO_2 \quad (3.3)$$

Mit EE: Energieumsatz (energy expenditure) [kcal/min]; Einheit der beiden Konstanten: [kcal/l], 1 kcal/min = 4,1868 kJ/min = 69,9 W; VO₂: aufgenommenes Sauerstoffvolumen [l/min]; VCO₂: abgegebenes Kohlendioxidvolumen [l/min]

Der so berechnete Energieumsatz zeigt zur traditionellen Berechnungsmethode mittels des RQ lediglich eine Abweichung von ±1% (McArdle u. a., 2001, S. 184). In der ursprünglichen Formel berücksichtigte Weir mit einem weiteren Summanden auch den Proteinstoffwechsel. Der Anteil des Proteins zur Energiebereitstellung ist jedoch in der Regel sehr gering (McArdle u. a., 2001), so dass durch die Vernachlässigung der Verbrennung von Protein nur minimale Fehler entstehen. Weir (1949) erwähnte, dass im menschlichen Organismus der Proteinstoffwechsel lediglich 1/8 des Gesamtmetabolismus ausmacht. Da die Höhe des aeroben Energieumsatzes wesentlich von der Masse der eingesetzten Muskulatur des Athleten abhängt, wird die Leistung und die Sauerstoffaufnahme eines Probanden in der Regel auf dessen Körpergewicht bezogen und pro Kilogramm angegeben.

Aus der umgesetzten Energiemenge wird mit Hilfe der Formel 3.4 (siehe auch McArdle u. a. (2001) und Marées 2003) der physiologische Wirkungsgrad η der Bewegung bestimmt. Der physiologische Wirkungsgrad besagt, wie viel Prozent des Energieumsatzes bei Muskelarbeit in erbrachte physikalische Leistung umgesetzt wird.

$$\eta = \frac{P_{Ergometer}}{EE} \cdot 100 \quad (3.4)$$

Mit η : physiologischer Wirkungsgrad [%]; $P_{Ergometer}$: erbrachte Leistung am Ergometer [W]; EE: Energieumsatz pro Zeiteinheit [kJ/min] (siehe Formel 3.3)

In dieser Arbeit ist, falls nicht anders angegeben, immer von dem Bruttowirkungsgrad (= *Leistung/Gesamtenergieumsatz*), im Gegensatz zu dem

Nettowirkungsgrad (= $Leistung / (Gesamtenergieumsatz - Ruheenergieumsatz)$) die Rede. Anhand des Wirkungsgrades können verschiedene Bewegungsformen miteinander vergleichend bewertet werden. Je nach Probandengruppe und Belastungsschemata wurden beim Handbiken Brutto-Wirkungsgrade zwischen 8 und 16% gefunden (Janssen u. a., 2001; van der Woude u. a., 2001; Verellen u. a., 2004b; Klöpfer-Krämer, 2009).

Die Bestimmung der Höchstleistungsfähigkeit oder der maximalen Sauerstoffaufnahme eines Sportlers ist wichtig, um dessen Trainingszustand zu überprüfen. Insbesondere bei Ausdauersportarten wie Handbiken ist jedoch vor allem die Leistung entscheidend, die der Athlet nicht nur über kurze Zeit, sondern als Dauerleistungsfähigkeit im submaximalen Bereich aufbringen kann. Mader u. a. (1976) prägten den Begriff der aerob-anaeroben Schwelle als den Bereich, in dem Belastungen über längere Zeit (bis 60 min.) ohne nennenswerten weiteren Laktatanstieg aufrechterhalten werden. Man spricht auch vom "Maximalen Laktat Steady-State" (MLSS) als der Belastung, bei der die Laktatbildung und die Laktateliminierung gerade noch im Gleichgewicht stehen. Anhand von empirischen Untersuchungen bei definiertem Belastungsschema wurde festgestellt, dass die Laktatkonzentration im Blut an der aerob-anaeroben Schwelle im Mittel auf 4 mmol/l angestiegen war (Marées, 2003). Stegmann u. a. (1981) definierten den Begriff der "individuellen anaeroben Schwelle" (individual anaerobic threshold, IAT). Der Laktatwert an dieser Schwelle ist hier je nach Leistungsniveau des Sportlers unterschiedlich, im Gegensatz zu dem festen Laktatwert bei Mader u. a. (1976). Die IAT wird zum Beispiel mit Hilfe der sogenannten Tangentenmethode (Simon u. a., 1981) ermittelt. Da es sich bei Simon u. a. (1981) um eine Laufbandergometrie handelte, wurden die Laktatwerte über der Laufbandgeschwindigkeit aufgetragen und die IAT bei einer Tangensteigung von 45° ermittelt. Um verschiedene Bewegungsformen miteinander vergleichen zu können, wird die Leistung und der Wirkungsgrad an der IAT bestimmt. Die Leistung an der IAT entspricht der Dauerleistungsfähigkeit und im Radsport wurde gezeigt, dass die IAT als Prädiktor der Leistungsfähigkeit im Rennen genutzt werden kann (Coyle u. a., 1988, 1991).

Anaerobe Leistungsfähigkeit

Bei längerer Belastungsdauer wird der weitaus größte Teil des Energiebedarfs durch die aerobe Oxidation der Nährstoffe bereitgestellt. Die Energiebereitstellung erfolgt dabei aber relativ langsam und die pro Zeiteinheit freigesetzte Energiemenge ist relativ klein. Zur zusätzlichen energetischen Abdeckung von Geschwindigkeitserhöhungen kann der Energiebedarf nicht mehr durch aerobe Oxidation gedeckt werden. Die Fähigkeit eines Handbi-

kers, eine maximale Leistung während einer kurzen Zeit zu erbringen, kann jedoch in verschiedenen Rennsituationen, wie z.B. Bergauf-Fahren, Sprinten oder um einen Gegner zu überholen, entscheidend sein. Im Radsport wurde außerdem gezeigt, dass die maximale Leistung die ein Athlet erreicht, ein Prädiktor für seine Ausdauerleistung darstellt (Hawley und Noakes, 1992; Bentley u. a., 1998; Faria u. a., 2005b). Wenn kurzfristig eine maximale Leistung erbracht werden muss, kommt die anaerobe Oxidation vermehrt zum Einsatz. Hierbei handelt es sich im Wesentlichen um die Verbrennung von Glukose. Die Energiebereitstellung erfolgt schneller und die pro Zeiteinheit freigesetzte Energiemenge ist deutlich größer als bei aerober Oxidation. Da die zur Verfügung stehende Gesamtenergiemenge jedoch relativ klein ist, wird nur bei maximalen Belastungen von unter 2 min der überwiegende Teil der Energiemenge auf anaerobem Weg erzeugt (Marées, 2003).

Maximalkraft: Kraft-Längen und Kraft-Geschwindigkeitsrelation

Außer der inter- und intramuskulären Koordination, ist die maximale Schnellkraft der eingesetzten Muskelgruppen das leistungsbegrenzende Kriterium bei einer kurzfristigen Maximalleistung. Die Höhe der Schnellkraft ist abhängig vom Muskelquerschnitt (und damit der statischen Maximalkraft), der Muskelfaserzusammensetzung ("slow twitch" oder "fast twitch", das Verhältnis der Muskelfasertypen kann durch Training beeinflusst werden), dem Frequenzierungsvermögen (Steigerung der Aktionspotentialfrequenz) und der sportmechanischen Situation beim Krafteinsatz (Marées, 2003, S. 191). Hierbei ist insbesondere die Bewegungsgeschwindigkeit (Kraft-Geschwindigkeits-Relation, Hill (1938) und Edman 1988) und die Muskellänge (Kraft-Längen-Relation, Edman und Reggiani (1987) und Gordon u. a. 1966) zu berücksichtigen. Die größte aktiv entwickelte Kraft erreicht ein Muskel bei seiner Ruhelänge l_0 im Körper. Bei einer Dehnung über die Ruhelänge l_0 hinaus ist ein Abfall der Kontraktionskraft zu beobachten, weil dann die Actinfilamente aus der Anordnung der Myosinfilamente herausrutschen und somit die Zahl der sich überlappenden Myosinköpfchen mit Actinbrücken (linear) sinkt. Verkürzt sich ein Muskel ($< l_0$), so nimmt die entwickelbare Kraft ebenfalls ab, da sich die Actin- und Myosinfilamente zunehmend behindern. Darüber hinaus wird die elektrische Erregung der Muskelfasern zunehmend gestört, woraus ebenfalls eine nachlassende Muskelkraft resultiert (Marées, 2003, S. 183). Da die Bewegungen der Gliedmaßen Rotationen um Gelenkachsen darstellen, wird bei Muskelkraftmessungen das Drehmoment $\mathbf{M} = \mathbf{F} \times r$ (mit: M: Drehmoment [Nm]; F: Kraft [N]; r: Hebelarm [m]) erfasst. Die Höhe des maximal aufzubringenden Momentes ist von dem Gelenkwinkel sowie der Kraftrichtung abhängig. Da menschliche Gelenke keinen festen Drehpunkt

besitzen, verändert sich darüber hinaus bei einer Bewegung nicht nur die Muskellänge, sondern auch der wirksame Hebelarm und somit wiederum das übertragene Drehmoment. In Abbildung 3.2 ist die Maximalkraft im Ellenbogengelenk bei isometrischer Flexion gezeigt. Das Maximum der Kraft liegt bei 100° Beugungswinkel, der Muskel befindet sich hier in seiner optimalen Länge zur Kraftentwicklung. Die Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Beispiel-

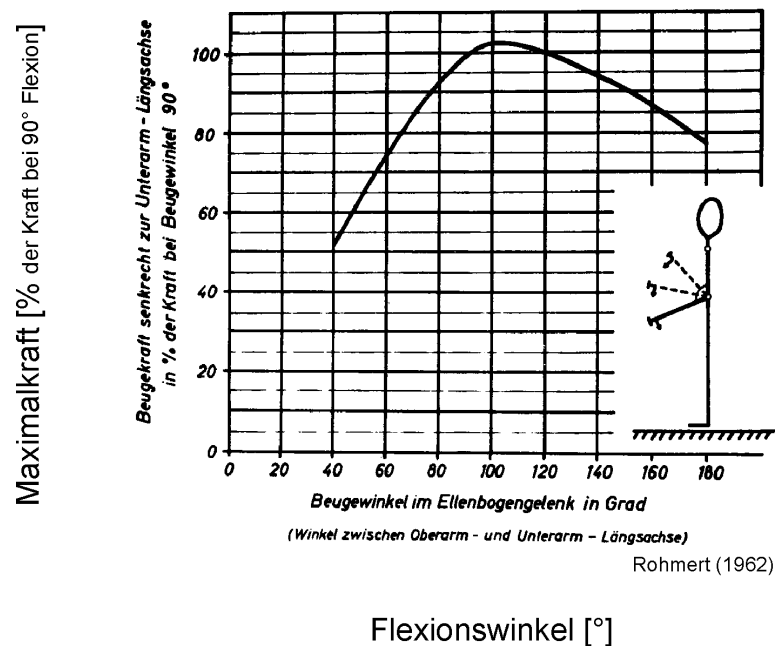


Abbildung 3.2: Isometrische Maximalkraft im Ellenbogengelenk in Abhängigkeit des Flexionswinkels. Die Maximalkraft ist normiert auf die Kraft bei 90° Flexionswinkel (180° entspricht dem ausgestreckten Arm). Aus: Rohmert (1962)

hafte Darstellung eines Muskels siehe Abb. 3.3) stellt nach Hill (1938) eine Hyperbel dar und besagt, dass die Muskelverkürzungsgeschwindigkeit mit zunehmender Last abnimmt. Große Lasten können also nur mit einer geringen Geschwindigkeit bewegt werden. Zusätzlich ist in Abbildung 3.3 auch die vom Muskel aufgebrachte Leistung, also das Produkt von Kraft und Muskelverkürzungsgeschwindigkeit ($P = \mathbf{F} \cdot \mathbf{v}$) aufgetragen. Die Höchstleistung wird bei etwa 30% der maximalen Kraft und der maximalen Geschwindigkeit erreicht (Marées, 2003). Die maximale Kraft, die ein Sportler aufbringen kann, ist aber nicht nur abhängig von dem Gelenkwinkel und der Bewegungsgeschwindigkeit, sondern auch von der Kraft- beziehungsweise Momentenrichtung sowie der Körperhaltung und der Abstützungsmöglichkeiten. Eine systematische Vermessung statischer maximaler und submaximaler Kräfte finden

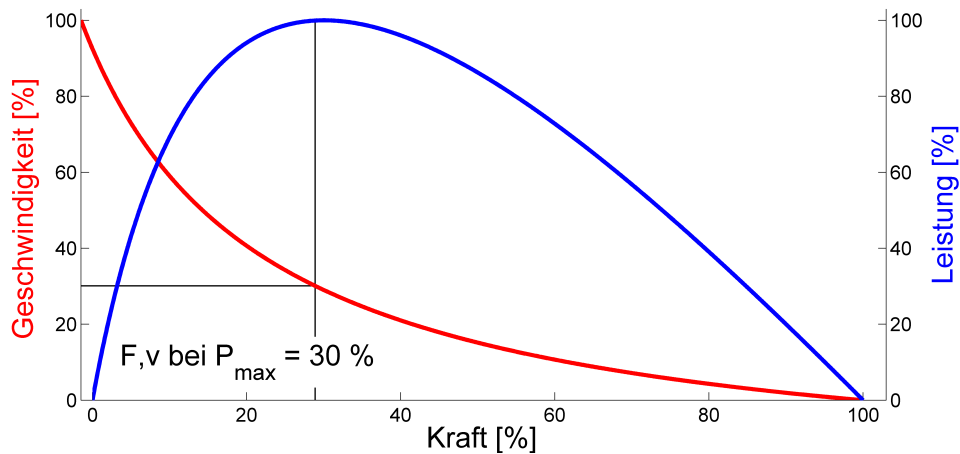


Abbildung 3.3: Kraft-Geschwindigkeits-Relation: Aufgetragen ist die Muskelkraft in Abhängigkeit der Muskelverkürzungsgeschwindigkeit sowie die Muskelleistung als Produkt aus Kraft mal Geschwindigkeit. Dabei ist sowohl die Geschwindigkeit, als auch die Kraft und die Leistung normiert auf Ihr jeweiliges Maximum dargestellt.

sich bei Rohmert (1962, 1966) und in der DIN-Norm 33411: Körperkräfte des Menschen DIN-Norm (33411), siehe auch Kapitel 3.1.

Wingate Anaerobic-Test und die Inertial Load Methode

Testverfahren zur Bestimmung der anaeroben Leistungsfähigkeit müssen durch eine hohe Belastung gekennzeichnet sein und die Messdauer darf nur wenige Sekunden betragen. Ein Standardverfahren ist der sogenannte "Wingate Anaerobic-Test", der auch bei Handkurbelergometrie eingesetzt wird (Marsh u. a., 1999). An einem Ergometer wird dabei eine feste Bremskraft, abhängig vom Körpergewicht, eingestellt. Diese Bremskraft versucht der Athlet zu überwinden. Die maximale Leistung wird also bei der höchsten Kurbelgeschwindigkeit erzielt, die der Athlet innerhalb kurzer Zeit erreicht (3-5 s). Gemäß Martin und Spirduso (2001) und in Übereinstimmung mit den Studien von Dotan und Bar-Or (1983) und Patton u. a. (1985) im Radsport, ermittelt der Wingate Test jedoch nicht die maximale Höchstleistung, die ein Athlet erreichen kann. Martin und Spirduso (2001) setzten im Radsport die sogenannte "inertial load" Methode ein, um die maximale Leistung von Radsportlern in Abhängigkeit der Kurbellänge zu ermitteln. Die "inertial load" Methode bietet eine valide und reliable Bestimmung der maximalen Kurbelleistung als Funktion der Kurbelfrequenz (Martin u. a., 1997; Del Coso und Mora-Rodriguez, 2006). Dabei wird ein Schwungrad mit bekanntem

Trägheitsmoment aus dem Stand heraus maximal beschleunigt und die Winkelgeschwindigkeit sowie die Winkelbeschleunigung gemessen. Die erzielte Leistung berechnet sich dann aus dem Produkt des Drehmomentes mit der Winkelgeschwindigkeit:

$$P = \mathbf{M} \cdot \boldsymbol{\omega} = I \cdot \boldsymbol{\alpha} \cdot \boldsymbol{\omega} \quad (3.5)$$

Mit: M : Drehmoment [Nm]; ω : Winkelgeschwindigkeit [$^\circ$ /s]; I : Trägheitsmoment [kgm^2]; α : Winkelbeschleunigung [$^\circ$ /s 2]

Da das Schwungrad aus dem Stand heraus, bis zu der von dem Athleten maximal erreichbaren Kurbelfrequenz beschleunigt wird, kann die aufgebrachte Leistung über einen großen Bereich verschiedener Kurbelfrequenzen in einem einzigen Test bestimmt werden. Aufgrund der kurzen Dauer des Tests (3-4 s) können ohne Ermüdung der Muskeln viele Tests an einem Tag durchgeführt werden.

Beim Handbiken wird, genau wie beim Radsport, nur der tangentielle Anteil der aufgebrachten Kraft in Vortrieb umgesetzt. Die Bewegungsausführung wird daher häufig mit Hilfe der sogenannten Effizienz der Bewegung (Index of efficiency, IE; auch biomechanischer Wirkungsgrad genannt) bewertet. Der IE berechnet sich nach Coyle u. a. (1991) wie folgt:

$$IE = \frac{\int \mathbf{F}_{Tang} d\phi}{\int \sqrt{\mathbf{F}_{Tang}^2 + \mathbf{F}_{Rad}^2} d\phi} \cdot 100\% \quad (3.6)$$

Mit: IE : Bewegungseffizienz [%]; F_{Tang} : Tangentialkraft [N]; F_{Rad} : Radialkraft [N]; ϕ : Drehwinkel [$^\circ$]

Per Definition des IE sollten also radiale Kräfte vermieden werden. Es scheint jedoch so zu sein, dass radiale Kräfte eine Notwendigkeit des Muskuloskeletalen Systems darstellen, um hohe tangentielle Kräfte erzielen zu können (Böhm u. a., 2006a, 2008). Dagegen bestimmt sich die während der Kurbelumdrehung geleistete Arbeit (als wohldefinierte physikalische Eigenschaft) direkt aus der tangentialen Kraft ohne die radialen Kräfte zu berücksichtigen und ist daher gut geeignet, um die Effizienz der Bewegung zu beurteilen (Böhm u. a., 2008). Die geleistete Arbeit errechnet sich aus dem Produkt des Drehmomentes mit dem Drehwinkel zu:

$$W = \int \mathbf{M} d\phi = l_{Kurbel} \int \mathbf{F}_{Tang}(\phi) d\phi \quad (3.7)$$

Mit: W : Arbeit [J]; M : Drehmoment [Nm]; F_{Tang} : Tangentialkraft [N]; ϕ : Drehwinkel [$^\circ$]

Zur Ermittlung der geleisteten Arbeit muss also die tangentielle Kraft im Handbikegriff, in Abhängigkeit des Kurbelwinkels gemessen werden.

Eine sportliche Bewegung sollte so ausgelegt sein, dass eine möglichst hohe Leistung erzielt beziehungsweise Arbeit verrichtet werden kann. Dies geschieht durch eine Optimierung der Kraftaufbringung. Dadurch können kurzfristig höhere Leistungen und damit höhere Geschwindigkeiten erreicht werden. Auch an der individuellen anaeroben Schwelle sollte die erzielte Leistung möglichst groß sein. Eine hohe Dauerleistungsfähigkeit führt zu einer erhöhten Durchschnittsgeschwindigkeit. Wird die zu erreichende Leistung vorgegeben, so ist bei verbessertem Krafteinsatz eine geringere muskuläre Aktivierung notwendig, um diese Leistung zu erzielen. Dies führt zu einem verringerten muskulären Energieverbrauch bei gegebener Leistung. Desweiteren sollte der physiologische Wirkungsgrad, vor allem an der individuellen anaeroben Schwelle, möglichst groß sein, um ein Maximum der eingesetzten muskulären Energie in eine vortriebswirksame Leistung umzusetzen.

3.5 Querschnittgelähmte versus gehfähige Probanden

Wie in Abbildung 3.1 gezeigt ist, hat die Läsionshöhe und die Einschränkungen durch die Querschnittlähmung einen entscheidenden Einfluss auf die physiologische Leistungsfähigkeit des Handbike-Athleten, auf dessen Sitzposition und Körperhaltung und dadurch auch letztendlich auf die Konstruktion des Handbikes selbst. In diesem Kapitel soll der Einfluss der Querschnittlähmung und die Auswirkungen auf die Leistungsdiagnostik näher betrachtet werden. Außerdem wird erläutert, wann es sinnvoll ist, auf gehfähige Probanden auszuweichen um somit den Einfluss der Querschnittlähmung als Störvariable auszuschalten.

Die Querschnittlähmung stellt eine Unterbrechung der neuralen Verbindung zwischen Gehirn und Körper dar. Diese Schädigung des Rückenmarks kann verschiedene Ursachen haben: Meist ist sie traumatisch bedingt (Unfälle), kann aber auch durch Druck bei raumfordernden (Tumore) sowie anhand von degenerativen Prozessen (Bandscheibe oder Wirbelkörper) erfolgen. Desweiteren können Entzündungen, Durchblutungsstörungen, angeborene Fehlbildungen des Rückenmarks sowie spezielle Erkrankungen wie etwa Multiple Sklerose eine Querschnittlähmung hervorrufen (Peters und Raabe-Oetker, 1997). Weiterhin wird zwischen kompletter und inkompletter Querschnittlähmung unterschieden. Entsprechend der Art der Läsion sind auch die Auswirkungen unterschiedlich. Beim kompletten Querschnitt kommt es unterhalb der Läsion zu einem Ausfall motorischer, sensibler und vegetativer Funktionen (Felleiter u. a., 2004). Beim inkompletten Querschnitt fallen,

vereinfacht gesagt, nur Teilbereiche aus. Eine komplette Rückenmarksschädigungen auf der Höhe des Halsmarks (C1-C8, siehe Abb. 3.4) führt zu einer sogenannten Tetraplegie, das heißt alle vier Extremitäten sind betroffen. Eine Schädigung von Brust- und Lendenmark (Th1 und tiefer) führt zu einer Paraplegie, die nur den Rumpf und die unteren Extremitäten betrifft (Michel, 1995, S. 14-15). Für den Handbiker ergeben sich daraus verschiedenste

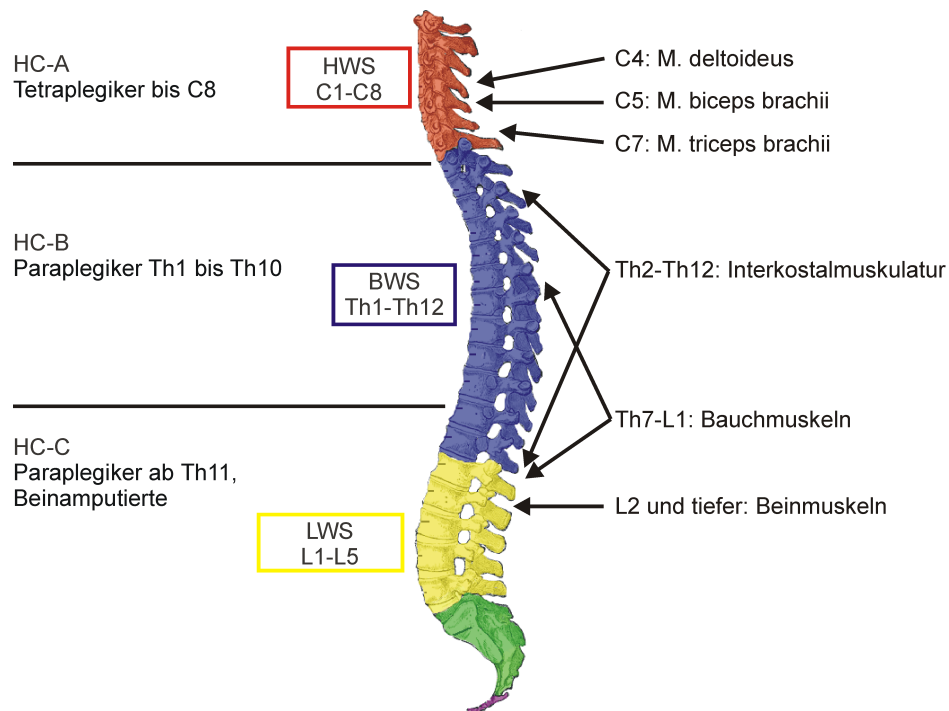


Abbildung 3.4: Hals (HWS)- Brust (BWS)- und Lendenwirbelsäule (LWS): Einteilung der Handbike-Divisionen HC-A, HC-B und HC-C in Abhängigkeit der Läsionshöhe, sowie Darstellung von Kennmuskeln bei segmentalen Ausfällen (nach Buck und Beckers 1993).

Einschränkungen, von denen einige hier beispielhaft aufgezählt werden sollen. Sehr viele Verletzungen liegen in einer Höhe des Rückenmarks von C4 / C5 (Felleiter u. a., 2004). Dies führt zu einer erheblichen Beeinträchtigung des Betroffenen: Dem Segment C4 entspringen unter anderem die Nervenfasern welche zur Innervation des Zwerchfells (bei deren Ausfall Beatmung notwendig ist) und des m. deltoideus (Abduktion des Armes) nötig sind. Das Segment C5 ist zuständig für den m. biceps brachii, was bei einem Funktionsausfall die Armbeugung verwehrt. Eine weitere Häufung von Querschnittslähmungen liegt bei der Läsionshöhe Th12 / L1 (Felleiter u. a., 2004), was zu einem Ausfall der Interkostalmuskulatur und der Bauchmuskeln führt.

Dies hat Auswirkungen auf eine verminderte Rumpfstabilität, Sitzbalance und das Atemvolumen (Buck und Beckers, 1993). Außer dem Ausfall von Muskelgruppen wird durch die verminderte oder auch gänzlich fehlende Sensibilität unterhalb der Läsion die Sitzbalance erschwert. Tetraplegiker können somit nur auf Liegebikes zurückgreifen, während Paraplegiker oder Beinamputierte eventuell auch Kniebikes fahren können. Je nach Läsionshöhe kommt es außerdem zu Veränderungen von kardiozirkulatorischen, das heißt die Herz-, Kreislauf- und Atmungsfunktion betreffenden, und zu metabolischen, das heißt den Wärme- und Energiehaushalt betreffenden Reaktionen unter Belastung. Dies muss bei der Leistungsdiagnostik mit Handbikern berücksichtigt werden. So zeigt sich bei Tetraplegikern beispielsweise eine Regulationsstarre der Herzfrequenz ($HF_{max} \approx 110 \text{ min}^{-1}$). Bei Paraplegikern kommt es bei Armarbeit zu annähernd normalen Belastungsreaktionen, es kann jedoch zu einer hypertonen (= unphysiologisch erhöhten) Blutdrucklage kommen. Generell sind Ergebnisse aus der Laktatdiagnostik (siehe Kap. 3.4) für die Trainingsgestaltung nutzbar, für Tetraplegiker sind jedoch noch sehr wenige Vergleichsdaten vorhanden (Schmid, 2002). Die Art der Läsion und deren Auswirkungen sind in jedem Fall individuell sehr unterschiedlich und es ist schwierig Probanden zu homogenen Gruppen zusammenzufassen.

Wenn man auf Handbike-Athleten zurückgreift, um neuartige Antriebsbewegungen oder Sitzpositionen mit der Konventionellen zu vergleichen, ergibt sich das Problem, dass der Athlet sich an seine Einstellungen und Kurbeltechnik "gewöhnt" hat (inter- und intramuskuläre Koordination). Umstellungen führen voraussichtlich erst einmal zu einer Verschlechterung der Leistung. Entweder muss man den Probanden eine genügend lange Trainingszeit zubilligen, um gleiche Voraussetzungen für unterschiedliche Test-Setups zu schaffen, oder man muss auf Handbike-Unerfahrene Probanden zurückgreifen, die noch keine muskuläre Anpassung an die Bewegung zeigen (Herzog u. a., 1991). Bei Probanden ohne Handbike-Erfahrung ist allerdings zu berücksichtigen, dass kaum Aussagen über die Kurbeltechnik getroffen werden können, da sich voraussichtlich noch kein optimales Bewegungsmuster eingestellt hat. Die Probandengruppe muss aber nicht nur homogen hinsichtlich Ihrer Erfahrung im Handbiken und Ihrer motorischen und muskulären Fähigkeiten gehalten werden. Als Störfaktoren kommen bei querschnittgelähmten Probanden auch die individuell unterschiedlichen kardiovaskulären und neuromuskulären Reaktionen auf die Belastung hinzu. Daher wird bei Untersuchungen zu grundsätzlichen Fragen und vor allem, wenn es noch kein oder wenig Datenmaterial bezüglich der zu untersuchenden Thematik gibt, auf gehfähige Probanden zurückgegriffen (Hopman u. a., 1995; van der Woude u. a., 2000; Hintzi u. a., 2002; Marais u. a., 2002; Dallmeijer u. a., 2004a; Faupin u. a., 2006, 2008; Bafghi u. a., 2008). Es wird davon ausgegangen,

dass die Wahl von gehfähigen Probanden zwar zu anderen Absolutwerten im Vergleich zu denen von Handbikern führt, der Trend und damit die Aussagen allerdings gleich sind. Nach den Grundlagenuntersuchungen sollten Studien folgen, die diese Annahme und die Übertragbarkeit auf querschnittgelähmte Athleten prüfen. Wenn ein Effekt gefunden wurde, sind dessen Auswirkungen auf verschiedene Läsionshöhen von großem Interesse.

In den in dieser Arbeit vorgestellten Teiluntersuchungen wird aufgrund der vorangegangenen Überlegungen auf gehfähige Probanden zurückgegriffen, wenn es sich um Grundlagenuntersuchungen handelt. Diese können dann auch mit einer entsprechenden Probandenzahl statistisch ausgewertet werden. Ergebnisse mit Querschnittgelähmten werden hauptsächlich zu Vergleichszwecken herangezogen. Außerdem werden individuelle Einzelfallstudien mit Handbike-Athleten beschrieben.

3.6 Mathematische Modellierung

Ein Modell ist ein vereinfachtes, abstraktes Abbild der Realität. Es bildet nicht "Eins-zu-Eins" das Original ab, besitzt aber die für die Problemstellung entscheidenden Eigenschaften. Ein mathematisches Modell ist die formelhafte Beschreibung realer Vorgänge, auf der Grundlage anerkannter physikalischer Gesetze. Ergebnisse und Schlussfolgerungen aus Modellierungen können dazu dienen, das Verständnis für und den Einblick in die Realität zu verbessern. Außerdem kann ein Modell helfen die interessierenden Variablen abzuschätzen oder vorherzusagen (Nigg, 1994, S. 368 und 379). In der Biomechanik hat die mathematische Modellierung, häufig auch Computersimulation genannt, mittlerweile eine zentrale Bedeutung erlangt. Der Einsatz von Funktionalmodellen bietet Analysemöglichkeiten, die empirische Untersuchungen zwar nicht ersetzen, aber entscheidend ergänzen können. So können über inverse Dynamik die Belastungsverhältnisse in den Gelenken während eines Bewegungsablaufs bestimmt werden, was in empirischen Untersuchungen nicht oder nur mittels invasiver Techniken durchführbar ist. In der hier vorgestellten Arbeit werden auf diese Art die Ellenbogen- und Schultergelenkbelastungen während verschiedener Antriebsbewegungen für das Handbike bestimmt und verglichen (siehe Kap. 4.4 ab Seite 47). Darüber hinaus eröffnet die Bewegungssimulation, auch direkte Dynamik genannt, "...völlig neue Möglichkeiten bezüglich individueller Bewegungsoptimierung und der optimalen Konstruktion von Prothesen, von Arbeits- und Sportgeräten." (Hatze, 1986, S. 10). Die direkte Dynamik ermöglicht somit die Untersuchung virtueller Bewegungen und hilft in der hier vorgestellten Arbeit neuartige Antriebsformen für die Handbikebewegung zu analysieren. Das Modell sollte dabei

so einfach wie möglich sein, eine zu starke Vereinfachung führt jedoch dazu, dass das Modell die Realität nicht mehr abbildet. Daher ist es auch notwendig ein Modell zu validieren. Dabei werden vom Modell prognostizierte Größen mit experimentell ermittelten Werten verglichen. Die Methode der Modellierung wird in dieser Arbeit eingesetzt, um die Theoriebildung im Sinne einer Grundlagenforschung zu unterstützen.

Die mathematische Modellierung von Bewegungen basiert auf der Mechanik von Mehrkörpersystemen (MKS). MKS-Modelle bilden ein mechanisches System aus idealisierten starren und / oder elastischen Körpern und deren gelenkigen Verbindungen ab. Sie beschreiben die Wechselwirkungen der einzelnen Körper untereinander sowie mit der Umgebung, d.h. die auf die zwischen den Körpern und von außen auf die Körper einwirkenden Kräfte und Momente, sowie die resultierenden Bewegungen. Bei der Erstellung von Muskel-Skelettmodellen ist auf einige Besonderheiten des biologischen Systems zu achten (Senner, 2001): Erstens sind Körperteile nicht starr und das Weichteilverhalten hängt von zahlreichen Faktoren ab. So ergeben sich zum Beispiel völlig andere Gelenkkräfte wenn, im Gegensatz zur reinen Starrkörpermodellierung, die Eigenbewegungen der Weichteile (sogenannte Schwabbelmassen) berücksichtigt werden (Gruber, 1987; Gruber u. a., 1998). Je nach Untersuchungsgegenstand (z.B. bei detaillierten Untersuchungen von Sportverletzungen) müssen die einzelnen Strukturen wie Bänder und Sehnen, Knorpel, Wirbel, Bandscheiben und Muskeln sehr detailliert beschrieben werden (Lehner, 2007). Zweitens muss die Wirkung der Muskeln, die für die Bewegungen der einzelnen Körperteile zuständig sind, modelliert werden. Dies geschieht üblicherweise durch Kraftelemente, die bezüglich des Gelenkdrehpunktes einen bestimmten und von der aktuellen Gelenkstellung abhängigen Hebelarm haben (siehe auch Kap. 3.4). Drittens sind im biologischen System, im Gegensatz zum Maschinenbau, statisch unbestimmte Lagerungen die Regel, da die Kräfte zwischen verschiedenen Segmenten durch mehrere Muskeln, Bänder und Sehnen übertragen werden. Dieses Überbestimmtheitsproblem ist zu lösen.

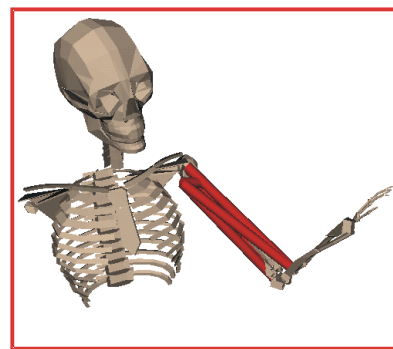
Die Beschreibung komplexer Mehrkörpersysteme erfolgt über das Aufstellen und Lösen der Bewegungsgleichungen. Im Prinzip kann das per Hand geschehen, bei komplexeren Systemen wird aber auf die Hilfe von Programmpaketen zur Lösung von MKS zurückgegriffen. Die Bewegungsgleichungen werden dabei üblicherweise über das Verfahren nach Newton aufgestellt. Dabei gilt die Impulserhaltung: $\mathbf{F} = \dot{\mathbf{p}} = m \cdot \mathbf{a}$ (mit F : Kraft; p : Impuls; m : Masse; a : Beschleunigung) und die Drehimpulserhaltung: $\mathbf{M} = \dot{\mathbf{L}} = I \cdot \boldsymbol{\alpha}$ (mit M : Drehmoment; L : Drehimpuls; I : Trägheitsmoment; α : Winkelbeschleunigung), siehe Abbildung 3.5 auf der nächsten Seite. Wie oben schon kurz beschrieben, können die aufgestellten Bewegungsgleichungen genutzt werden,

um entweder eine inverse Dynamik oder eine direkte Dynamik (Bewegungssimulation) durchzuführen.

Die invers-dynamische Berechnung der Zwangskräfte und der resultierenden Gelenkmomente aus den externen Kräften und Momenten, sowie den Bewegungstrajektorien der Körpersegmente (siehe Abb. 3.5), ist eine in der Biomechanik und Ergonomie häufig angewandte Methode zur Analyse menschlicher Bewegungen (siehe zum Beispiel Ren u. a. (2005) und Murray und Johnson 2004). Allerdings werden bei der Berechnung der resultieren-



Existierende Bewegung



Virtuelle Bewegung

Abbildung 3.5: Inverse versus direkte Dynamik (nach Böhm und Krämer 2007).

den Gelenkmomente die physiologischen Eigenschaften der Muskeln nicht berücksichtigt. Dadurch werden die Gelenkbelastungen durch die aufgebrachten Muskelkräfte unterschätzt, wenn während der Bewegung eine Kokontraktion der Muskeln auftritt (van Dieen u. a., 2003). Außerdem können wichtige Parameter, wie zum Beispiel der muskuläre Energieumsatz (Anderson und Pandy, 2001) oder der Diskomfort (Zacher und Bubb, 2004; Fritzsche und Bubb, 2007) ohne Bestimmung der Muskelkräfte nicht berechnet und analysiert werden. Die physiologischen Eigenschaften von Muskeln, wie die Kraft-Längen- und die Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Epstein und Herzog (1998), siehe auch Kap. 3.4), sind mittlerweile detailliert untersucht und vermessen worden. Mit Hilfe einer mathematischen Beschreibung dieser physiologischen Muskelparameter können Muskel-Skelett-Modelle genutzt werden, um Bewegungen auf einem muskulären Level zu analysieren, anstatt lediglich rein mechanisch resultierende Gelenkmomente zu betrachten. Mittels

des Verfahrens der inversen Dynamik wurden In-Vivo Muskelkräfte ausgiebig untersucht (siehe zum Beispiel Crowninshield und Brand (1981); Brand u. a. (1986) und Glitsch und Baumann 1997). In-Vivo Ultraschall Messungen sowie Magnetresonanztomographie, haben in den letzten Jahren weiteren Einblick in die Funktionsweise von Muskeln gewährt (siehe zum Beispiel Karamanidis und Arampatzis (2005) und Magnusson u. a. 2001), was zu einer verbesserten und validen Beschreibung der Muskelparameter führte. Die Berechnung von MKS mittels inverser Dynamik ist sehr effizient und erlaubt somit den Aufbau komplizierter Muskel-Skelett-Modelle mit sehr vielen Muskeln. Allerdings zeigt die Inverse Dynamik auch einige Nachteile: Die Beschleunigungen der einzelnen Körpersegmente werden aus der zweiten Ableitung der mittels Bewegungsanalyse aufgenommenen Ortskoordinaten berechnet. An die Qualität der Bewegungsanalysedaten werden somit hohe Anforderungen gestellt, da bei der numerischen Ableitung von (geringfügig) verrauschten Trajektorien die Beschleunigungskurven unbrauchbar werden (Davy und Audu, 1987). Desweiteren ist es bei inverser Dynamik relativ schwierig zeitabhängige, physiologische Muskeleigenschaften einzubinden, da die Optimierung üblicherweise zeitunabhängig durchgeführt wird. Außerdem bereitet die Analyse der Koordination verschiedener Muskeln Schwierigkeiten, wenn sie mittels Inverser Dynamik durchgeführt wird (Kautz u. a., 2000; Zajac, 1993).

Diese Limitierungen existieren nicht bei der Methode der direkten Dynamik, mit deren Hilfe realistischere Muskelkräfte ermittelt werden können (Anderson und Pandy, 2001; Böhm u. a., 2006a). Bei dieser dynamischen Optimierung wird die Zeitabhängigkeit und Dynamik des Systems in den Berechnungsprozess integriert. Muskelkräfte und Zielfunktionen werden als zeitabhängige Zustandsvariablen behandelt, deren Verhalten durch Differentialgleichungen beschrieben wird (Hatze, 1976). Mathematisch entspricht die Methode der direkten Dynamik der numerischen Integration der Bewegungsgleichungen und der muskulären Zustandsvariablen, unter Verwendung der Anfangsbedingungen, was den Rechenaufwand im Vergleich zur inversen Dynamik enorm vergrößert. Um die Bewegungen der Körpersegmente berechnen zu können, müssen nicht nur die äußeren, sondern auch die inneren Kräfte bekannt sein (siehe Abb. 3.5). Es wird also simuliert, wie sich der betreffende Athlet aus der Anfangsposition, unter dem Einfluss der äußeren und inneren Kräfte bewegt. Die inneren Kräfte werden über eine Optimierungsrechnung bestimmt, indem die von den Muskeln erzeugten Gelenkmomente variiert werden, bis sie mit der tatsächlichen Bewegung übereinstimmen, beziehungsweise bis eine Zielfunktion (zum Beispiel Minimierung der inneren Arbeit) erreicht ist.

Die Muskeln werden dabei üblicherweise nach dem Hill-Modell (Hill, 1938) modelliert. Das Hill'sche Muskelmodell besteht aus einem kontraktilem (CE),

einem dazu parallel geschalteten, parallel-elastischen (PEE) Element und einem zu CE und PEE in Reihe geschalteten seriell-elastischen (SEE) Element (siehe Abb. 3.6). Das CE entspricht biologisch den zu Bündeln zusammenge-

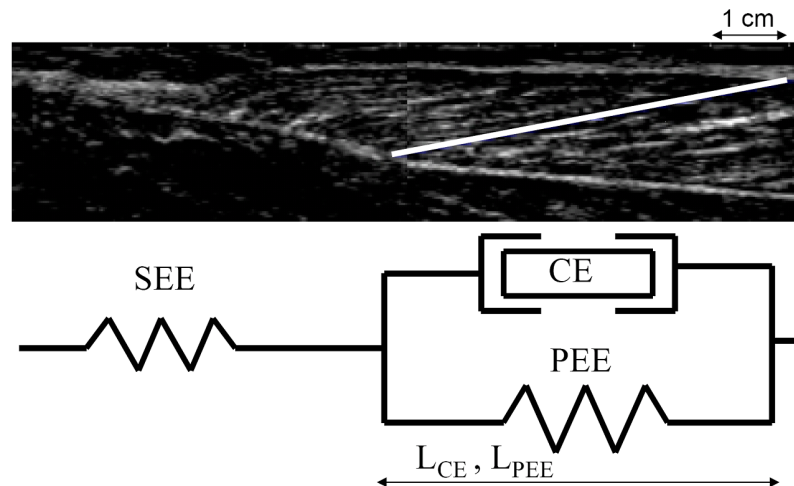


Abbildung 3.6: Ultraschallbild eines Muskels und mechanische Modellierung nach Hill (1938). Ein krafterzeugendes Muskelfaserbündel (weiß markiert) entspricht dem kontraktile Element (CE). Die Muskelfaserbündel sind an den Faszien befestigt. Wenn sich die Muskelfaser verkürzt, zieht sie an den Faszien, die die Kraft wiederum über die Sehnen auf die Knochen übertragen. Faszien und Sehnen sind im seriell-elastischen Element zusammengefasst. Abbildung nach Böhm (2002).

fassten Muskelfasern, in deren Zellen auf Protein-Ebene die aktive Längenverkürzung stattfindet. SEE und PEE sind passive Elemente und beschreiben die Fähigkeit des Muskels zur elastischen Formänderung und damit zur Speicherung mechanischer Energie. Das SEE als Repräsentierung von Sehnen und Bändern ist immer einer Verformung unterworfen, während das PEE erst dann eine elastische Kraft aufbringt, wenn das CE jenseits seines Arbeitsbereiches gestreckt wird. Das passive SEE überträgt die Kräfte des Muskels (CE und PEE) auf die Knochen. Die Kraft des CE jedes Muskels hängt dabei ab von der Muskellänge (Kraft-Längen-Relation), der Muskelverkürzungsgeschwindigkeit (Kraft-Geschwindigkeits-Relation) und der Aktivierung des Muskels (siehe Kap. 3.4).

Die Implementierung der Muskellängen - beziehungsweise Hebelarmänderungen, in Abhängigkeit des Gelenkwinkels in ein MKS-Modells, ist entscheidend zur realistischen Simulation menschlicher Bewegungen (Nussbaum u. a., 1995; Santaguida und McGill, 1995) und zur Bestimmung von Muskelkräften und Muskelmomenten (Murray u. a., 1995; Garner und Pandy, 2000). Allerdings liegen diese Abhängigkeiten als Messdaten aus Kadaveruntersu-

chungen nur für einfache Bewegungen, wie zum Beispiel die Ellbogenflexion und -extension, als Funktionen vor (Pigeon u. a., 1996; Murray u. a., 1995). Die Muskellänge, in Abhängigkeit des Gelenkwinkels, muss also berechnet werden. Der Weg des Muskels wird dabei über das sogenannte "straight-line" oder das "centroid-line" Modell bestimmt (Garner und Pandy, 2000). Bei dem straight-line Modell verläuft der Muskelweg auf direkter Linie von seinem Ansatz zum Ursprung. Dieses Modell ist zwar einfach zu berechnen, es können jedoch keine Muskelumlenkungen oder andere Objekte (z.b. weitere Muskeln oder Sehnen) realisiert werden. Beim centroid-line Modell verläuft der Muskel dagegen von Ansatz zu Ursprung durch die Schwerpunkte von Querschnittsflächen durch den Muskel (Buchanan u. a., 1993; Tsuang u. a., 1993). Allerdings sind die Querschnittsflächen des Muskels für beliebige Gelenkwinkel nicht bekannt und es ist in der Praxis häufig schon schwierig die Querschnittsfläche auch nur für eine einzige Gelenk-Konfiguration zu erhalten (Tsuang u. a., 1993). Häufig werden daher sogenannte "via-points" eingeführt (Delp und Loan, 1995), durch die der Muskel laufen muss und die je nach Gelenkwinkel an- oder abgeschaltet werden. Die Muskellänge von Ansatz zu Ursprung wird dann als Länge der Strecke durch die via-points berechnet. Dieser Ansatz ist rechentechnisch effizient, allerdings muss a-priori die Anzahl und Lage der via-points festgelegt werden. Dies ist bei einfachen Scharniergelenken noch möglich. Bei dreidimensionalen Bewegungen und bei Gelenken mit mehr als einem Rotationsfreiheitsgrad ist es schwierig, die Lage der via-points festzulegen. Desweiteren können Diskontinuitäten (Sprünge) in der Muskelängenberechnung entstehen, wenn via-points zu- oder abgeschaltet werden. Um die Muskelumlenkung zu modellieren, werden häufig geometrische Hilfsobjekte (2D: Kreise, Fagg (2000); 3D: Ellipsoide, Zylinder, Garner und Pandy 2000) eingesetzt, über die die Muskeln laufen müssen. Die Schwierigkeit, vor allem bei komplexen Bewegungsabläufen, besteht dabei in der akkuraten Modellierung der geometrischen Hilfsobjekte für alle vorkommenden Gelenkwinkel. Eine weitere Möglichkeit der Muskelängenberechnung besteht darin, die Oberfläche der Knochen als Querschnittsflächen durch dessen Volumen darzustellen und die Kontaktpunkte des Muskels auf diesen Querschnittsflächen zu ermitteln. Die Muskellänge wird dann als eindimensionale Verbindungslinie zwischen diesen Kontaktpunkten berechnet (Feng u. a., 2002). In den letzten Jahren kommen zur Muskel-Skelett-Modellierung vermehrt anatomisch basierte Ansätze, mit Hilfe der Daten aus dem sogenannten "Visible Human Dataset" (Ackerman u. a., 1995), zum Einsatz (Garner und Pandy, 2001; Dong u. a., 2002; Fernandez u. a., 2004; Teran u. a., 2005).

Ist die Muskellänge l in Abhängigkeit des Gelenkwinkels ϕ bekannt, so berechnet sich der Hebelarm r aus der partiellen Ableitung der Muskellänge nach dem Gelenkwinkel: $r = \partial l / \partial \phi$.

Kapitel 4

Explorative Untersuchungen zur Theoriebildung

Die explorativen Untersuchungen dienen zur Vorbereitung der empirischen Studien. Es handelt sich hierbei um die Theoriebildung, aus der schließlich die Hypothesen (siehe Kap. 4.6 ab Seite 68) abgeleitet werden, die im weiteren Verlauf der Arbeit zu überprüfen sind.

4.1 Analyse des Sportgerätes Handbike

Die Analyse des Systems Athlet-Sportgerät erfolgt gemäß den Ausführungen des Kapitels "Ergonomische Optimierung des Handbikes" (siehe Kap. 3.1): Das Ziel der hier vorgestellten Arbeit ist die Erhöhung der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems Handbike-Sportler über eine Verbesserung der Schnittstelle Athlet-Sportgerät. Gegenstand der Untersuchungen sind dabei die physischen Anforderungen an den Handbiker. Das Handbike und dessen Einstellmöglichkeiten müssen an die Anthropometrie des Sportlers angepasst sein ("Anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung" aus Kap. 3.1). Die Sitzposition und Körperhaltung sollen optimale Krafteinsätze ermöglichen. Vor allem der Handbike-Antriebsbewegung kommt eine entscheidende Rolle zu: Sie muss sich an den biomechanischen Voraussetzungen der oberen Extremität orientieren ("Gestaltung der mechanischen Tätigkeit" aus Kap. 3.1). Das Ziel ist sowohl die Maximierung der Kraftaufbringung, als auch des physiologischen Wirkungsgrades (siehe Kap. 3.4 und Formel 3.4). Von den äußeren Kräften und Umwelteinflüssen, die auf das System Handbike-Sportler einwirken, wird in dieser Arbeit die Aerodynamik von Handbikes näher betrachtet, da der Luftwiderstand den größten Einfluss aller äußeren Kräfte hat und in direkter Wechselwirkung mit den Kraftfähigkeiten des Athleten steht (siehe

Kap. 3.3 und Kap. 3.2).

Moderne Handbikes bieten viele Möglichkeiten der individuellen Anpassung an den Athleten. So lassen sich der Rückenlehnenwinkel, die Kurbelhöhe und die Entfernung der Kurbel an den Oberkörper verändern. Desweiteren kommen verschiedene Kurbellängen und -breiten zum Einsatz. Diese Einstellmöglichkeiten werden im Folgenden einzeln erläutern.

Rückenlehnenwinkel

Die höchsten Fahrgeschwindigkeiten erreichen gefähige Probanden ohne Einsatz einer Rückenlehne, indem sie nicht nur ihre Arme, sondern den gesamten Oberkörper zur Kraftaufbringung nutzen (Faupin u. a. 2008, siehe auch Kap. 2). Athleten mit einer Querschnittlähmung können diese unterstützenden Oberkörperbewegungen oftmals nicht durchführen (siehe Kap. 3.5 ab Seite 29) und benötigen eine Rückenlehne aufgrund einer ungenügenden Rumpfstabilität. Aus aerodynamischen Gründen wählen Athleten, die auf eine Unterstützung durch eine Rückenlehne angewiesen sind, eine möglichst flache, liegende Position. Es ist auch davon auszugehen, dass eine aufrechtere Sitzposition aufgrund der statischen Haltearbeit der Rumpfmuskulatur zu einem erhöhten Energieumsatz und somit zu einem niedrigeren physiologischen Wirkungsgrad führt.

Ein weiterer Aspekt, der bei der Rückenlehne beachtet werden muss, ist die optimale Abstützung des Athleten um maximale Krafteinsätze zu ermöglichen. Aller Voraussicht nach reicht es dabei nicht aus die Wirbelsäulenkontur des Athleten in einer statischen Haltung abzubilden. Vielmehr muss eine optimale Rückenlehnenkontur während der Handbikebewegung bei realistischem Kurbelwiderstand gefunden werden. Wahrscheinlich ist die optimale Rückenlehnenkontur auch vom Rückenlehnenwinkel abhängig.

Kniebikes können als eine Spezialisierung des Handbikes gesehen werden, da sie nur von Athleten mit einer geringen Läsionshöhe eingesetzt werden können. Daher werden Kniebikes auch nur von etwa 10-15% aller Handbiker eingesetzt (Orthopädie-Technik, 2009). Aus diesem Grund liegt der Schwerpunkt der hier vorgestellten Arbeit auf der Analyse und Untersuchung von Liegebikes.

Kurbelhöhe und Entfernung der Kurbel zum Oberkörper

Um die "Range of Motion" (Gelenkbewegungen) des Schulter- und Ellenbogengelenkes und damit die Gelenkbelastungen möglichst gering zu halten, sollte die Kurbelhöhe unterhalb des Acromions liegen und die Entfernung der Kurbel zur Schulter sollte keine komplette Ellenbogenextension zulassen

(Faupin und Gorce 2008). Auf die maximale Leistung hat die Kurbelhöhe keinen Einfluss (Lindschulten 2008).

Nach bestem Wissen des Autors wurde der Einfluss der Entfernung der Kurbel zum Oberkörper beim Handbiken mit synchroner Kurbelanordnung auf die maximale Leistung noch nicht untersucht. Miller u. a. (2004) führten jedoch eine solche Untersuchung bei Handkurbelergometrie mit um 180° versetzten Kurbeln durch. Mittels Stufentest wurden drei verschiedene Kurbelabstände (bei Ellenbogenflexion 0° = ausgestreckter Arm, 15° und 30°) hinsichtlich Ihres Effektes auf verschiedene physiologische Parameter (z.B. Herzfrequenz und RQ) bei maximaler Sauerstoffaufnahme ($VO_{2, \text{Max}}$) und dabei erreichter Leistung verglichen. Dabei wurden keine signifikanten Unterschiede in der erreichten Leistung festgestellt. Die dem Oberkörper nächste Kurbelposition (Ellenbogenwinkel = 30°) zeigte jedoch signifikant geringere Werte für die maximale Sauerstoffaufnahme. Miller u. a. (2004) führten dies darauf zurück, dass in der nahen Kurbelposition eine geringere statische Haltearbeit zur Rumpfstabilisation notwendig ist. Aufgrund der synchronen Kurbelanordnung beim Handbiken ist die muskuläre Stabilisierung des Rumpfes weniger bedeutend, als bei asynchroner Handkurbelergometrie, das heißt der Unterschied in der maximalen Sauerstoffaufnahme bei verschiedenen Kurbelabständen zum Oberkörper sollte beim Handbiken geringer sein. Auch wenn eine Untersuchung des Einflusses der Kurbelentfernung auf die erbrachte Leistung noch aussteht, scheint der Einfluss der Kurbelentfernung auf die Leistung aber nur gering zu sein.

Handbiker, und insbesondere Liegebiker, stellen sich Ihre Kurbel im allgemeinen so ein, dass das Kurbelgehäuse möglichst tief liegt und der Arm am entferntesten Punkt des Griffes vom Oberkörper nicht ganz gestreckt ist. Bezüglich der Leistungsfähigkeit spricht nichts gegen diese Einstellung, andere Kurbelpositionen scheinen keinen Vorteil zu bieten. Es ist allerdings davon auszugehen, dass die Positionierung der Kurbel und insbesondere der Kurbelhöhe einen Einfluss auf den Luftwiderstand hat.

Kurbellänge und Kurbelbreite

Aktive Hochleistungssportler im Handcycling testen verschiedene Kurbellängen in unterschiedlichen Rennsituationen. Zurzeit gefahrene Kurbellängen (mündliche Kommunikation mit deutschen paralympischen Athleten im Jahr 2008) liegen zwischen 175 und 195 mm bei einer Kurbelbreite von etwa 420 mm (Liegebike) und über 200 mm Länge bei einer Kurbelbreite von etwa 500 mm (Kniefike). Der Trend, vor allem bei den Kniefikes, geht zurzeit zu kürzeren und schmälere Kurbeln.

Zur Minimierung der Gelenkbelastungen sollte der Abstand der Kurbel-

griffe etwa der Schulterbreite entsprechen (Faupin und Gorce 2008). Dem Autor sind keine Studien bekannt, die den Effekt verschiedener Kurbelbreiten auf die Leistungsfähigkeit eines Handbike-Athleten untersuchen.

Kürzere Kurbeln mit 180 mm Länge sind effizienter bezüglich des Krafteinsatzes (siehe Formel 3.6) als 220 mm lange Kurbel und zwar unabhängig von der Kurbelfrequenz (Goosey-Tolfrey u. a. 2008). Wie in Kapitel 3.4: "Physiologie und Biomechanik" erläutert wurde, ist die Bewegungseffizienz alleine jedoch kein ausreichendes Maß für die Güte einer Bewegung, da der Einfluss der radialen Kräfte überbewertet wird. Entscheidend ist die Leistung, die über einen bestimmten Zeitraum aufgebracht werden kann. Mehrere Studien im Radsport haben gezeigt, dass die Kurbellänge die erreichbare Maximalleistung beeinflusst (Inbar u. a., 1983; Too und Landwer G.E., 2000; Yoshihuko und Herzog, 1990, 1996; Martin und Spirduso, 2001). Die maximale Leistung, die ein Handbiker aufbringen kann, ist aus zwei Gründen interessant (siehe auch Kap. 3.4): Zum einen kann es für den Ausgang eines Rennens entscheidend sein kurzfristig eine maximale Leistung zu erzielen, zum anderen ist die maximale erreichbare Leistung ein Prädiktor für die Ausdauerleistung eines Athleten (Hawley und Noakes, 1992; Bentley u. a., 1998; Faria u. a., 2005b). Im Gegensatz zum Radsport gibt es im Handcycling keine Untersuchungen, die sich mit dem Einfluss der Kurbellänge auf die maximale Leistung beschäftigen. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass die maximal erreichbare Leistung auch im Handcycling von der Kurbellänge abhängt. Aus dem Radsport ist weiterhin bekannt, dass die Kurbellänge, mit der die maximale Leistung erreicht wird, von der Beinlänge des Radsportlers abhängt (Inbar u. a., 1983; Martin und Spirduso, 2001). Analog zum Radsport wird angenommen, dass die leistungsstärkste Kurbellänge von der Armlänge des Handbikers abhängt. Dementsprechend wird weiterhin davon ausgegangen, dass die Kurbelbreite, mit der die maximale Leistung erreicht wird, von der Schulterbreite des Handbikers abhängt.

Handbikegriff und Handbike-Antriebsbewegung

Bei der ergonomischen Optimierung des Handbikes soll aber nicht nur die Anpassung der vorhandenen Einstellmöglichkeiten wie Rückenlehnenwinkel, Kurbelposition und Kurbelgeometrie an die Anthropometrie des Sportlers berücksichtigt werden. Auch der Handbike-Antriebsbewegung kommt eine entscheidende Rolle zu. Daher ist es notwendig, sich näher mit dem Handbikegriff sowie der Handbike-Antriebsbewegung an sich zu beschäftigen.

Handbikegriff Der Handbikegriff, als die direkte Schnittstelle zwischen Handbike und Sportler, überträgt die vom Sportler aufgebrauchte Kraft auf

das mechanische System. Da die biomechanische Analyse des Handbikegriffes einiger Überlegungen bedarf und desweiteren eine Verbesserung eventuell mit einer Neukonstruktion des Handbikegriffes einhergeht, wird diesen Überlegungen ein eigenes Unterkapitel: "Biomechanische Analyse des Handbikegriffes" (siehe Kap. 4.2) gewidmet.

Handbike-Antriebsbewegung Als noch weitergehender Schritt wurde die Handbike-Antriebsbewegung an sich biomechanisch analysiert. Die runde Bewegungsform ist "Eins-zu-Eins" aus dem Radsport übernommen worden und nicht an die Kraft- und Bewegungsmöglichkeiten der oberen Extremität angepasst. Auch diese grundsätzliche Analyse der Antriebsbewegung wird aufgrund ihres Umfangs in einem eigenen Unterkapitel behandelt (siehe Kap. 4.3).

4.2 Biomechanische Analyse des Handbikegriffes

In konventionellen Handbikes wird in der Regel ein leicht nach innen gekippter Griff (10-15° in pronierter Richtung) verwendet (siehe Abb. 4.1). In

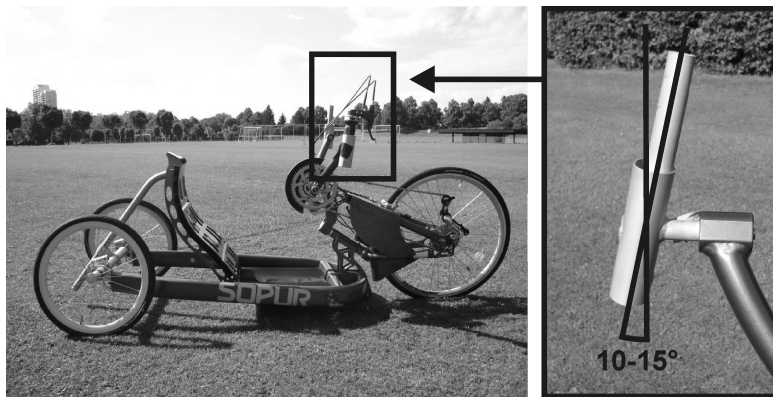


Abbildung 4.1: Handbike mit konventionellem, um 10-15° nach innen proniertem Griffwinkel (gezeigt ist der linke Griff), Krämer u. a. (2009b).

Übereinstimmung mit dieser pronierten Griffposition fanden Lategan und Krüger (2007) signifikant höhere maximale Kräfte beziehungsweise Gelenkmomente während isokinetischer Ellenbogenextension mit einem um 90° pronierten Griff, im Vergleich zur neutralen Position (0°=Daumen nach oben). Im Gegensatz dazu wurden bei isokinetischer und isometrischer Ellenbogenflexion höhere Gelenkmomente mit einem supinierten Griffwinkel erreicht

(Wells, 1955; Mandalidis und O'Brien, 2001; Lategan und Krüger, 2007). Während der Handbikebewegung tritt alternierend sowohl eine Ellenbogenextension in der Druckphase, als auch eine Ellenbogenflexion in der Zugphase auf, die beide in gleichem Maße zur Generierung von Leistung genutzt werden. Daher könnte es sein, dass der zurzeit gefahrene Griffwinkel von 10-15° ein Kompromiss zwischen der Zug- und Druckphase darstellt und die Kraftmöglichkeiten der oberen Extremität nicht optimal ausgenutzt werden. Um die erbrachte Leistung im Handbiken zu erhöhen, könnte es daher sinnvoll sein den festen Griffwinkel aufzugeben und einen variablen Griff einzusetzen, der eine Pronations-Supinations-Bewegung (PSB) des Unterarmes über einen Handbike-Zyklus erlaubt. Technisch könnte das entweder über eine freie Lagerung oder eine Zwangssteuerung erreicht werden, die den Griffwinkel in Abhängigkeit des Kurbelwinkels vorgibt. Eine freie Lagerung würde jedoch eine ständige Stabilisierung des Griffes mit Hilfe der Handgelenkmuskeln notwendig machen. Dies würde sowohl zu einer erhöhten Belastung des Handgelenks, als auch zu einem erhöhten Energieverbrauch aufgrund des vermehrten Muskeleinsatzes führen. Daher wäre es wahrscheinlich sinnvoll einen Griff zu konstruieren, der eine PSB über eine Zwangssteuerung vorgibt, die einen optimalen Krafteinsatz ermöglicht. Allerdings ist es fraglich, ob die Beobachtungen zu den Kraftfähigkeiten während der Ellenbogenflexion und -extension (Wells, 1955; Mandalidis und O'Brien, 2001; Lategan und Krüger, 2007) auf die reale Situation der Handbikebewegung übertragen werden können. Weitere und zweigelenkige Muskeln des Schulter- und Ellenbogengelenkes könnten die Effekte bei der eingelenkigen Ellenbogenflexion und -extension überlagern.

Thees (2005) ermittelte den Einfluss von drei verschiedenen Griffwinkeln (0°=neutral und 12° bzw. 90° proniert) beim Handbiken auf physiologische Parameter (Sauerstoffaufnahme, Laktatkonzentration, Herzfrequenz) und fand keine signifikanten Unterschiede. Supinierte Griffwinkel wurden allerdings nicht untersucht. Bressel u. a. (2001) untersuchten verschiedene Griffwinkel bei Handkurbelergometrie. Dabei fanden sie eine erhöhte Muskelaktivität des m. brachioradialis in der neutralen, im Vergleich zur 90° supinierten und pronierten Position.

Nach bestem Wissen des Autors existieren keine Studien, die den Einfluss verschiedener Griffwinkel auf die Krafterzeugungsmöglichkeiten des Handbike-Athleten untersucht haben.

4.3 Biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung

Wie schon in Kapitel 1.2 ab Seite 4 erwähnt, sind die Inhalte dieses Kapitels Teil des interdisziplinären Projektes "Optimierung des Behindertensportgerätes Handbike" (Klöpfer u. a., 2004; Krämer u. a., 2006; Böhm u. a., 2006b) und daher auch in Klöpfer-Krämer (2009) detailliert nachzulesen. Aus diesem Grund wird die biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung in dieser Arbeit nur kurz dargestellt. Insbesondere wird auf die ergonomischen und ingenieurwissenschaftlichen Gesichtspunkte, die zu den Arbeitspaketen der hier vorliegenden Arbeit gehörten, eingegangen.

Das Handbike wurde seit seinem ersten Auftauchen als Vorspannbike für einen normalen Rollstuhl zur Erhöhung der Mobilität von Rollstuhlfahrern hin zu einem hochtechnisierten Sportgerät ständig weiterentwickelt (siehe Kap. 1.1). Der komplette Antriebsstrang sowie die runde Antriebsbewegung des Handbikes wurden jedoch von Anfang an vom Radsport übernommen und seither nicht an die biomechanischen Voraussetzungen und Bewegungsmöglichkeiten des Hand-Arm-Systems angepasst. Es stellt sich also die Frage, ob dieser für die untere Extremität konzipierte Antrieb, auch der für die obere Extremität Optimale ist (siehe Abb. 4.2). Die Bewegungsfreiheit ("Range

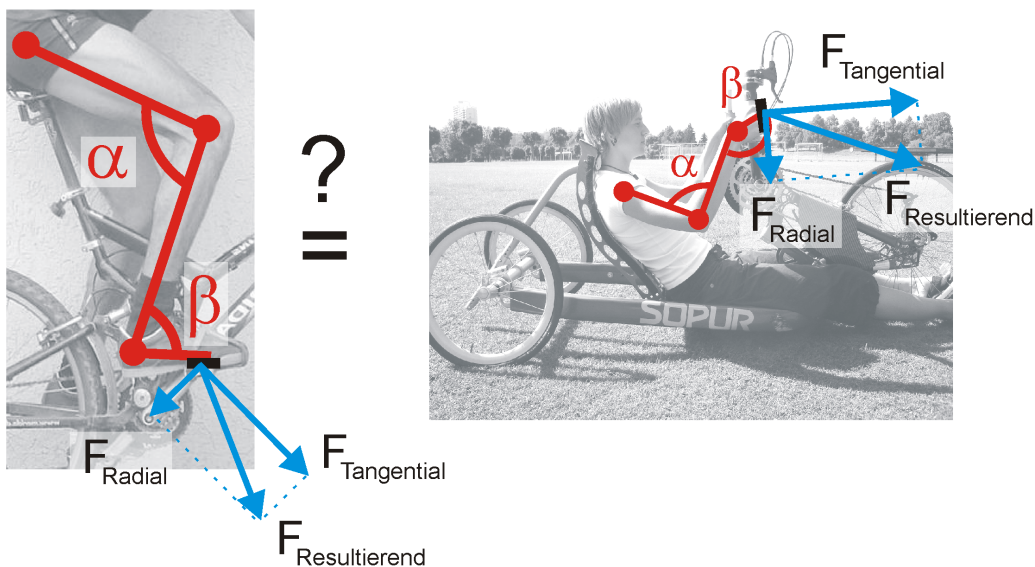


Abbildung 4.2: Biomechanischer Vergleich der oberen und unteren Extremität beim Radfahren und Handbiken (nach Klöpfer-Krämer 2009)

of Motion", ROM) des Schultergelenks ist wesentlich vielfältiger als die des

Hüftgelenks. Es ist also davon auszugehen, dass es viele alternative Antriebsbewegungen gibt, die sinnvolle Kräfteinsätze erlauben.

Aufgrund der großen Anzahl der anatomisch denkbaren und konstruktiv umsetzbaren Antriebsbewegungen für ein Handbike, wurden drei grundsätzliche Bewegungsformen aus dieser Vielfalt extrahiert: Jede denkbare Bewegungsform, mit der sich ein Handbike antreiben lässt, kann man zurückführen auf eine lineare Bewegung (Vorwärts-Rückwärts, Aufwärts-Abwärts sowie Auswärts-Einwärts) oder auf eine Kombination dieser drei Bewegungsformen. Zur Bewertung, beziehungsweise zum Vergleich dieser linearen Bewegungen, wurden Daten aus der Ergonomie zu Kraft- und Momentangriffsrichtungen (sogenannte "Isodynen", siehe Kap. 3.1) bei verschiedenen Extremitätenpositionen herangezogen (DIN-Norm, 33411; Burandt, 1978). Dabei zeigte sich, dass bei der Vorwärts-Rückwärts- und bei der Aufwärts-Abwärts-Bewegung deutlich höhere Kräfte möglich sind als bei der Auswärts-Einwärts-Bewegung. Bei einer Aufwärts-Abwärts-Bewegung sind die möglichen Kräfte besonders hoch, wenn die Bewegung über Schulterhöhe stattfindet. Allerdings ist dies aufgrund der dann auftretenden hohen Gelenkbelastungen in der Schulter zu vermeiden, da dieses Gelenk bei Rollstuhlfahrern meist schon überlastet ist. Desweiteren können Querschnittgelähmte Über-Kopf-Bewegungen oftmals nicht durchführen. Aus präventiver Sicht ist also die Vorwärts-Rückwärts-Bewegung gegenüber der Aufwärts-Abwärts-Bewegung zu bevorzugen. Andere Kriterien wie Kraftausdauer, Einfluss der Läsionshöhe und eine Expertenbefragung zeigten entweder kein klares Bild oder ebenfalls eine Bevorzugung der Vorwärts-Rückwärts-Bewegung (Klöpfer-Krämer, 2009).

Bei näherer Betrachtung der Vorwärts-Rückwärts-Bewegung zeigte sich, ebenfalls anhand der Isodynen (DIN-Norm, 33411), dass sie unterhalb der Schulterhöhe liegen sollte und zwar umso tiefer, je gestreckter der Arm ist (zwischen -10° und -40° Arm-Höhenwinkel, 0° =Schulterhöhe). Die maximale Armreichweite sollte nicht mehr als 80% betragen. Bei der Rückwärtsbewegung ist ein Arm-Seitenwinkel von 30° nach außen vorzuziehen (0° =gerade nach vorne gestreckt), da dann höhere Kräfte aufgebracht werden können. Allerdings sind bei der Vorwärtsbewegung die erreichbaren Kräfte bei einem Arm-Seitenwinkel von 0° höher. Eine Kombination dieser bezüglich maximaler statischer Kräfte optimalen Bewegungsrichtungen führt zu einer Arm-bewegung, die bei der Vorwärts-Bewegung nach unten-innen und bei der Rückwärts-Bewegung nach oben-außen gerichtet ist.

Wie schon im Kapitel "Ergonomische Optimierung des Handbikes" (siehe Kap. 3.1) angedeutet, zeigte sich bei der theoretischen Ableitung einer optimierten Antriebsbewegung, dass die Einschätzung der menschlichen Körperkräfte bei einer beliebigen Bewegung unter Berücksichtigung aller Rand-

bedingungen kaum möglich ist. Allerdings konnte aus den hier vorgestellten theoretischen Überlegungen anhand der statischen Maximalkräfte des Menschen eine Tendenz bezüglich einer zu bevorzugenden Bewegungsrichtung (Vorwärts-Rückwärts-Bewegung), sowie deren Ausgestaltung abgeleitet werden. Allerdings "passen" die Literaturdaten nicht exakt zu den hier zu untersuchenden Bewegungsformen, Kraftrichtungen und Rahmenbedingungen wie Körperhaltung und Abstützungen. Um die bisherigen Überlegungen abzusichern und die Theoriebildung bezüglich einer alternativen Antriebsbewegung weiter voran zu treiben und zu detaillieren wurde eine mathematische Modellierung alternativer Antriebskonzepte durchgeführt (siehe Kap. 4.4).

4.4 Untersuchung der Antriebsbewegung mittels Muskel-Skelett-Modellen

Im Kapitel "Biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung" (siehe Kap. 4.3) hat sich gezeigt, dass eine lineare Vorwärts-Rückwärts-Bewegung die Hauptbewegungsrichtung beim Handbiken sein sollte, um optimale Krafteinsätze bei einer geringen Belastung der Gelenke zu gewährleisten. Um dies näher zu untersuchen und abzusichern, wird in diesem Kapitel mittels mathematischer Modellierung (Hintergründe zur mathematischen Modellierung siehe Kap. 3.6) die Handbike-Antriebsbewegung evaluiert und eine optimierte Antriebsbewegung gesucht.

Folgende Arbeitsschritte wurden dabei im Einzelnen durchgeführt:

1. Systematische Messung des Kraftepotentials (statisch und dynamisch) während der Bewegung (siehe Kap. 4.4.1: "Messung der muskulären Eigenschaften")
2. Evaluation der Handbikebewegung sowie einer linearen Vorwärts-Rückwärts-Bewegung (Ruderbewegung rein aus den Armen heraus) mittels Bewegungsanalyse und inverser Dynamik, zur Erweiterung des Hintergrundwissens (siehe Kap. 4.4.1: "Bewegungsanalyse und inverse Dynamik")
3. Ableitung einer alternativen, verbesserten Antriebsbewegung aus den beiden vorausgegangenen Arbeitsschritten (siehe Kap. 4.4.2 und 4.4.3)
4. Vergleich der konventionellen Handbikebewegung mit der virtuellen alternativen elliptischen Bewegung mittels Muskel-Skelett-Modellen und direkter Dynamik (siehe Kap. 4.4.1: Muskel-Skelett-Modell)

4.4.1 Methode

Messung maximaler Gelenkmomente

Zacher und Bubb (2004) ermittelten maximale statische Gelenkmomente für verschiedene Gelenkwinkel und Krafrichtungen über den kompletten Bewegungsumfang der oberen Extremität. In Abbildung 4.3 ist die Messapparatur gezeigt, um (maximale) isometrische Gelenkmomente im Ellenbogengelenk zu messen. Für die Bestimmung der Gelenkmomente im Schultergelenk existiert

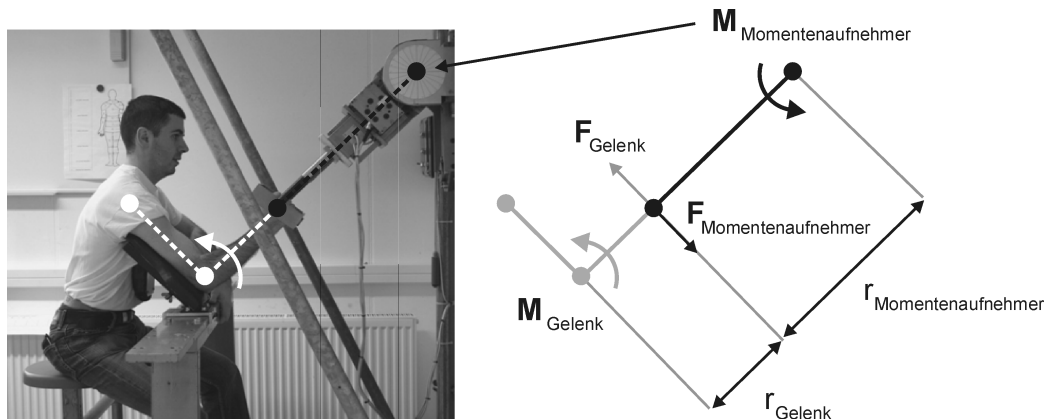


Abbildung 4.3: Messapparatur zur Bestimmung von (maximalen) isometrischen Gelenkmomenten im Ellenbogengelenk (Böhm und Krämer 2007).

eine analoge Messeinrichtung. Das Ellenbogenmoment, das vom Probanden auf den Griff übertragen wird, entspricht dem Moment im Aufnehmer und wird dort mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen (DMS) gemessen. Über das Verhältnis der Hebelarme von dem Momentenaufnehmer zum Griff und vom Griff zum Ellenbogengelenk, kann dann die Kraft, die der Proband am Griff aufbringt, berechnet werden. Das Moment, das der Proband über das Handgelenk auf den Griff überträgt, wird vernachlässigt. Die Gelenkkraft muss senkrecht zum Hebelarm, also dem Unterarm stehen und der Unterarm muss in einer Linie zum Hebelarm des Momentenaufnehmers stehen. Dann gilt:

$$M_{\text{Momentenaufnehmer}} = -M_{\text{Gelenk}} \text{ , mit: } M = F \cdot r \quad (4.1)$$

Diese in Abbildung 4.3 gezeigte Konfiguration wird erreicht, indem die Messapparatur in die entsprechende Position bewegt und rotiert wird. Zacher und Bubb (2004) ermittelten für sieben männliche Probanden (Alter: 20-26 Jahre, Größe: 175-183 cm, Gewicht: 73-82 kg) die maximalen Gelenkmomente für verschiedene Gelenkwinkel (in 45°-Schritten) und alle Krafrichtungen für das Schultergelenk (Flexion-Extension, Abduktion-Adduktion, Innen-

Außenrotation) und das Ellenbogengelenk (Flexion-Extension, Pronation-Supination).

Bewegungsanalyse und inverse Dynamik

Zur Berechnung der inneren (Gelenk-)Kräfte und Momente mit Hilfe der inversen Dynamik werden außer den äußeren Kräften auch die Bewegungstrajektorien der Körpersegmente als Eingangsdaten benötigt (siehe Kap. 3.6 und Abb. 3.5). Eine markerbasierte Bewegungsanalyse (Vicon MX-460, Oxford Metrics, England) mit zwei Probanden (männlich, Alter: 32 und 36 Jahre, Größe: 172 und 180 cm, Gewicht: 72 und 78 kg) wurde für die runde Handbikebewegung und eine lineare Ruderbewegung durchgeführt. Die erbrachte Leistung war beim Handbiken und Rudern gleich und wurde über denselben Ergometer (Wirbelstrombremse) gesteuert. Die beiden Probanden mussten die Bewegung für jeweils eine Minute bei 100 Watt Leistung und einer Bewegungsfrequenz von 66 Zyklen pro Minute durchführen. Da der Ruderergometer über einen Seilzug angetrieben wird, konnten die Kräfte beim Rudern nur in der Zugphase übertragen werden. Daher wurden die Probanden angehalten, auch das Handbike nur während der Zugphase zu beschleunigen. Die von den Probanden aufgebrauchten Kräfte wurden beim Handbike mittels auf der Griffachse applizierten DMS gemessen. Beim Rudern kam eine Kraftmessdose, eingebaut in den Seilzug des Ruderergometers, zum Einsatz. Die Gelenkwinkel wurden über die Rotationen der lokalen Gelenk-Koordinatensysteme (KOS) zueinander und relativ zur Nullmessung (Arm gestreckt nach unten hängend, Kurbel in der vorderen, körperfernen Position und Griff senkrecht zur Kurbel) bestimmt. Die International Society of Biomechanics (ISB) gibt für diese Berechnung ein Markerset vor (siehe Abb. 4.4), aus denen die lokalen KOS berechnet werden können (Wua u. a., 2005). Die Kardanwinkel (Gelenkwinkel) wurden nach der Grood und Suntay Konvention bestimmt (Grood und Suntay, 1983): Der erste berechnete Winkel stellt die Rotation um die x-Achse im lokalen KOS des distalen Körpersegments (hier: des Unterarms) dar. Der dritte Winkel entspricht der Rotation um die z-Achse im lokalen KOS des proximalen Körpersegments (hier: des Oberarms). Die zweite Rotation um die y-Achse (die sogenannte "floating axis") kann nicht frei gewählt werden: Sie steht senkrecht auf der x- und der z-Achse. Diese Berechnung der Kardanwinkel hat den Vorteil, dass die Rotationen um die x- und z-Achse der lokalen KOS im distalen beziehungsweise proximalen Körpersegment den anatomischen Gelenkwinkeln (Innen-Außenrotation und Flexion-Extension) direkt entsprechen, wenn die Marker und die Berechnung der lokalen KOS entsprechend gewählt werden. Im Falle des Ellenbogengelenks wird zum Beispiel die x-Achse des Unter-

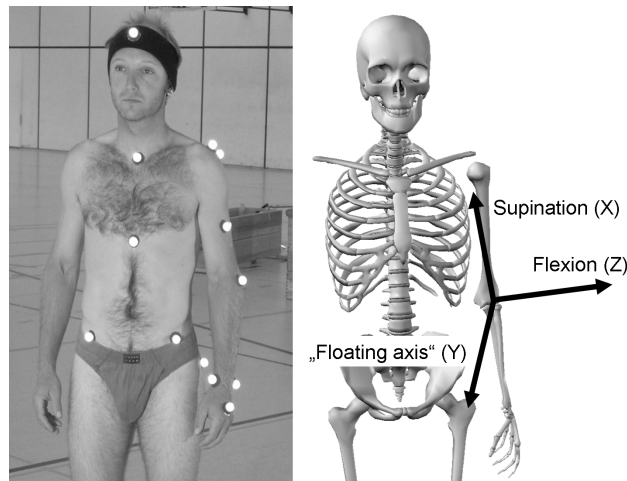


Abbildung 4.4: Markerset und lokales Koordinatensystem im Ellenbogengelenk für den Unterarm nach ISB-Konventionen (Wua u. a., 2005) in der Nullmessung. Die Gelenkwinkel (Flexion-Extension und Innen-Außenrotation) werden nach Grood und Suntay (1983) berechnet (siehe Text), Böhm und Krämer (2007).

arms (vom Ellenbogengelenk aus distales Körpersegment) so gewählt, dass sie durch die Gelenkmittelpunkte von Ellenbogen und Handgelenk geht und somit der Außen- und Innenrotation des Unterarms entspricht. Die z-Achse des Oberarms (vom Ellenbogen aus proximales Körpersegment) verläuft vom lateralen zum medialen epicondylus und entspricht somit der Flexion und Extension des Unterarmes.

Die so berechneten Gelenkwinkel dienen, wie in Kapitel "Mathematische Modellierung" (siehe Kap. 3.6) beschrieben, zusammen mit den gemessenen äußeren Kräften als Eingangsdaten für die Newton-Euler-Gleichungen, um die inneren Kräfte (Muskelmomente) invers-dynamisch zu bestimmen. Diese Muskelmomente entsprechen dabei den Netto-Gelenkmomenten, die auch mit Hilfe des Muskel-Skelett-Modells (siehe nächster Abschnitt) ermittelt werden. Wie in Kapitel 3.6 beschrieben, werden die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der Segmente aus den Gelenkwinkeln durch Ableitung bestimmt. Dadurch führen kleine Schwankungen im Gelenkwinkelverlauf zu unrealistischen Sprüngen in den Reaktionskräften und Gelenkmomenten. Daher wurden hier in einem erstem Schritt analog zu Wallrapp u. a. (2005) die Gelenkwinkelverläufe geglättet, indem die Körpersegmente mit Federn an die Marker angekoppelt wurden ("Markergesteuertes" Modell) und so eine Filterung der Bewegungsanalysedaten des Starrkörpermodells stattfand. Diese geglätteten Gelenkwinkelverläufe dienen dann als Eingangsdaten der invers-dynamischen Berechnung der Gelenkbelastungen.

Muskel-Skelett-Modell

Um die virtuelle, elliptische Antriebsbewegung für das Handbike zu untersuchen, wurde ein 2D-MKS-Modell aufgebaut. Die Implementierung der Muskeln spielte dabei die entscheidende Rolle, da sie die Kräfte generieren, welche die Körpersegmente bewegen. Die Masse der einzelnen Segmente des Starrkörpermodells (Hand, Unterarm, Oberarm und Oberkörper), sowie deren Trägheitsmomente und Gelenkpositionen wurden nach dem Hanavan Modell bestimmt (Hanavan, 1964). Die Längen der Körpersegmente entsprechen den individuellen Abmessungen der Probanden (siehe vorheriger Abschnitt: "Bewegungsanalyse und inverse Dynamik") und wurden in einem Vitus 3D Body Scanner ausgemessen (Tecmat GmbH, Kaiserslautern, Deutschland). Die Hand wurde im MKS-Modell mittels Zwangskräften an die Handbike-Kurbel gekoppelt, um so die runde und elliptische Bewegung mit demselben Modell zu simulieren. Dazu wurde die Länge der kurzen Halbachse der Ellipse im Vergleich zum Kreis variiert (siehe Abb. 4.5): Kreis: $a = b = 36$ cm; Ellipse: $a = 36$ cm, $b = 0.5 a = 18$ cm. Sechs Muskelgruppen übertragen Kräfte

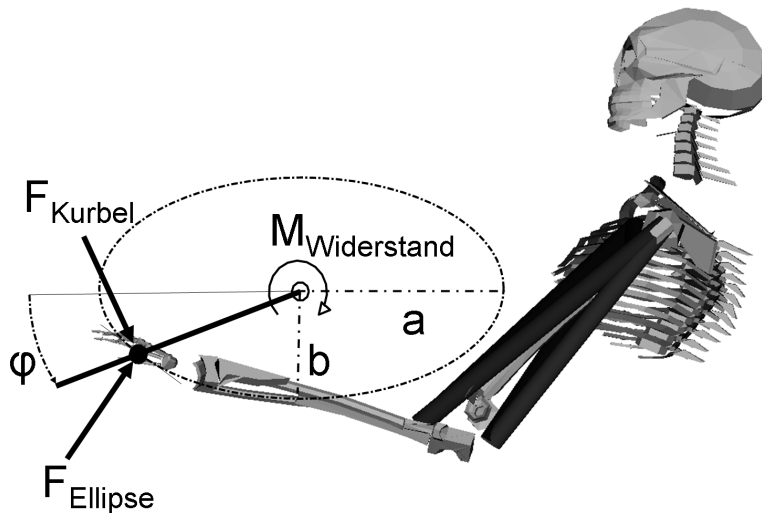


Abbildung 4.5: Muskel-Skelett-Modell zur Simulation der elliptischen Handbike-Bewegung. Das Modell besteht aus 4 Körpersegmenten, die mit Scharniergelenken ohne Reibungsverluste in der Schulter und im Ellenbogen verbunden sind. Das Handgelenk ist starr modelliert. 6 Muskelgruppen treiben die Körpersegmente an. 2 Zwangsbedingungen wirken auf die Hand: Eine Linearführung entlang der Kurbel (F_{Kurbel}) und eine Bahnführung entlang der Ellipse ($F_{Ellipse}$), Böhm und Krämer (2007).

auf die Körpersegmente. Die Muskeln wurden bezüglich ihrer Funktionalität (Flexoren und Extensoren, Eingelenkig und Zweigelenkig) und Wichtigkeit

in Bezug auf die Antriebsbewegung ausgewählt: m. brachialis, m. triceps brachii caput laterale, m. pectoralis major, m. deltoideus pars spinalis, m. biceps brachii caput longum und m. triceps brachii caput longum. Die Muskeln wurden dabei nach dem Hill'schen Muskelmodell modelliert (siehe Kap. 3.4 und 3.6). Da es sich um ein 2D-Modell handelte, konnte die Berechnung der Muskelängen anhand geometrischer Überlegungen (Fagg, 2000; Houk u. a., 2002) erfolgen (siehe auch Kap. 3.6).

Die Muskelaktivierung wurde über Kontrollknoten gesteuert, die sich an diskreten Stellen befinden und über den kompletten Handbikezyklus verteilt sind. Zwischen den Kontrollknoten wurde der Verlauf der Muskelaktivierung mit Hilfe von sinusförmigen Funktionen interpoliert (siehe Abb. 4.6). Die

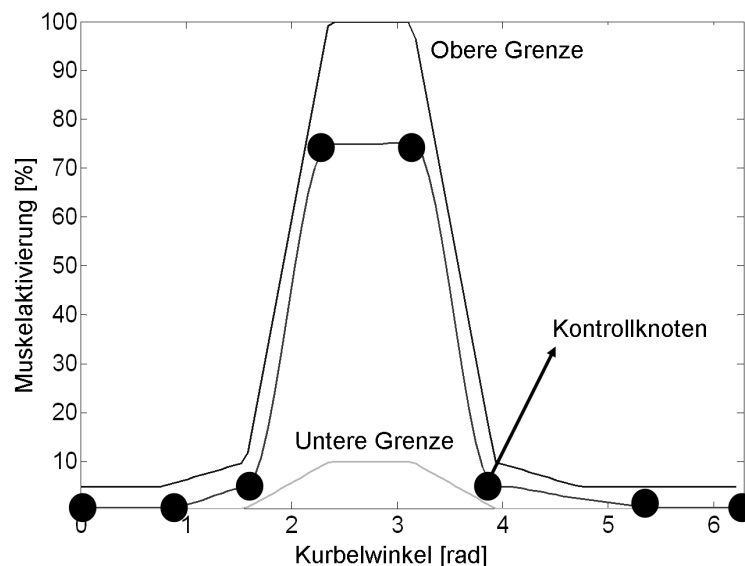


Abbildung 4.6: Aktivierungsfunktion mit 8 Kontrollknoten für den m. brachialis. Die Kontrollknoten wurden in der Zeit und in ihrer Amplitude während dem Optimierungsprozess variiert. Die obere und untere Grenze wurde eingeführt, um die Optimierungszeit zu verkürzen (Böhm und Krämer 2007).

Kontrollknoten wurden in ihrer Amplitude und in der Zeit beziehungsweise über den Kurbelwinkel variiert, bis das Modell die Handbike-Bewegung mit einem minimalen muskulären Energieverbrauch ausführte. Der muskuläre Energieverbrauch wurde gemäß Anderson und Pandy (2001) und Bhargava u. a. (2004) berechnet. Der Optimierungsprozess ist in Abbildung 4.7 auf Seite 53 grafisch dargestellt. Um im Optimierungsprozess das globale Minimum zu finden, wurde die Methode des "simulated annealing" eingesetzt (Corana u. a., 1987). Die Bewegungsgleichungen wurden mittels der MKS-Software SIMPACK (GmbH, Wessling, Deutschland) gelöst, die Optimierung wurde

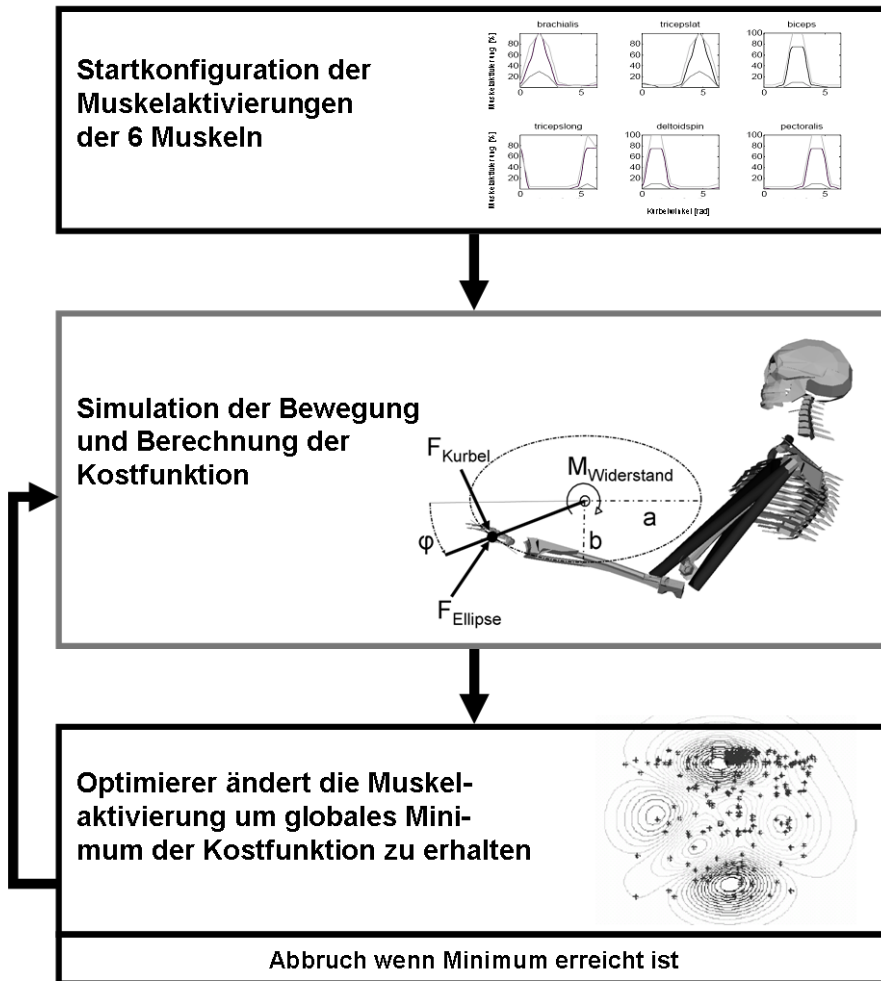


Abbildung 4.7: Grafische Darstellung des Optimierungsprozesses der Aktivierungsfunktionen (Böhm und Krämer 2007).

mit MatLab (Mathworks, USA) durchgeführt. Weitere Details zu dem Aufbau des Muskel-Skelett-Modells und dem Optimierungsprozess sind in Wimber (2005) dargestellt.

4.4.2 Ergebnisse

Bewertung der Kinematik der Ruder- und Handbikebewegung hinsichtlich maximaler Muskelmomentenerzeugung

Die von Zacher und Bubb (2004) gemessenen maximalen isometrischen Gelenkmomente der sieben Probanden (siehe 4.4.1: "Messung der muskulären Eigenschaften") wurden normiert und anschließend gemittelt. Die gemittelten Maximalmomente erreichen nicht den Wert eins, da die Probanden ihr individuelles Maximum bei unterschiedlichen Gelenkwinkeln erreichten. In Abbildung 4.8 auf Seite 55 sind die normierten isometrischen Maximalmomente des Ellenbogen- und Schultergelenks dargestellt. Im Falle des Ellenbogengelenks ist der Flexions-Extensions-Winkel, sowie der Winkel der Pronation und Supination gezeigt. Im Falle des Schultergelenks ist ebenfalls der Flexions-Extensions-Winkel und zusätzlich der Abduktions-Adduktions-Winkel aufgetragen. Die Innen- und Außenrotation des Schultergelenkes liegt in der vierten Dimension und wurde vernachlässigt, da diese Schulterbewegung während der Handbike- und Ruderbewegung die geringste Rolle spielt.

In Abbildung 4.9 auf Seite 56 sind die Flexionswinkel des Ellenbogengelenks während der Handbike- und Ruderbewegung für beide Probanden gezeigt. Bei der Ellenbogenflexion- bzw. extension entspricht Null Grad dem ausgestreckten Arm. Die Ruderbewegung erstreckt sich über einen größeren Gelenkwinkelbereich als die Handbikebewegung. Die Ruderbewegung startet bei komplett gestrecktem Arm, während bei der Handbikebewegung der Arm auch in der entferntesten Kurbelposition noch leicht gebeugt ist. Außerdem wird bei der Ruderbewegung das Ellenbogengelenk stärker gebeugt und der Arm bleibt auch längere Zeit bei einer hohen Ellenbogenflexion, da in der letzten Phase der Ruderbewegung mehr aus der Schulter heraus gezogen wird.

Mit Hilfe der gemessenen maximalen isometrischen Gelenkmomente (siehe Abb. 4.8) sowie der Gelenkwinkel (siehe Abb. 4.9) wurden die Trajektorien des Ellenbogen- und des Schultergelenkes während der Handbike- und der Ruderbewegung bezüglich ihres Kraft- und Momentenpotentials verglichen. Das Momentenpotential entspricht dabei den gemessenen maximalen Gelenkmomenten. Geprüft wird also, welches Maximalmoment während der Bewegung bei jedem auftretenden (gemessenen) Gelenkwinkel übertragen werden kann. Dieses Vorgehen ist exemplarisch für das Schultergelenk und die Handbike-

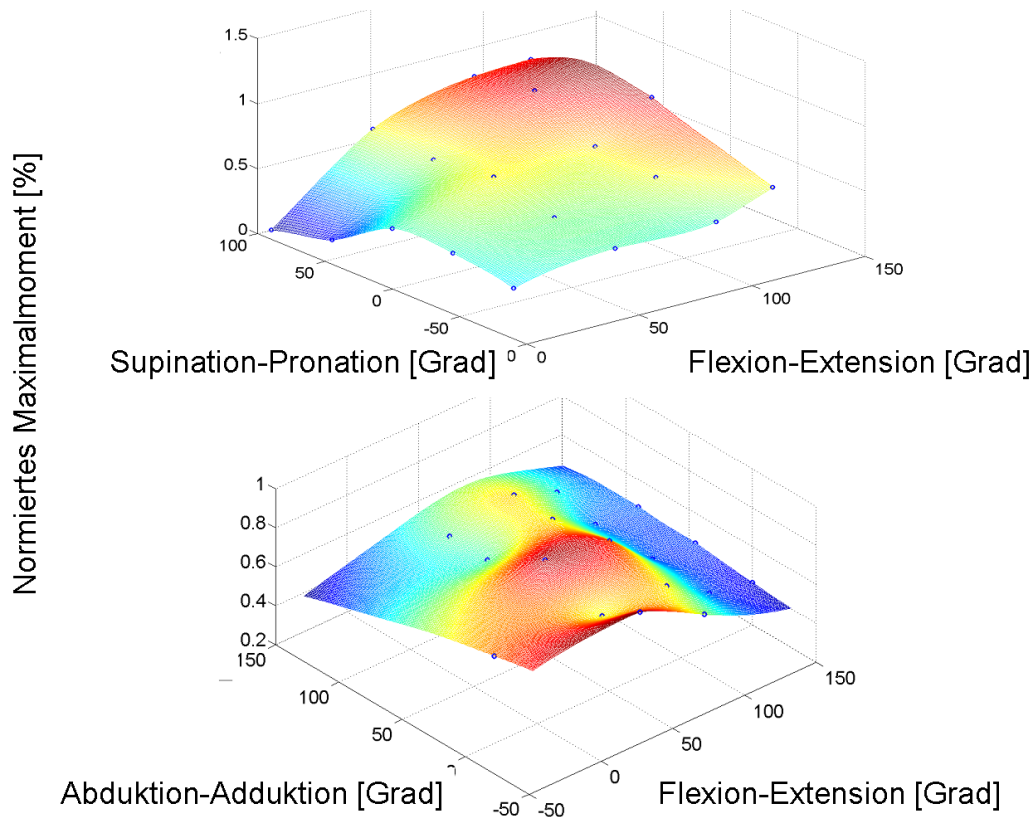


Abbildung 4.8: Normierte Maximalmomente des Ellenbogen- (oben) und Schultergelenkes (unten). Die blauen Punkte stellen die Messwerte dar, die Fläche dazwischen ist interpoliert (Böhm und Krämer 2007).

Bewegung in Abbildung 4.10 auf Seite 57 gezeigt. Ein Vergleich beider Bewegungen zeigt, dass das Momentenpotential der Muskeln im Ellenbogengelenk bei der Ruderbewegung bis zu 20 % höher ist, als das der Handbikebewegung (siehe Abb. 4.11 ab Seite 58). Dies beruht hauptsächlich auf einer stärkeren Ellenbogenflexion beim Rudern. Bezüglich des Schultergelenkes besitzen Handbiken und Rudern ein ähnliches Momentenpotential.

Inverse Dynamik

Mit Hilfe der Methode der inversen Dynamik (siehe Kap. 3.6) wurden die Gelenkbelastungen im Ellenbogen- und Schultergelenk während der Handbike- und Ruderbewegung, wie in Kap. 4.4.1: "Bewegungsanalyse und inverse Dynamik" beschrieben, berechnet. Als Eingangsdaten dienten dabei die Gelenkwinkel der in Kap. 4.4.2: "Bewertung der Kinematik der Ruder- und Handbikebewegung hinsichtlich maximaler Muskelmomentenerzeugung" dargestellten

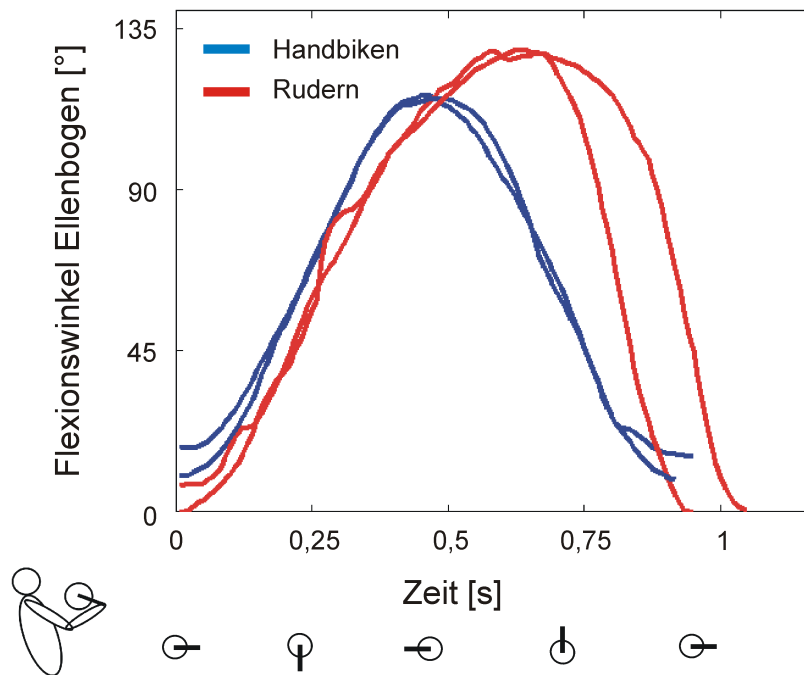


Abbildung 4.9: Flexionswinkel des Ellenbogenlenks während der Handbike- (blaue Kurven) und Ruderbewegung (rote Kurven) für 2 Probanden (nach Klöpfer-Krämer 2009).

Ergebnisse der Bewegungsanalyse. Die Gelenkkräfte berechneten sich aus der Summe aller auf das Gelenk wirkenden Kräfte, also der Zwangskräfte und der Muskelkräfte. Die Muskelkräfte wurden aus den Muskelmomenten, multipliziert mit dem Hebelarm des Gelenkes bestimmt (Ellenbogengelenk: 2,5 cm; Schultergelenk: 3,5 cm; Fagg 2000; Houk u. a. 2002). Abbildung 4.12 zeigt die maximalen Gelenkbelastungen die in der Zugphase (nur hier konnten die aufgebrachten Kräfte gemessen werden, siehe Kap. 4.4.1: "Bewegungsanalyse und inverse Dynamik") der Ruder- bzw. Handbikebewegung auftraten. Im Ellenbogengelenk zeigte sich eine höhere Gelenkbelastung beim Rudern, im Vergleich zum Handbiken. Es wurde eine maximale Kraft bei der Ruderbewegung in Höhe von 720,5 N, bei einem Flexionswinkel von 127,4° ermittelt. Dieser Flexionswinkel trat kurz vor dem hinteren Umkehrpunkt (knapp unter 135° Ellenbogenflexion) der Ruderbewegung auf. Beim Handbiken war die maximale Kraft im Ellenbogen um 135,3 N geringer: sie betrug 585,2 N bei einem Flexionswinkel von 111,3°, der ebenfalls kurz vor dem hinteren Umkehrpunkt auftrat. Im Schultergelenk war die maximale Gelenkbelastung im Handbiken deutlich größer als beim Rudern. Die maximale Kraft beim Rudern betrug 269,2 N bei folgender Gelenkposition: Flexionswinkel = 4,4°,

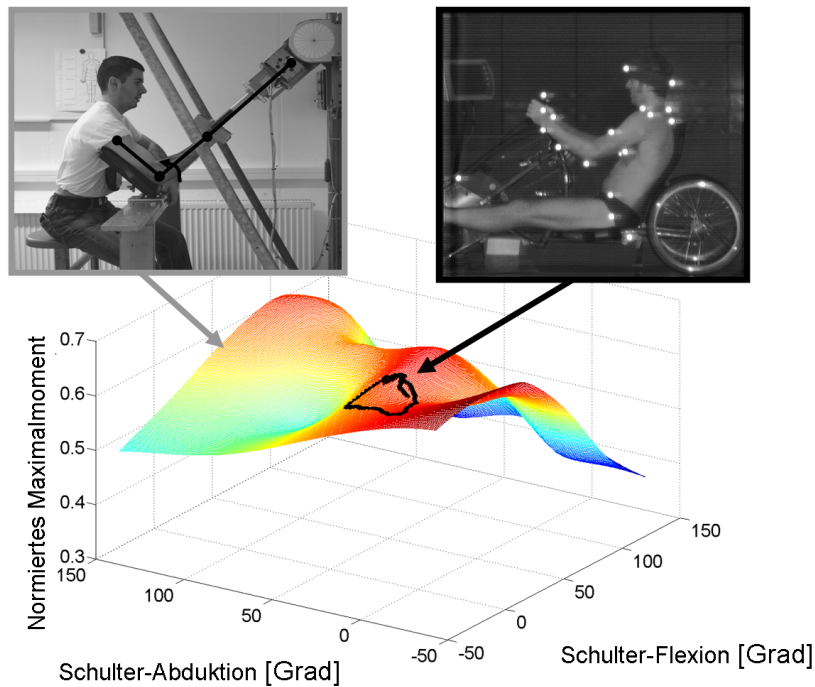


Abbildung 4.10: Darstellung der maximalen isometrischen Gelenkmomente im Schultergelenk und der Bewegungstrajektorie der Schultergelenkwinkel beim Handbiken zur Analyse des Momentenpotentials der Bewegung (Böhm und Krämer 2007).

Abduktionswinkel = $17,1^\circ$, Innenrotation = $14,7^\circ$. Im Handbiken war die Kraft im Schultergelenk um 348,1 N höher als beim Rudern: sie betrug 617,3 N bei der Gelenkposition Flexion = $20,6^\circ$, Abduktion = $9,8^\circ$ und Innenrotation = $6,9^\circ$.

Muskel-Skelett-Modell

Aus dem Vergleich der Kinematiken der Handbike- mit der Ruderbewegung bezüglich ihres Momentenpotentials und den dabei auftretenden Gelenkbelastungen zeigte sich, dass eine elliptische Bahnkurve Vorteile gegenüber der konventionellen runden Bewegung haben könnte (siehe "Diskussion", Kap. 4.4.3 auf der nächsten Seite). Daher wurde mit Hilfe des Muskel-Skelett-Modells und der Methode der direkten Dynamik der metabolische Energieverbrauch der runden mit einer elliptischen Handbike-Antriebsbewegung verglichen. In Abbildung 4.13 auf Seite 59 ist der muskuläre Energieverbrauch eines Probanden über einen Handbike-Zyklus gezeigt: Bei der elliptischen Bewegung war der Energieverbrauch um 3,5 % reduziert. Für den zweiten

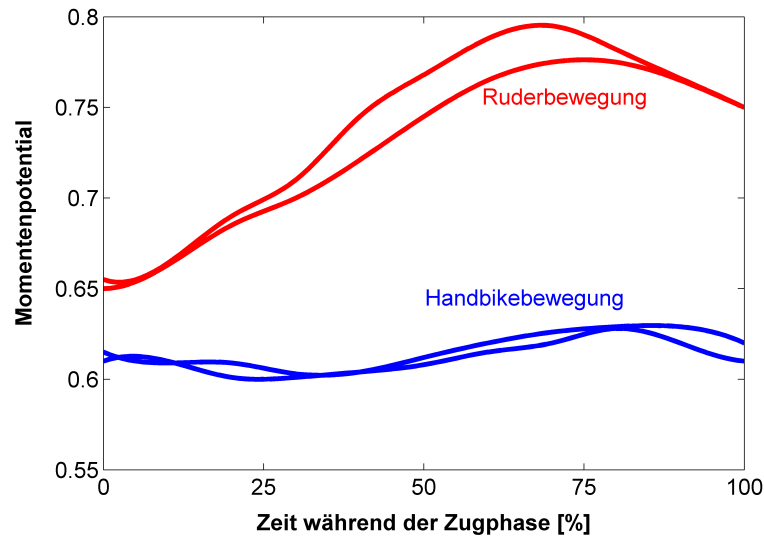


Abbildung 4.11: Vergleich der Momentenpotentiale im Rudern und Handbiken. Bei der Ruderbewegung ist das Momentenpotentials im Ellenbogengelenk um 20 % höher als beim Handbiken (Böhm und Krämer 2007).

Probanden ergab sich ein ähnliches Bild: hier war der Energieverbrauch bei der elliptischen Bewegung um 3,8 % gegenüber der runden Bewegung reduziert.

4.4.3 Diskussion

Aus dem Vergleich der Kinematiken der Ruder- und Handbikebewegung bezüglich des Momentenpotentials der Muskeln bei den auftretenden Gelenkwinkeln (siehe Kap. 4.4.2) zeigte sich, dass die lineare Ruderbewegung (nur aus den Armen heraus) ein höheres Potential besitzt, maximale Kräfte zu erzeugen als die runde Handbikebewegung. Ursache dafür ist hauptsächlich ein größerer Ellenbogenflexionswinkel bei der Ruderbewegung. Desweiteren ist davon auszugehen, dass der Diskomfort bei einer gegebenen äußeren Leistung beim Rudern geringer ist als beim Handbiken. Das beruht auf der Tatsache, dass der Diskomfort mit den maximalen Gelenkmomenten wie folgt korreliert: umso näher die aufgebrauchte Kraft an der maximal erreichbaren Kraft in der entsprechenden Gelenkposition liegt, desto höher ist das Diskomfort-Empfinden. Außerdem wird eine geringere muskuläre Aktivierung benötigt, um eine vorgegebene Kraft zu erzielen, wenn der Muskel in einem Bereich arbeitet, in dem er ein hohes Kraftpotential besitzt (besseres Kraft-Längen-Verhältnis). Als Limitierung dieser Überlegungen ist zu sagen, dass

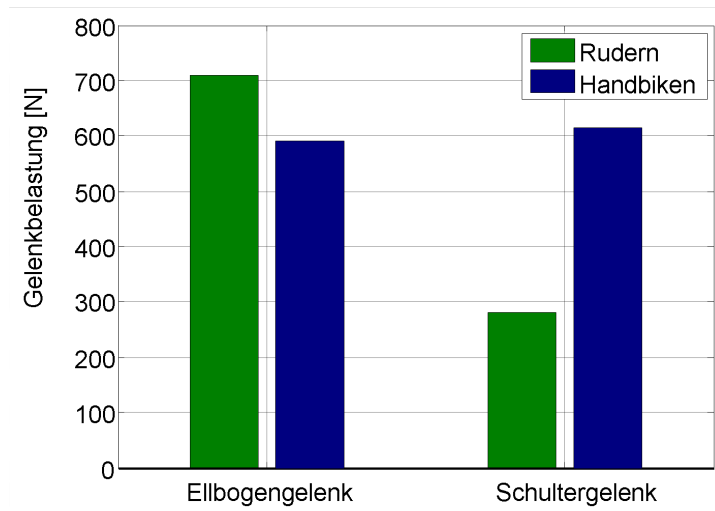


Abbildung 4.12: Maximale Gelenkbelastungen beim Rudern und Handbiken während der Zugphase (Böhm und Krämer 2007).

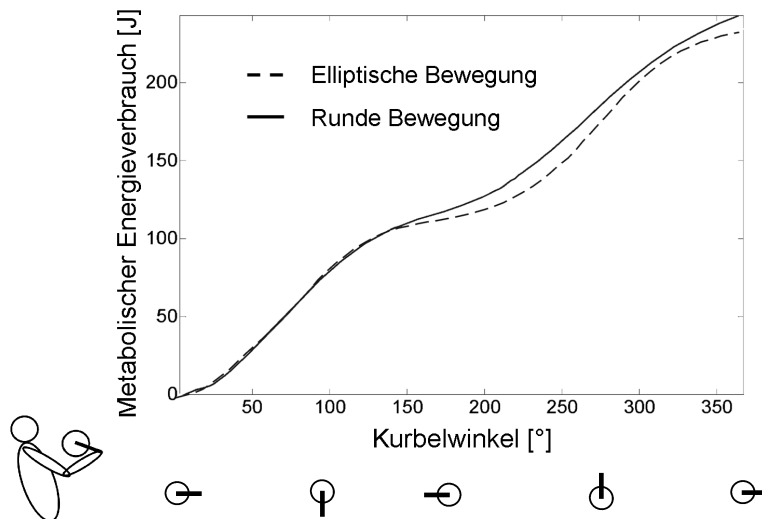


Abbildung 4.13: Metabolischer Energieverbrauch über einen Zyklus bei elliptischer und runder Antriebsbewegung (Böhm und Krämer 2007).

die Gelenkmomente isoliert gemessen wurden, während sie in der Bewegung nicht unabhängig voneinander sind. Desweiteren ist während der Bewegung die Kraft-Geschwindigkeits-Relation der Muskeln zu berücksichtigen.

Ein Vergleich der beiden Bewegungen bezüglich der Gelenkbelastungen zeigte, dass die Belastung im Ellenbogengelenk bei der Ruderbewegung um 135,3 N erhöht ist im Vergleich zur Handbikebewegung. Im Schultergelenk ist die Belastung beim Handbiken um 348,1 N höher als beim Rudern. Die runde Handbikebewegung ist hinsichtlich der Bewegung des Schultergelenkes komplexer als die lineare Ruderbewegung. Dies führt zu einer höheren Schulterbelastung beim Handbiken. Bei der Ruderbewegung können die Kräfte in einer effektiveren Richtung aufgebracht werden. Dadurch sind die beteiligten Muskeln (m. biceps brachii, m. brachioradialis) des Ellenbogengelenks in der Lage höhere Momente im Vergleich zum Handbiken zu erzeugen. Dies führt zu einer größeren Belastung des Ellenbogengelenks.

Das Ziel der mathematischen Modellierung war es eine alternative Antriebsbewegung abzuleiten. Hinsichtlich der Gelenkbelastungen zeigt die lineare Ruderbewegung Vorteile gegenüber der runden Handbikebewegung: Da die Schulterbelastungen von Rollstuhlfahrern im Alltag sehr hoch sind, ist eine Bewegung vorzuziehen, die zusätzliche Belastungen der Schulter möglichst gering hält. Um die höheren Gelenkbelastungen im Ellenbogengelenk beim Rudern etwas abzumildern ist als Kombination aus der runden mit der linearen Bewegung eine elliptische Bewegung denkbar. Die Hauptbewegungsrichtung ist dabei die Vorwärts-Rückwärts-Bewegung, die Umkehrpunkte werden jedoch im Vergleich zur rein linearen Bewegung abgerundet. Dass die Umkehrpunkte einer rein linearen Bewegung von Probanden als unangenehm empfunden werden, wurde von Gloger (1996) im Radsport, beim Vergleich der konventionellen runden mit einer linearen Antriebsbewegung, gezeigt. Die Erkenntnis, dass eine elliptische Bahnkurve Vorteile gegenüber der konventionellen runden Bewegung haben könnte, wird durch eine Untersuchung der Biomechanik des Radfahrens von Pawlik (1995) weiter erhärtet. Pawlik (1995) untersuchte mit Hilfe eines Muskel-Skelett-Modells die leistungsstärkste Pedalbahn beim Radfahren. Dabei zeigte sich, dass eine annähernd elliptische Bahnkurve (Pawlik: "nierenförmige Gestalt"), die horizontal gekippt ist und in der Aufwärts-Vorwärtsbewegung eine höhere Bahngeschwindigkeit aufweist als bei der Abwärts-Rückwärtsbewegung, eine Leistungssteigerung von 17 % ermöglicht.

Die Berechnung des muskulären Energieverbrauchs mittels direkter Dynamik zeigte, dass die runde Antriebsbewegung weniger effizient ist als die Elliptische. Auch wenn der Unterschied nur gering ist (3,5 % bzw. 3,8 % für die beiden modellierten Probanden), ist dies ein weiterer Hinweis darauf, dass bei einer optimierten Antriebsbewegung die Hauptbewegungsrichtung

die Vorwärts-Rückwärts-Bewegung sein sollte.

Mit Hilfe der mathematischen Modellierung war es möglich, die theoretischen Überlegungen aus Kapitel 4.3 zu erhärten und einen tieferen Einblick in die biomechanischen Gegebenheiten (Kraftpotential, Gelenkbelastungen und muskulärer Energieverbrauch) der Handbike-Antriebsbewegung zu erhalten.

4.5 3D-Muskellängenberechnung

Wie in Kapitel "Physiologie und Biomechanik" (siehe Kap. 3.4) dargestellt, hängt die Größe eines Gelenkmomentes, welches ein Sportler während einer Bewegung aufbringt, von der aktuellen Muskellänge und dem wirksamen Hebelarm ab. Beide Größen ändern sich in Abhängigkeit des Gelenkwinkels. Dieses Verhalten muss bei der mathematischen Modellierung von Muskel-Skelett-Modellen berücksichtigt werden, um realistische Kräfte berechnen zu können (siehe Kap. 3.6). Für komplexe Bewegungen ist es jedoch schwierig die Muskellänge zu berechnen, da die Lage und Form des Muskels für beliebige Gelenkwinkel nicht bekannt ist. Für die Anwendung der "centroidline" Methode ist dies jedoch notwendig. Daher sollte im Rahmen der hier vorgestellten Arbeit eine Methode entwickelt werden, mit der individuelle Muskellängen aus segmentierten Daten des "Visible Human Project" (VHP, Ackerman u. a. 1995) für beliebige dreidimensionale Bewegungen mit Hilfe von Bewegungsanalysen berechnet werden können (zur Berechnung von Muskellängen siehe auch Kap. 3.6).

Die Kenntnis der Muskellänge kann erstens helfen um die Bewegung besser analysieren zu können (warum ist welche Kraftfähigkeit mit bestimmter Kurbellänge oder Griffwinkel oder Bewegungstrajektorie am besten?) und zweitens gehen die Muskellängen als Eingangsdaten ins MKS-Modell ein, um realistischere Kräfte und somit den muskulären Energieverbrauch berechnen zu können. Außerdem können so individuelle Berechnungen für einzelne Sportler durchgeführt werden. Dies wird insbesondere wichtig sein, wenn aufbauend auf der hier vorgestellten Arbeit ein 3D-MKS-Modell aufgebaut wird, um die Handbike-Bewegung mittels mathematischer Modellierung weiter zu optimieren (siehe Kap. 7 ab Seite 155).

4.5.1 Methode

Das VHP besteht aus hochaufgelösten Schnittbildern eines männlichen erwachsenen Kadavers, die einen Abstand zueinander von 1,3 mm haben (US National Library of Medicine 1984, siehe Abb. 4.14). Die Knochen der oberen

Extremität wurden segmentiert und als triangulierte Oberflächen dargestellt (siehe Abb. 4.15).

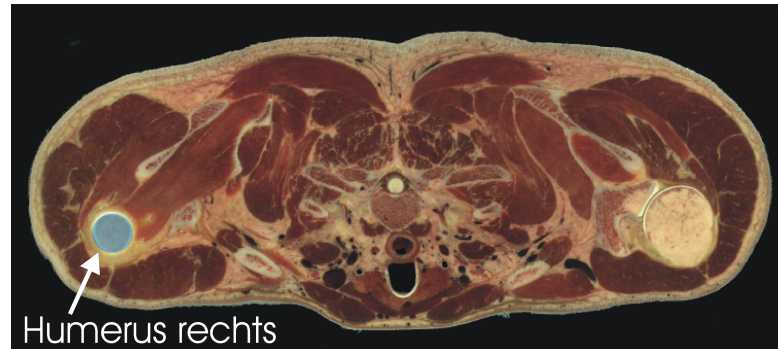


Abbildung 4.14: Horizontales Schnittbild durch den Oberkörper des männlichen Erwachsenen aus dem VHP, Krämer u. a. (2008).

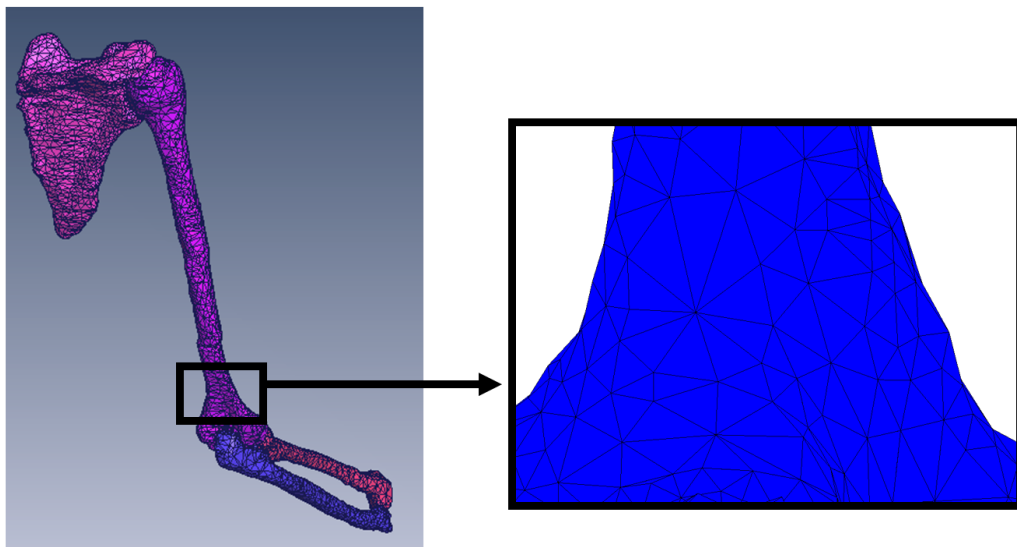


Abbildung 4.15: Segmentierte Knochen des rechten Oberarmes (Scapula, Humerus, Ulna und Radius) aus dem VHP, dargestellt als triangulierte Oberflächen, Krämer u. a. (2008).

Über die Anzahl und Größe der triangulierten Flächen (Dreiecke) wird die Auflösung der Knochendarstellung beeinflusst. Je größer die Anzahl der Dreiecke, desto genauer, aber auch umso rechenintensiver ist die Berechnung der Muskellänge. Die Muskellänge eines Flexors (m. brachialis) und Extensors (m. triceps brachii caput laterale) während einer Ellenbogenflexion wurde mit Hilfe des Dijkstra Algorithmus berechnet (Dijkstra, 1959). Der Dijkstra

Algorithmus findet dabei den kürzesten Weg des Muskels von seinem Ansatz zu seinem Ursprung entlang der Kanten der triangulierten Flächen (siehe Abb. 4.16).

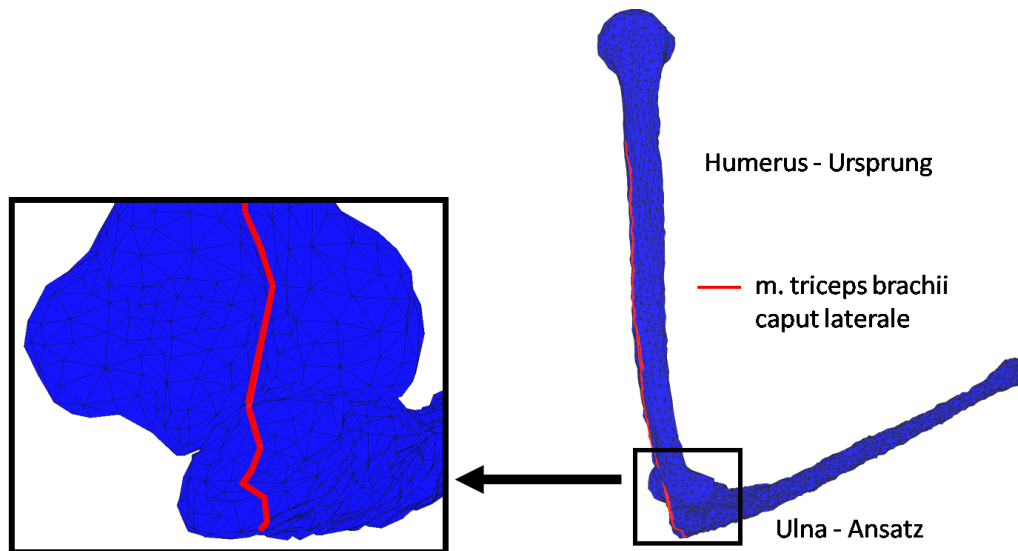


Abbildung 4.16: Berechnung der Muskellänge (rote Linie) des m. triceps brachii caput laterale bei einem gegebenen Ellenbogenflexionswinkels, mit Hilfe des Dijkstra Algorithmus, Krämer u. a. (2008).

Die Ellenbogenflexion eines Probanden (männlich, 171 cm; 72 kg; Armlänge von Acromion zu processus styloideus: 55 cm) wurde mit Hilfe einer markerbasierten Bewegungsanalyse (Vicon MX-460, Oxford Metrics, England) durchgeführt. Die Marker wurden auf charakteristischen Knochenvorsprüngen nach den Vorgaben der International Society of Biomechanics (ISB) aufgebracht (Wua u. a., 2005). Die aufgenommenen Markertrajektorien und die segmentierten Knochenoberflächen wurden in ein graphisches Benutzer-Interface (graphical user interface: Gui) innerhalb der virtual reality toolbox von MatLab geladen (siehe Abb. 4.17 auf Seite 64). Zusätzlich wurde eine "Gelenksphäre" eingeführt: innerhalb der Gelenksphäre wurden die Knochen mit zusätzlichen Flächen verbunden, um es dem Muskel zu ermöglichen, seinen Weg von einem Knochen zu dem anderen zu finden. Muskelansatz und Ursprung wurden laut den Angaben in Winters und Woo (1990) gewählt. Zunächst wurden die Knochen im Gui entsprechend den Markerpositionen verschoben und skaliert, um sie an die Anthropometrie des aufgenommenen Probanden anzupassen. Danach wurden die Knochen an den Markern fixiert, so dass sie sich beim Abspielen der aufgenommenen Ellenbogenflexion entlang der Markertrajektorien mitbewegten. Im letzten Schritt wurde die

Gesamtkonfiguration der Knochen und Gelenksphäre für diskrete Gelenkwinkel während der Bewegung als triangulierte Oberflächen abgespeichert und mittels Dijkstra Algorithmus die Muskellänge berechnet (siehe Abb. 4.18).

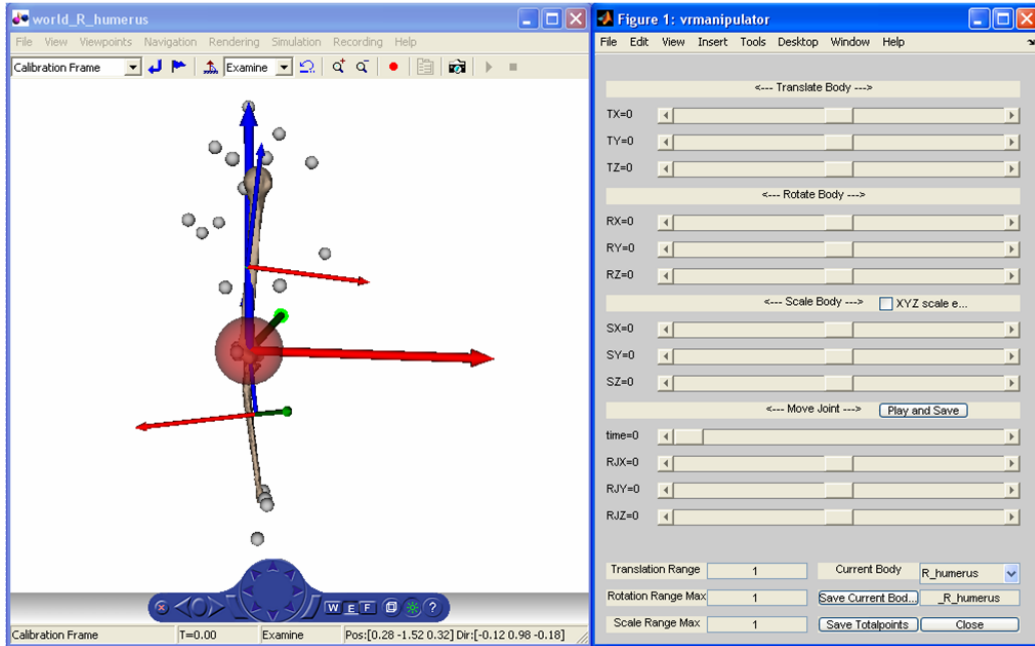


Abbildung 4.17: Graphisches Benutzer-Interface mit den aufgenommenen Markern, den daraus berechneten lokalen Koordinatensystemen der einzelnen Segmente, den Knochen sowie der Gelenksphäre (rote Kugel). Mit Hilfe der Schieberegler auf der rechten Seite werden die Knochen an die individuelle Anthropometrie angepasst, die Gelenksphäre definiert und die aufgenommene Bewegung abgespielt, Krämer u. a. (2008).

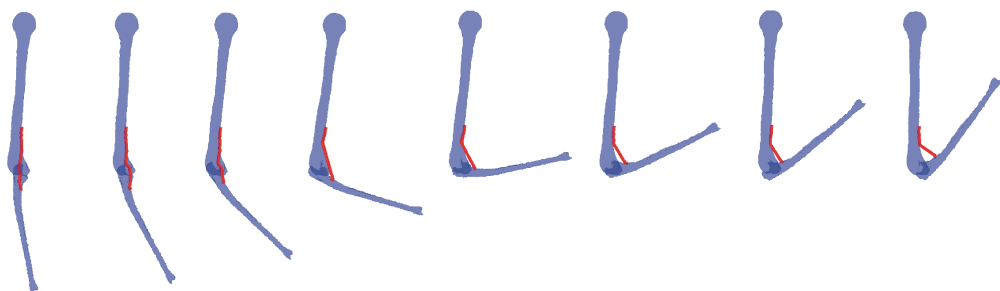


Abbildung 4.18: Position der Knochen (Humerus, Ulna) und mittels Dijkstra Algorithmus berechnete Muskellänge (hier dargestellt: m. brachialis) für verschiedene Gelenkwinkel während der Ellenbogenflexion, Krämer u. a. (2008).

4.5.2 Ergebnisse und Diskussion

In Abbildung 4.19 ist die Muskellänge in Abhängigkeit des Flexionswinkels für den m. brachialis und den m. triceps brachii caput laterale gezeigt. Die mit

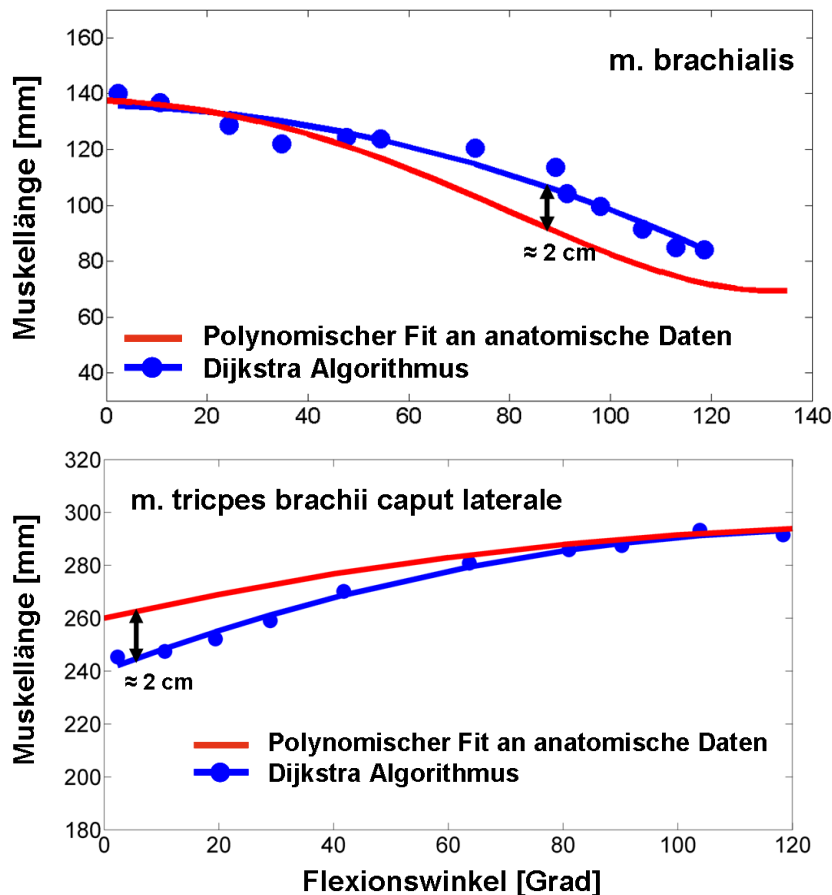


Abbildung 4.19: Muskellänge des m. brachialis (oben) und m. triceps brachii caput laterale (unten) in Abhängigkeit des Flexionswinkels (Null Grad entspricht dem ausgestreckten Arm). Die mittels Dijkstra Algorithmus berechneten Daten (blaue Punkte, blaue Linie = Fit an die berechneten Daten) wurden mit einem polynomischen Fit an Literaturdaten (rote Linie, Pigeon u. a. 1996) verglichen, Krämer u. a. (2008).

dem Dijkstra Algorithmus berechneten Muskellängen wurden mit einem polynomischen Fit an anatomische Daten verglichen (Pigeon u. a., 1996). Dazu wurde die Armlänge des mittels Bewegungsanalyse aufgenommenen Probanden an die Armlänge aus den Literaturdaten angepasst, um die Muskellängen miteinander vergleichen zu können. Unterschiede der Muskellängen können außer unterschiedlicher Knochenlängen auch zustande kommen aufgrund ei-

nes verschieden definierten Muskelansatzes und -ursprungs oder aufgrund der Positionierung der Gelenksphäre, da diese die Verbindung zwischen den Knochen definiert.

Die mit dem Dijkstra-Algorithmus bestimmten Muskellängen zeigen denselben Verlauf wie die Literaturdaten. Mit Hilfe der hier dargestellten Vorgehensweise ist es also möglich, individuelle Muskellängen mittels Bewegungsanalyse aufgezeichneter Bewegungen zu bestimmen. Die Muskellängenmodellierung wurde hier nur für eine einfache Ellenbogenflexion gezeigt, um die berechneten Muskellängen mit Literaturdaten vergleichen zu können. Es ist allerdings problemlos möglich, diese Methode auf komplexe dreidimensionale Bewegungen zu übertragen. Die Berechnung der Muskellänge geschieht halbautomatisch: Die Knochen sind an den Markern fixiert und verändern daher ihre Position während der Bewegung automatisch. Eine manuelle Anpassung der Knochen an die Markerpositionen bei verschiedenen Gelenkwinkeln ist jedoch in Abhängigkeit der Güte der Bewegungsanalyse gelegentlich notwendig. Die Definition des Muskelansatzes und Ursprungs ist in den lokalen Koordinatensystemen der Knochen einfach möglich. Am problematischsten ist die manuelle Positionierung der Gelenksphäre. Für Muskeln, die um ein Gelenk herumlaufen ("muscle wrapping", hier: m. triceps brachii caput laterale), ist die Positionierung der Gelenksphäre unkritisch. Allerdings wird mit dem Dijkstra Algorithmus die Muskellänge bei ausgestrecktem Arm (Null Grad Flexion) um maximal 2 cm unterschätzt. Der Grund hierfür ist, dass der Muskel direkt auf der Knochenoberfläche entlangläuft und somit kein Muskelvolumen berücksichtigt wird. Bei gebeugtem Arm entspricht dies gut der Realität, da der Muskel gestreckt und somit dünner wird und sich nahe an der Knochenoberfläche befindet. Bei ausgestrecktem Arm wird der m. triceps brachii caput laterale entspannt und bildet einen Muskelbauch. Somit entfernt er sich von der Knochenoberfläche, was beim Dijkstra Algorithmus nicht berücksichtigt wird. Bei Muskeln, die kein Gelenk umspannen und somit von einem Knochen auf den anderen "überspringen" müssen (hier: m. brachii, Abb. 4.19 oben), ist die Positionierung der Gelenksphäre kritisch, da nicht bekannt ist, wo der Muskel den Knochen verlässt. Daher streuen die berechneten Muskellängen (blaue Punkte in Abb. 4.19) des m. brachialis deutlich mehr als die des m. triceps brachii caput laterale. Analog zum Extensor wird die Muskellänge des Flexors (m. brachii) bei gebeugtem Arm als zu lang bestimmt (maximal 2 cm), da kein Muskelvolumen berücksichtigt ist und der Muskel somit einen längeren Weg auf der Knochenoberfläche zurücklegen muss. Bei gestrecktem Arm wird der m. brachialis dünner und befindet sich somit näher an der Knochenoberfläche: die Literaturdaten und die berechneten Muskellängen stimmen dann gut miteinander überein.

Um die Muskellänge noch realistischer ermitteln zu können, ist es not-

wendig, das Muskelvolumen und dessen Deformation während der Bewegung zu berücksichtigen. Zur Volumendarstellung der Muskeln können ebenfalls die Daten des Visible Human Projects (Ackerman u. a., 1995) herangezogen werden (siehe Abb. 4.20). Die segmentierten Muskeln können dann als de-

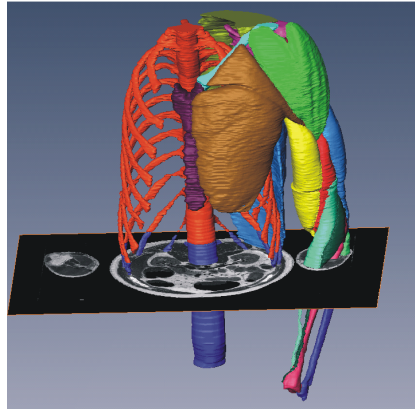


Abbildung 4.20: Muskelvolumendarstellung aus segmentierten Daten des VHP.

formierbare, interagierende Objekte behandelt werden, um Ihre Verformung während der Bewegung zu berechnen. Algorithmen dazu sind zum Beispiel aus der Computergrafik bekannt (Teschner u. a., 2008). Als Beispiel hierfür ist in Abbildung 4.21 die Deformation des m. brachialis während der aufgenommenen Ellenbogenflexion gezeigt. Die Muskellänge kann dann als Weg

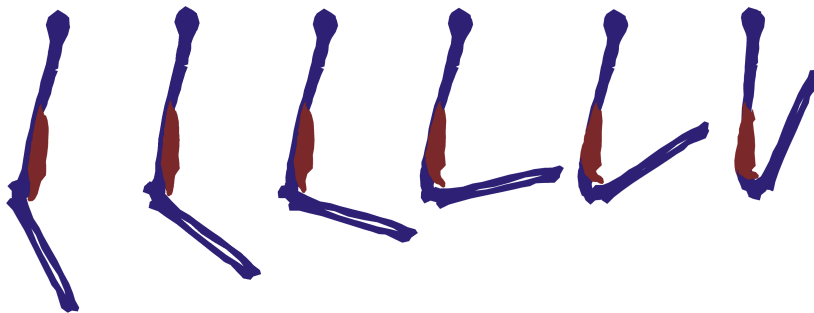


Abbildung 4.21: Muskeldeformation des m. brachialis während der aufgenommenen Ellenbogenflexion, berechnet nach Teschner u. a. (2008).

durch die Schwerpunkte von Querschnittsflächen ("centroid-line" Modell, siehe auch Kap. 3.6) innerhalb des Muskels berechnet werden.

Mittels der hier vorgestellten Methodik ist es möglich, individuelle Muskellängen für beliebige dreidimensionale Bewegungen mit Hilfe von Bewegungsanalysen zu berechnen. Mit Hilfe der so bestimmten Muskellängen kön-

nen dann realistische 3D-MKS-Modelle aufgebaut werden, um die Handbikebewegung weiter an die Kraftmöglichkeiten der oberen Extremität anzupassen.

4.6 Zusammenfassung der Theoriebildung und Hypothesenformulierung

Aus den explorativen Untersuchungen (Kap. 4.1 bis 4.4) ergaben sich verschiedene Parameter, deren Optimierung eine Erhöhung der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät versprechen. Diese Überlegungen werden hier zusammengefasst, um daraus Hypothesen abzuleiten, die im Rahmen der empirischen Untersuchungen (Kap. 5) überprüft werden sollen.

Rückenlehnenwinkel

Bei der Analyse des Einflusses der Rückenlehne auf die Leistungsfähigkeit des Handbikersportlers sind zwei Dinge zu beachten: Erstens der Einfluss auf die aerodynamischen Eigenschaften des Handbikes und Zweitens die Abstützung des Athleten zur Unterstützung der Krafteinsätze. Die Rückenlehne bestimmt die Sitzposition und die Körperhaltung des Sportlers in seinem Handbike. Die Sitzposition (kniend, aufrecht sitzend oder flach liegend) stellt den entscheidenden Faktor für den Luftwiderstand eines Handbikers dar. Je flacher die Rückenlehne ist, desto geringer ist der Luftwiderstand, da sich die Angriffsfläche zum Wind verkleinert. Auf der anderen Seite erreichen Kniebiker höhere Durchschnittsgeschwindigkeiten als Liegebiker aufgrund verbesserter Krafteinsätze. Es ist nicht bekannt, in welcher Größenordnung sich die aerodynamischen Vorteile eines Liegebikers bewegen und wann ein höherer Luftwiderstand aufgrund verbesserter Krafteinsätze in Kauf genommen werden kann. Die Frage, wie hoch der Einfluss des Rückenlehnenwinkels auf den Luftwiderstand tatsächlich ist und welchen aerodynamischen Vorteil Liegebiker gegenüber Kniebikern besitzen, wird daher in der Teiluntersuchung "Windkanal" (siehe Kap. 5.1) näher behandelt.

Die Unterstützung der Krafteinsätze des Handbike-Sportlers durch die Rückenlehne ist abhängig von der Anthropometrie des Sportlers. Allerdings genügt es nicht die Wirbelsäulenkontur rein statisch abzubilden, da davon auszugehen ist, dass sich die optimale Kontur bei Bewegung und unter Last ändert. Desweiteren könnte bei verschiedenen Rückenlehnenwinkeln jeweils eine andere Kontur von Vorteil sein. Im Rahmen der hier vorgestellten Arbeit sollte daher die Möglichkeit für Handbike-Athleten geschaffen werden, ihre

individuelle Rückenlehnenkontur unter Last zu ermitteln (siehe Kap. 5.3, Abb. 5.21 auf Seite 108).

Position des Kurbelgehäuses

Bezüglich der Gelenkbelastungen sollte das Kurbelgehäuse unterhalb des Acromions und so nahe am Oberkörper liegen, dass der Arm des Sportlers auch in der entferntesten Position der Kurbeln nicht vollständig gestreckt ist. Die Höhe der Kurbel in Bezug zur Schulterhöhe hat keinen Einfluss auf die erbrachte Leistung. Weiterhin kann davon ausgegangen werden, dass der Einfluss der Kurbelentfernung zum Oberkörper auf die Leistung gering ist. Die Kurbelposition ist also so zu wählen, dass sie einen möglichst geringen Luftwiderstand bietet. Es wird vermutet, dass eine niedrigere Kurbelhöhe auch einen geringeren Luftwiderstand besitzt. Der Einfluss der Kurbelhöhe auf die Aerodynamik des Gesamtsystems Handbike-Sportler wurde daher in der Teiluntersuchung "Windkanalmessungen" ermittelt (siehe Kapitel 5.1 ab Seite 73).

Kurbellänge und Kurbelbreite

Genauso wie der Rückenlehnenwinkel und die Kurbelposition, beeinflussen auch die Kurbellänge und Kurbelbreite den Luftwiderstand. Es wird vermutet, dass breitere und längere Kurbeln den Luftwiderstand erhöhen, da dadurch die Angriffsfläche zum Wind vergrößert wird. Daher wurde in der Teiluntersuchung "Windkanal" auch die Abhängigkeit des Luftwiderstandes von verschiedenen Kurbelgeometrien untersucht.

Aus dem Radsport ist bekannt, dass die Kurbellänge einen signifikanten Effekt auf die maximale anaerobe Leistung hat. Dabei ist die leistungsstärkste Kurbellänge von der Beinlänge des Radsportlers abhängig. Analog dazu wird davon ausgegangen, dass die Kurbellänge sowie die Kurbelbreite die maximale Leistung beim Handbiken beeinflussen und von der Armlänge, beziehungsweise der Schulterbreite des Handbikers abhängen. Daher wurde der Einfluss der Kurbellänge und Kurbelbreite, in Abhängigkeit der Anthropometrie des Sportlers, auf die maximale Leistungsfähigkeit des Handbike-Athleten in der Teiluntersuchung "Kurbellänge und -breite" ermittelt (siehe Kap. 5.3 ab Seite 105).

Handbikegriff

Die Überlegungen zu maximalen isometrischen und isokinetischen Gelenkmomenten im Ellbogengelenk haben gezeigt, dass beim Handbiken in der

Druckphase ein nach innen gekippter (=pronierter) und in der Zugphase ein nach außen gekippter (=supinierter) Griff bezüglich der Kraftfähigkeit des Sportlers besser sein könnten, als der konventionelle starre Griffwinkel (siehe Kap. 4.2). Der Einfluss verschiedener Griffwinkel auf die Krafterzeugungsmöglichkeiten des Athleten wurde daher in der hier vorgestellten Arbeit in der Teiluntersuchung "Handbikegriff" (siehe Kap. 5.4) ermittelt.

Handbike-Antriebsbewegung

Auch bei der Suche nach einer biomechanisch optimierten Antriebsbewegung für das Handbike wurde auf Untersuchungen zu statischen Maximalkräften des Menschen zurückgegriffen (siehe Kap. 4.3). Dabei zeigte sich, dass eine Vorwärts-Rückwärts-Bewegung die Hauptbewegungsrichtung darstellen sollte, um einen maximalen Krafteinsatz bei niedriger Gelenkbelastung zu ermöglichen. Weiterführende Überlegungen zeigten, dass es sinnvoll sein könnte, die lineare Bewegung nicht rein horizontal auszuführen sowie eine seitliche Komponente einzuführen, so dass die Bewegung in der Druckphase nach unten-innen und in der Zugphase nach oben-außen gerichtet ist. Eine solche Bewegung kann konstruktiv durch schräggestellte Kurbeln realisiert werden.

Anhand der statischen Maximalkräfte war es zwar möglich, Tendenzen bezüglich einer optimierten Antriebsbewegung abzuleiten, jedoch war es schwierig, eine konkrete Bewegungsausführung festzulegen. Um die theoretischen Überlegungen zu untermauern und weitere Informationen bezüglich einer neuartigen Antriebsbewegung zu sammeln, wurden Voruntersuchungen sowie eine mathematische Modellierung durchgeführt (siehe Kap. 4.4). Als Ergebnis dieser Modellierung zeigte sich, dass eine elliptische Bahnkurve Vorteile hinsichtlich der Kraftfähigkeiten, der Gelenkbelastungen und des muskulären Energieumsatzes gegenüber der konventionellen runden Bewegungsform hat.

Im Kapitel "Antriebsbewegung" (siehe Kap. 5.2 ab Seite 94) wurden daher drei Antriebskonzepte (die konventionelle runde Bewegung, schräggestellte Kurbeln und eine elliptische Bahnkurve) bezüglich der damit erreichbaren maximalen Leistung sowie des physiologischen Wirkungsgrades an der individuellen anaeroben Schwelle miteinander verglichen.

Hypothesenformulierung

Nachfolgend sind die aus den explorativen Untersuchungen abgeleiteten Hypothesen zur Aerodynamik beziehungsweise zu verbesserten Krafteinsätzen dargestellt:

Hypothese 1: Umso flacher der Rückenlehnenwinkel, desto geringer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät. Ein Liegebiker hat somit einen geringeren Luftwiderstand als ein Kniebiker.

Hypothese 2: Umso tiefer das Kurbelgehäuse liegt, desto geringer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät.

Hypothese 3: Umso weiter die Kurbelgriffe auseinander liegen, desto größer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät. Umso länger die Kurbeln sind, desto größer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät.

Hypothese 4: Sowohl die Kurbellänge als auch die Kurbelbreite hat einen signifikanten Einfluss auf die maximale anaerobe Leistung.

Hypothese 5: Die leistungsstärkste Kurbellänge ist abhängig von der Armlänge des Athleten. Ebenso ist die leistungsstärkste Kurbelbreite abhängig von der Schulterbreite.

Hypothese 6: Beim Handbiken ist in der Druckphase ein pronierter Griffwinkel und in der Zugphase ein supinierter Griffwinkel bezüglich isometrischer Maximalkräfte von Vorteil.

Hypothese 7: Bei unterschiedlichen Griffwinkeln unterscheiden sich innerhalb verschiedener Sektoren des Handbike-Zyklus die am Griff aufgebracht tangentialen Kräfte und somit die geleistete Arbeit voneinander.

Hypothese 8: Sowohl durch eine elliptische Antriebsbewegung, als auch mit schräggestellten Kurbeln, ist eine höhere maximale Leistung erreichbar als mit der konventionellen runde Antriebsbewegung.

Hypothese 9: Sowohl eine elliptische Antriebsbewegung, als auch schräggestellte Kurbeln, zeigen einen höheren physiologischen Wirkungsgrad an der individuellen anaeroben Schwelle als die konventionelle runde Antriebsbewegung.

Die Überprüfung der Hypothesen 1-3 zur Aerodynamik wurden, zur Standardisierung der Messungen, in einem Windkanal mit aktuellen Racebikes inklusive Athleten durchgeführt. Um die Überprüfung der Hypothesen 4-7 zu den verbesserten Krafteinsätzen ebenso standardisiert durchzuführen und um alle Einstellungen eines Handbikes individuell an die Anthropometrie des Sportlers anpassen zu können, wurde ein Versuchsstand (Handbike-Ergometer)

konstruiert und an die Erfordernisse der unterschiedlichen Teiluntersuchungen angepasst. Der Versuchsstand und seine Modifikationen werden jeweils in der Methodik der einzelnen Teiluntersuchungen vorgestellt.

Kapitel 5

Empirische Untersuchungen zur Theorieprüfung

5.1 Windkanalmessungen

Um die Leistungsfähigkeit eines Handbike-Sportlers zu erhöhen, ist es notwendig, die aerodynamischen Eigenschaften des Athleten in seinem Handbike zu berücksichtigen (siehe Kap. 3.2 und 3.3). Insbesondere ist der Einfluss der Kurbelgeometrie und des Rückenlehnenwinkels von Interesse, da dadurch die Sitzposition und Körperhaltung des Athleten geändert wird, was einen direkten Einfluss auf den Luftwiderstand hat. Da allerdings keine Veröffentlichungen zu Untersuchungen von Handbikes im Windkanal bekannt sind, wird in dieser Teiluntersuchung zunächst der Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und zu erbringender Leistung für verschiedene Handbiketypen (Liegebikes und Kniebikes) quantifiziert. Desweiteren werden Einflussfaktoren des Gesamtsystems (der Athlet in seinem Handbike) auf den Luftwiderstand ermittelt und diese dann näher untersucht.

5.1.1 Methode

Als Probanden nahmen an dieser Teiluntersuchung fünf Athleten teil, die Handbiken auf nationalem und internationalem Leistungslevel betreiben. Für grundlegende Fragestellungen, wie zum Beispiel den Einfluss des Rückenlehnenwinkels, kam jeweils derselbe gehfähige Proband zum Einsatz. Die Messungen wurden im Windkanal A des Lehrstuhls für Aerodynamik (Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München) durchgeführt: der Meßstreckenquerschnitt beträgt $1.80 \text{ m} \times 2.40 \text{ m}$, das heißt es kann ein komplettes Handbike inklusive Fahrer vermessen werden (siehe Abb. 5.1). Zur

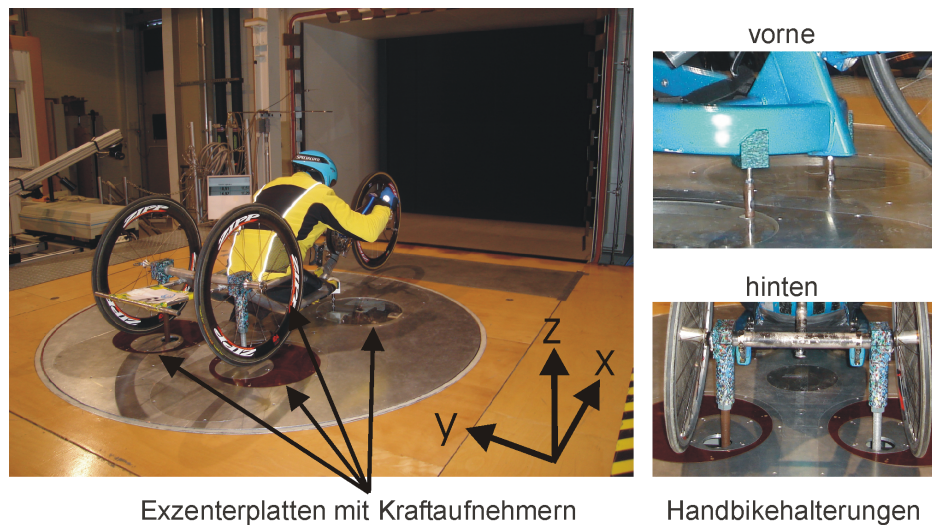


Abbildung 5.1: Windkanalmessungen mit Darstellung der Exzenterplatten und Kraftaufnehmern, sowie den Handbikehalterungen.

Bestimmung des Luftwiderstandes kommt dabei eine sechs-Komponenten Kraftmessung mittels integrierter Unterflurwaage zum Einsatz. Das zu untersuchende Objekt muss so fixiert werden, dass es nur auf den Kraftaufnahme-punkten der Waage aufliegt. Ist dies nicht der Fall, stützen sich die Kräfte am Boden der Messstrecke ab. Außerdem erlaubt eine solche Fixierung eine dynamische Messung (Handbike-Kurbelbewegung) und somit eine Berücksichtigung der während der Bewegung auftretenden Turbulenzen. Um ein Handbike auf der Kraftmessplatte zu fixieren, standen vier Kraftaufnahme-punkte zur Verfügung. Die Position der Punkte kann anhand von Exzenterplatten variiert werden, so dass das Sportgerät immer mittig über der Kraftmessplatte ausgerichtet ist. Besonders wichtig ist die Gestaltung der Aufnahmepunkte, da der Einfluss der Halterungen auf die Messungen möglichst gering sein soll (siehe Abb. 5.1). Mit Hilfe der Handbikehalterungen war es auch möglich, das Vorderrad und die Hinterräder in derselben Höhe zu fixieren. Der Abstand zum Boden wurde dabei immer möglichst gering eingestellt, jedoch so, dass eine Bewegung der Räder ohne Bodenberührung möglich war.

Die einzelnen Messungen wurden sowohl statisch ohne Kurbelbewegung an verschiedenen Kurbelpositionen, als auch dynamisch durchgeführt. Die 6-Komponenten Kraftmessplatte ermittelt zu diskreten Zeitpunkten (Messfrequenz 1 Hz) die wirkenden Kräfte in x-, y- und z-Richtung (x: in Fahrtrichtung, y: zur Seite, z: nach oben, Auftrieb). Aus den gemessenen Kraftwerten in Fahrtrichtung wurde die Leistung ermittelt, die der Handbiker aufbringen

muss, um den Luftwiderstand bei der jeweiligen Wind- bzw. Fahrgeschwindigkeit zu überwinden ($P_{Luft} = \mathbf{F}_x \cdot \mathbf{v}$). Die Messwerte jeder Einzelmessung wurden über eine Dauer von 2 Minuten aufgenommen und gemittelt. Um den Einfluss der Kurbelfrequenz auf die Turbulenzen bei den dynamischen Messungen individuell zu standardisieren, wurde den Athleten jeweils per Metronom (MP3 Player und Kopfhörer) eine Frequenz vorgegeben (70-90 U/min, unterschiedlich in Abh. der bevorzugten Frequenz des Sportlers und nach Handbiketyp) und für jede Messreihe gleich gehalten. Jede Konfiguration wurde bei drei verschiedenen Geschwindigkeiten gemessen: bei 25 km/h (entsprechend leichter Bergauffahrt), 35-38 km/h (entsprechend einer hohen Durchschnittsgeschwindigkeit in Handbikerennen) und 60 km/h (entsprechend schneller Bergabfahrt). Vor den Messungen wurden die anthropometrischen Daten der Sportler (Schulterbreite: Abstand von linkem zu rechtem Acromion und Armlänge: Abstand von Acromion zu Processus Styloideus Radii) aufgenommen. Der Rückenlehnenwinkel wurde als Winkel zwischen der Verbindungslinie von Acromion zu Trochanter Major zur Horizontalen bestimmt. Bei dieser Messmethode handelte es sich zum Zeitpunkt dieser Untersuchung um die Standardmessmethode während offizieller Handbikerennen. Im Einzelnen wurden folgende Messreihen durchgeführt:






Vergleich verschiedener Handbikes

Der Zusammenhang zwischen Luftwiderstand und Fahrgeschwindigkeit (siehe Formel 3.1 auf Seite 20) und die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung wurde für verschiedene Handbiketypen inklusive Fahrer ermittelt (siehe Tab. 5.1). In den Abbildungen der Tabelle 5.1 ist zu sehen, dass sich die Sitzpositionen abhängig von Handbiketyp (Liege- oder Kniebike), aber auch innerhalb der Liege- bzw. Kniebikes stark unterscheiden. Insbesondere die Höhe der Sitzposition und der Rückenlehnenwinkel weichen voneinander ab. Bei den untersuchten Handbikes handelte es sich um aktuelle Racebikes von Handbike-Herstellern und um Sonderanfertigungen für einzelne Athleten. Für ein ausgewähltes Liegebike (LB 1) und Kniebike (KB 3) wurden die Messungen sowohl statisch (nur Kurbelposition unten) als auch dynamisch durchgeführt, um den Einfluss der Kurbelbewegung zu untersuchen.

Luftwiderstand in Abhängigkeit der Kurbelposition

Um den Luftwiderstand in Abhängigkeit von der Kurbelposition und den Einfluss der Kurbelbewegung auf den Luftwiderstand zu ermitteln, wurde bei einer Windgeschwindigkeit von 60 km/h jeweils eine dynamische Mes-

Tabelle 5.1: Aufzubringende Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes bei 35, 40 und 60 km/h für verschiedene Handbiketypen: je 3 Liege- (LB) und Kniebikes (KB) von unterschiedlichen Herstellern und Fahrern. Zusätzlich ist die jeweils gefahrene Kurbellänge (KL) und -breite (KB), der Rückenlehnenwinkel, sowie die Lage des Kurbelgehäuses in Bezug zum Oberkörper und die Höhe des Kopfes über dem Kurbelgehäuse angegeben.

Handbike Hersteller	Geschw. (km/h)	Leistung (W)	KL KB (mm)	Rücken- lehne (°)	Kurbelhöhe Kopf>Kurbel (cm)	Abbildung
LB 1 TMI	35	110	175	26	Kinn 20	
	40	130	400			
	60	605				
KB 1 Petersen	35	115	205	—	Brust 38	
	40	200	580			
	60	640				
LB 2 Schmicking	40	260	200 430	35	Brust 25	
LB 3 Sopur	60	815	205 570	54	Brust 37	
KB 2 Schmicking	35	180	230	—	Bauch 55	
	60	840	580			
KB 3 Magnus	35	205	230	—	Bauch 64	
	40	340	500			
	60	1050				

sung und acht statische Messungen an unterschiedlichen Kurbelpositionen (alle 45° , beginnend mit ausgestreckten Armen = 0°) durchgeführt. Dabei kam sowohl ein Liegebike (LB 3 in Tab. 5.1, Fahrer: Schulterbreite: 37,5 cm, Armlänge: 55 cm, Rückenlehnenwinkel 54°), als auch ein Kniebike (KB 2 in Tab. 5.1, Fahrer: Schulterbreite: 37 cm, Armlänge: 53 cm) zum Einsatz.

Einfluss der Kurbelgeometrie

Um den Einfluss der Kurbelgeometrie auf den Luftwiderstand zu ermitteln, wurden zwei Messreihen, eine mit einem Liegebike, die andere mit einem Kniebike, durchgeführt:

Liegebike: Messung eines aktuellen Liegebikes (LB 2, siehe Tab. 5.1) mit längen- und breitenverstellbaren Kurbeln, bei einer Windgeschwindigkeit von 40 km/h. Folgende vier Konfigurationen wurden verglichen (Breite \times Länge): schmal-kurz (420 mm \times 190 mm), schmal-lang (420 mm \times 210 mm), breit-kurz (440 mm \times 190 mm) und breit-lang (440 mm \times 210 mm). Der Fahrer hatte eine Schulterbreite von 37,5 cm und eine Armlänge von 55 cm.

Kniebike: Messung eines aktuellen Kniebikes (KB 1, siehe Tab. 5.1) bei verschiedenen Windgeschwindigkeiten. Dabei wurden folgende Kurbelkonfigurationen (Breite \times Länge) miteinander verglichen: 580 mm \times 205 mm, 350 mm \times 210 mm und 350 mm \times 185 mm. Der Fahrer hatte eine Schulterbreite von 35 cm und eine Armlänge von 56 cm.

Einfluss des Rückenlehnenwinkels

Der Luftwiderstand eines statischen Objekts ist proportional zur Angriffsfläche (=Stirnfläche des Handbikes) des Windes (siehe Gl. 3.1 auf Seite 20). Daher versuchen Fahrer von Liegebikes in der Regel so flach wie möglich hinter der Kurbel zu liegen, um ihre Angriffsfläche im Fahrtwind zu minimieren. Um den Einfluss der Rückenlehne systematisch zu untersuchen, kam ein Liegebike (LB 3, siehe Tab. 5.1), bei dem der Rückenlehnenwinkel über einen großen Bereich verstellbar ist, zum Einsatz. Die anthropometrischen Daten des Sportlers betragen: Armlänge 55 cm, Schulterbreite 37,5 cm. Die Messung erfolgte statisch, wobei die Kurbel einmal bei 45° und bei 225° (0° = ausgestreckte Arme) gehalten wurde, da dies die Kurbelpositionen minimaler beziehungsweise maximaler Leistung darstellen (siehe Abb. 5.3). Die Windgeschwindigkeit betrug 60 km/h. Zusätzlich zu der in der Einleitung angegebenen Messmethode des Rückenlehnenwinkels, wurde die Höhe der Rückenlehne in Prozent der maximal erreichbaren Höhe (Sinus des Winkels)

angegeben: aufrecht sitzend: $90^\circ \hat{=} 100\%$, flach liegend: $0^\circ \hat{=} 0\%$. Es wurde ein Bereich von 36° ($\hat{=} 59\%$) bis 54° ($\hat{=} 81\%$) vermessen.

5.1.2 Ergebnisse

Vergleich verschiedener Handbikes

Wie in Abbildung 5.2 und Tabelle 5.1 zu sehen ist, steigt die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung mit zunehmender Geschwindigkeit stark an. Die Unterschiede in der aufzubringenden Leistung zwischen den einzelnen Handbikes sind sehr groß und die Leistung die zur Überwindung des Luftwiderstandes nötig ist, steigt je nach Fahrgeschwindigkeit etwa um den Faktor 1,7–2,6 vom windschnittigsten Liegebike (LB 1) zum Kniebike mit dem größten Luftwiderstand (KB 3) an. In Abbildung 5.2 ist das Liege- und Kniebikes mit dem geringsten (LB 1) beziehungsweise dem höchsten (KB 3) aerodynamischen Windwiderstand gezeigt. Es ist deutlich zu

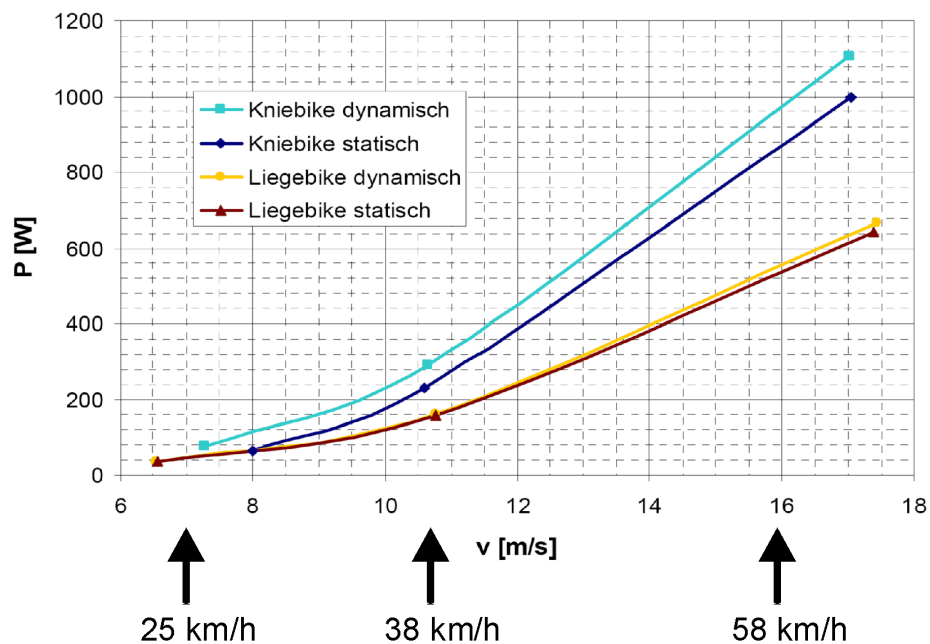


Abbildung 5.2: Liegebike vs Kniebikes: Zu erbringende Leistung aufgrund des Luftwiderstand in Abhängigkeit der Fahrgeschwindigkeit bei statischer und dynamischer Messung, Stuke (2008).

sehen, dass die Differenz zwischen statischer und dynamischer Messung beim Kniebikes (KB 3) erheblich größer ist als beim Liegebikes (LB 1): Bei 38 km/h

beträgt der Unterschied zwischen statischer und dynamischer Messung beim Kniebike ca. 60 W, während er beim Liegebike vernachlässigbar ist.

Luftwiderstand in Abhängigkeit der Kurbelposition

In Abbildung 5.3 ist die Leistung, die der Handbiker aufgrund des Luftwiderstandes bei einer Fahrgeschwindigkeit von 35 km/h (Kniebike) und 60 km/h (Kniebike und Liegebike) aufbringen muss, in Abhängigkeit von der Kurbelposition gezeigt. Die Kurvenverläufe für 35 und 60 km/h (obere Grafik in

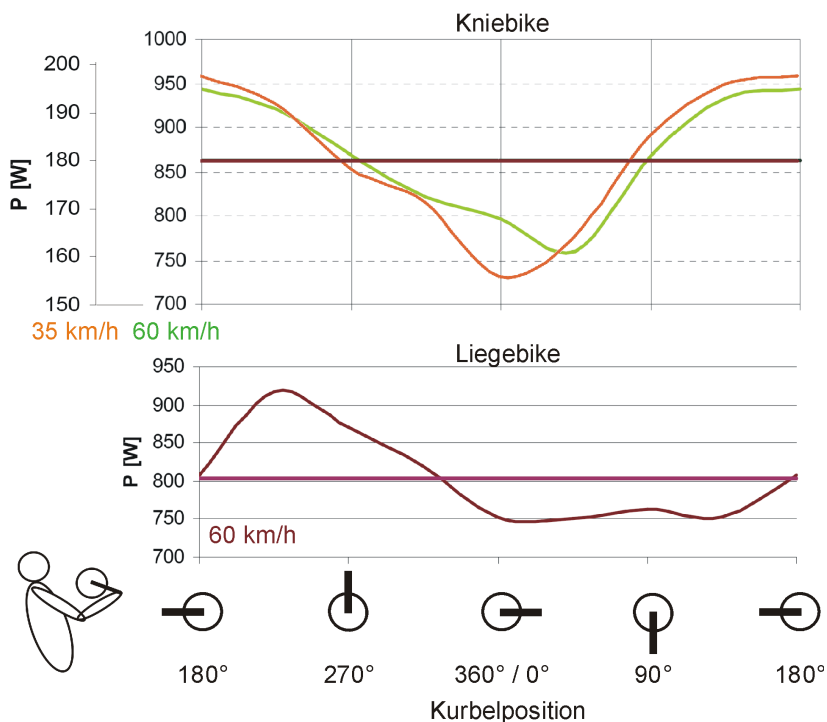


Abbildung 5.3: Zu erbringende Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes bei 35 und 60 km/h in Abh. der Kurbelposition für ein Kniebike (oben) und Liegebike (unten). Die horizontale Linie stellt den Mittelwert der Messwerte über einen Zyklus dar, nach Stuke (2008).

Abb. 5.3) gleichen sich sehr stark: Der Kniebiker (KB 2 in Tab. 5.1) erreicht seinen minimalen Luftwiderstand, wenn er sich mit gestreckten Armen über die Kurbel beugt. Den maximalen Widerstand erreicht er, wenn die Kurbel den körpernächsten Punkt erreicht und er sich mit vollem Oberkörper in den Wind stellt. Während der Abwärtsbewegung bleibt die momentane Leistung unter der mittleren Leistung (horizontale Linie), die der Kniebiker über einen Handbike-Zyklus erbringen muss, während die zu erbringende Leistung in der

Aufwärtsbewegung über dem Mittelwert liegt. Der Liegebiker (LB 3 in Tab. 5.1, untere Grafik in Abb. 5.3) wurde nur bei einer Fahrgeschwindigkeit von 60 km/h vermessen. Hier zeigt sich ein anderes Bild: die zur erbringende Leistung bleibt während der gesamten Zugphase unter der mittleren Leistung (horizontale Linie), während er in der Druckphase eine überdurchschnittlich hohe Leistung erbringen muss. Den größten Luftwiderstand muss der Liegebiker kurz nach Beginn der Druckphase überwinden (Kurbelstellung 225°).

Außer der Abhängigkeit des Luftwiderstandes von der Kurbelposition, sollte in dieser Messreihe vor allem auch der Einfluss der Kurbelbewegung auf den Luftwiderstand ermittelt werden. In Abbildung 5.4 sind die einzelnen Messwerte des Luftwiderstandes, umgerechnet in die zu dessen Überwindung notwendige Leistung, sowie der Mittelwert der Einzelmessungen bei einer Fahrgeschwindigkeit von 60 km/h, jeweils für ein Kniebiker (KB 2, obere Grafik) und ein Liegebiker (LB 3, untere Grafik) dargestellt. Die einzelnen

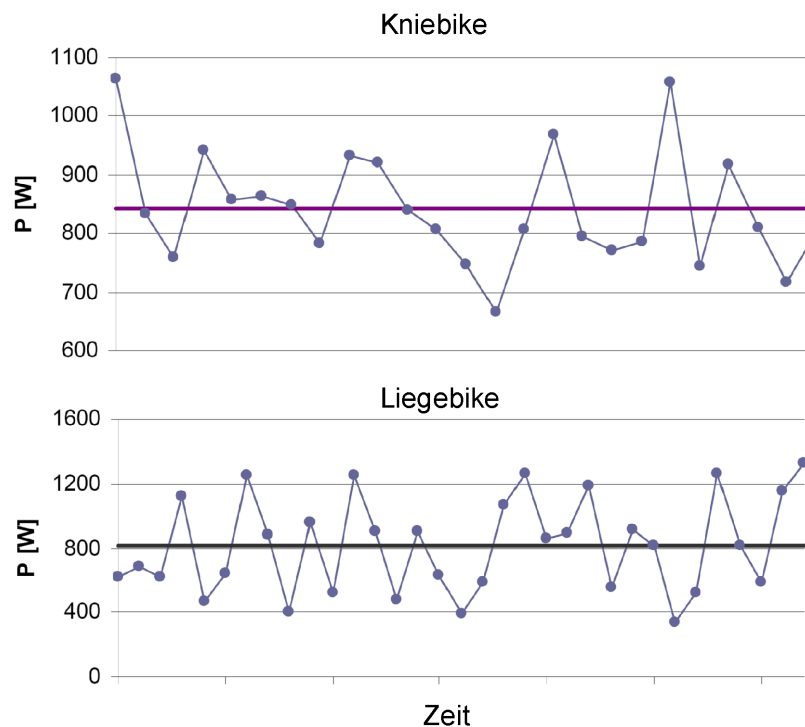


Abbildung 5.4: Zu erbringende Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes bei dynamischer Messung und 60 km/h eines Kniebikes (KB 2, oben) und Liegebikes (LB 3, unten) über die Zeit. Dargestellt sind die einzelnen Messwerte (Kreise) und die gemittelte Leistung (horizontale Linien) über die komplette Messdauer, nach Stuke (2008).

Messwerte (Kreise) schwanken sehr stark um etwa 815 ± 400 Watt (Liegebike,

LB 3) beziehungsweise 840 ± 200 Watt (Kniebike, KB 2) um ihren Mittelwert (horizontale Linie). Vergleicht man die Mittelwerte der zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung der statischen Messung (Liegebike: 805 W, Kniebike: 860 W, siehe Abb. 5.2) mit denen der dynamischen Messung (Liegebike: 815 W, Kniebike: 840 W), so stellt man fest, dass die Abweichung sehr gering ist (1-2%).

Einfluss der Kurbelgeometrie

Liegebike (LB 2 in Tab. 5.1): In Abbildung 5.5 ist der Einfluss von vier verschiedenen Kurbelgeometrien (angegeben ist jeweils Breite \times Länge, schmal-kurz: 420 mm \times 190 mm, schmal-lang: 440 mm \times 210 mm, breit-kurz: 520 mm \times 190 mm und breit-lang: 550 mm \times 210 mm) auf die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung, bei einer Geschwindigkeit von 40 km/h gezeigt. Es sind jeweils die Messwerte für

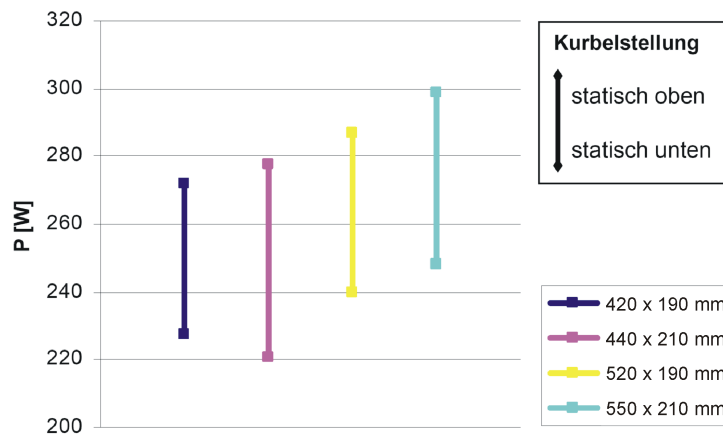


Abbildung 5.5: Einfluss der Kurbelgeometrie bei einem Liegebike (LB 2) auf die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung bei 40 km/h, Stuke (2008).

die obere (hoher Widerstand) und untere Kurbelstellung (geringer Widerstand) gezeigt. Bei gleicher Länge zeigt jeweils die breitere Kurbel einen höheren Widerstand (420 \times 190 mm, Mittelwert der Leistung von statisch oben und unten: $P = 253$ W; 520 \times 190 mm, $P = 264$ W; 440 \times 210 mm, $P = 250$ W; 550 \times 210 mm, $P = 279$ W). Der größte Unterschied in der Leistung (Mittelwert zwischen statisch unten und oben) zeigt sich zwischen 440 \times 210 mm (250 W) und 550 \times 210 mm (279 W): Mit der schmäleren Kurbel wird 29 Watt (≈ 10 %) weniger Leistung benötigt, um den Luftwiderstand zu überwinden. In der oberen Kurbelposition erhöht sich der Luftwi-

derstand mit zunehmender Kurbelbreite, unabhängig von der Kurbellänge. In der unteren Kurbelposition fällt der Luftwiderstand, beim Wechsel von der 420×190 mm auf die 440×210 mm Kurbel, zunächst um 11 Watt ab, um danach wieder anzusteigen, obwohl diese Kurbelkombination breiter und länger ist als die Erste.

Kniebike (KB 1 in Tab. 5.1): In Abbildung 5.6 ist der Einfluss von drei verschiedenen Kurbelgeometrien gezeigt. In der linken Grafik ist ein Vergleich

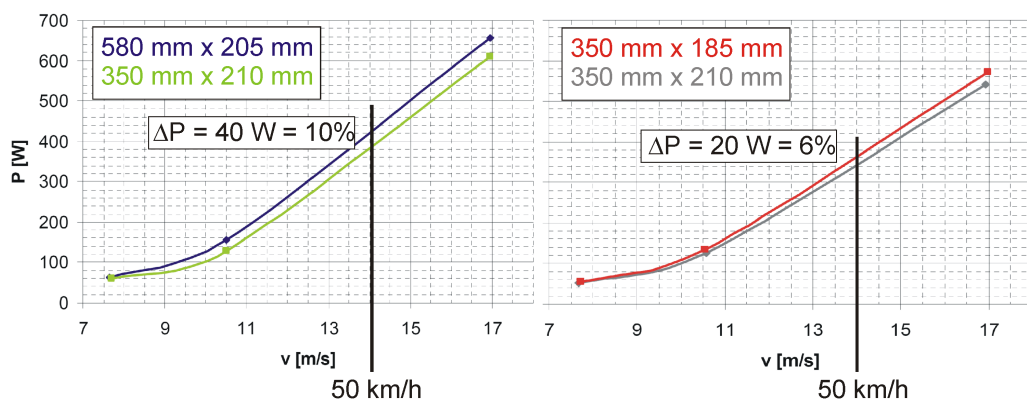


Abbildung 5.6: Einfluss der Kurbelgeometrie bei einem Kniebike (KB 1) auf die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung, nach Stuke (2008).

der Kurbelgeometrien (Breite \times Länge) 580×205 mm (blaue Kurve) und 350×210 mm (grüne Kurve) dargestellt, in der rechten Grafik sind die Kurbelgeometrien 350×210 mm (graue Kurve) und 350×185 mm (rote Kurve) miteinander verglichen. Die zu erbringende Leistung ist bei einem Wechsel der breiten Kurbel auf eine schmalere um 10% verringert (linke Grafik). Bei einem Wechsel auf eine kürzere Kurbel bei derselben Kurbelbreite (rechte Grafik), muss 6% mehr Leistung aufgebracht werden, der Luftwiderstand wird also erhöht. Die Absolutwerte der linken und rechten Grafik können nicht miteinander verglichen werden, da in der Messung zur rechten Grafik am Handbike zusätzlich das vordere Speichenrad mit einem Scheibenrad und die hinteren Speichenräder durch Tricarbonräder ersetzt wurden. Dieser Austausch der Räder führte zu einer Verringerung der Leistung um 40 Watt bei 50 km/h (linke Grafik grüne Kurve 380 W, rechte Grafik graue Kurve 340 W), das entspricht einer Verbesserung um 11% .

Einfluss des Rückenlehnenwinkels

In Abbildung 5.7 ist der Einfluss des Rückenlehnenwinkels bei einem Liegebike (LB 2 in Tab. 5.1), auf die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung, bei einer Fahrgeschwindigkeit von 60 km/h gezeigt. Der Unterschied in der aufzubringenden Leistung zwischen den beiden Kur-

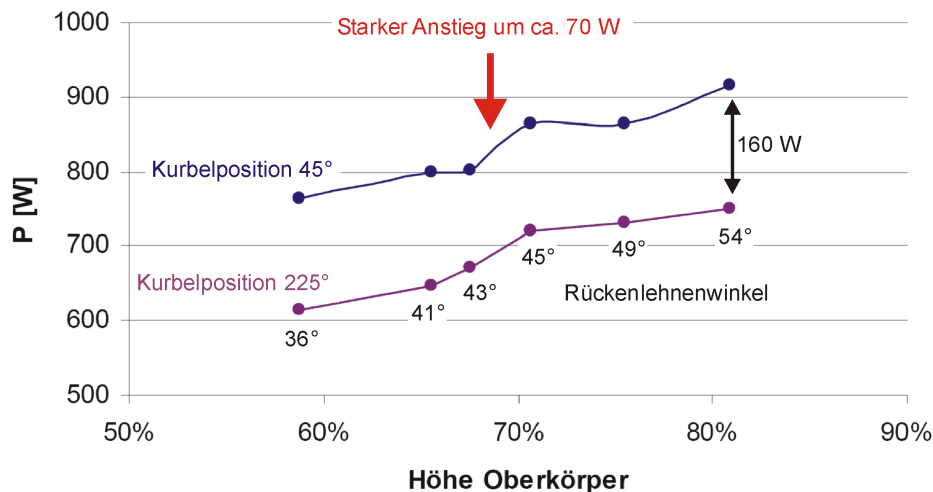


Abbildung 5.7: Einfluss des Rückenlehnenwinkels eines Liegebikes (LB 2) auf die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung, nach Stuke (2008).

belpositionen (45° und 225° , 0° =ausgestreckte Arme) beträgt etwa 160 Watt. Der Einfluss des Rückenlehnenwinkels auf den Luftwiderstand ist für beide Kurbelpositionen gleich: in der oberen Kurbelposition steigt die Leistung von 760 W bei 36° Rückenlehnenwinkel ($\hat{=}$ 59 %) auf 920 W bei 54° Rückenlehnenwinkel ($\hat{=}$ 81 %). Auffällig ist ein starker Anstieg der Leistung um etwa 70 W, wenn der Rückenlehnenwinkel nur um 2° von 43° auf 45° steiler gestellt wird (etwa bei 70 % maximaler Sitzhöhe).

5.1.3 Diskussion und Limitierungen

Dem Autor sind keine Studien bekannt, deren Inhalt die Untersuchung von Handbikes im Windkanal war. Diese hier vorgestellten Messungen sind daher eine gute Ausgangsbasis, um die Einflussfaktoren von Sportlern in ihren Handbikes auf den Luftwiderstand zu bestimmen. Die Messungen zeigen sehr große individuelle Unterschiede. Dennoch lassen sich einige Verallgemeinerungen ableiten:

Einflussfaktoren auf den Luftwiderstand: Die Luftangriffsfläche oberhalb des Kurbelgehäuses und des Vorderrades, in der sich der Kopf

und eventuell der Oberkörper des Athleten befinden, beeinflusst die aerodynamischen Eigenschaften am stärksten. Die Größe dieser Fläche wird bestimmt durch die Kurbelhöhe, die Sitzposition, den Rückenlehnenwinkel und die Kurbellänge. Desweiteren sind die Flächen auf beiden Seiten um die Ellenbogen entscheidend für die Aerodynamik. Die Seitenflächen werden beeinflusst durch die Kurbelbreite und die Ellenbogenposition aufgrund der Kurbellänge (siehe Abb. 5.8).

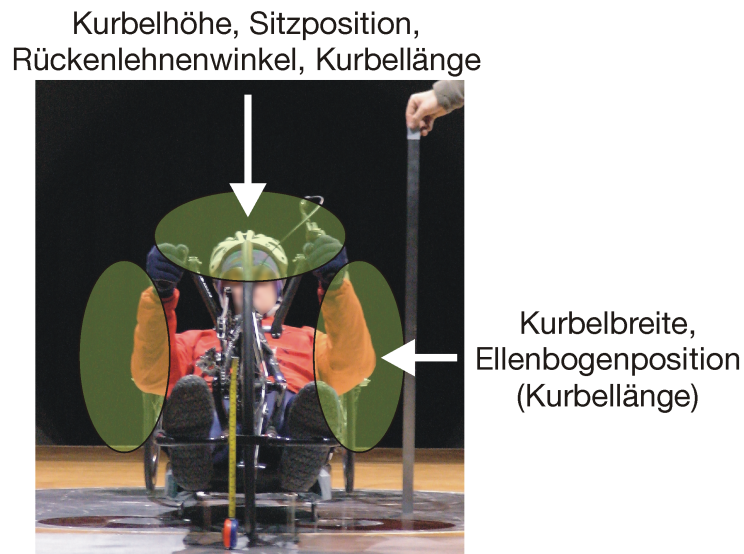


Abbildung 5.8: Einflussfaktoren auf den Luftwiderstand

Räder und Speichen: Um Nabe und Felge zu verbinden, werden verschiedene Speichentypen verwendet: Die klassische Rundspeiche, die aerodynamisch verbesserte Flachspeiche sowie Tricarbon- und Scheibenräder. Der Vorteil von Tricarbon- oder Scheibenrädern gegenüber konventionellen Rädern konnte in den Untersuchungen nachgewiesen werden. In welcher Größe sich diese Verbesserung bemerkbar macht muss jedoch noch überprüft werden, da die Hinterräder nicht angetrieben waren (siehe "Einfluss der Kurbelgeometrie - Kniebike" in Kap. 5.1.2 und "Vergleich verschiedener Handbikes" in diesem Kapitel).

Bodenabstand: Das Rad sollte so konstruiert werden, dass die Bodenfreiheit minimal wird. Dies hat weniger mit der Strömung unter dem Bike zu tun, als mit der Strömung oberhalb. Sitzt der Athlet tiefer, nimmt er weniger Fläche über der Kurbel und dem Vorderrad ein und hat damit auch einen geringeren Widerstand.

Hinterachse: Je geringer die Angriffsfläche ist, desto geringer ist der Windwiderstand. Die Hinterachsbreite ist also so schmal wie möglich zu wählen. Der Einsatz eines Exzenters zur Höhenverstellung ist konstruktionsbedingt mit der Sitzposition des Fahrers abzugleichen.

Helme: Die im Handbikesport verwendeten Helme sind aus dem klassischen Radrennsport übernommen. Der Einsatz eines aerodynamisch optimierten Helms ist jedoch nur im stationären Zustand sinnvoll. Wenn sich der Kopf während der Bewegung stark bewegt (zum Beispiel bei Kniebikern), kann der aerodynamische Vorteil des optimierten Helms nicht zur Geltung kommen. Bei statischer Kopfhaltung kann der Einsatz eines optimierten Helms sinnvoll sein, jedoch ist die Kopfhaltung hier anders als die des klassischen Radsportlers. Hier ist eine Anpassung des Helms an die Kopfhaltung erforderlich. Mit bisher zur Verfügung stehenden Helmen ist der Einfluss des Helms vernachlässigbar.

Sitzschale: Eine aufwändige, sperrige Gestängekonstruktion (z.B. bei LB 2, KB 2 und LB 3; siehe Tab. 5.1) führt mit sich, dass zusätzliche Hindernisse geschaffen werden, an denen die Strömung abreißen kann. Ein schlanker Mittelstab (unter dem Handbiker liegende Rahmenverbindung vom Vorderrad zu den Hinterrädern, z.B. bei KB 3) vergrößert wiederum die Bodenfreiheit. Lässt sich aber eine Sitzschale individuell auf den Sportler anpassen und so gestalten, dass er so tief wie möglich sitzt, ist die zweite Version zu wählen. Damit kann bei Kniebikern auch der Bereich vor den Knien aerodynamisch optimal gestaltet werden ohne eine Sperrung wegen regelwidrigen Anbaus zu riskieren. Um den Einfluss einer aerodynamisch gestalteten Sitzschale zu modellieren, wurde der vordere Bereich eines Handbikes (KB 1) abgeklebt (siehe Abb. 5.9). Die aufzubringende Leistung war bei abgeklebter Sitzschale und 40 km/h um 16 W ($\cong 9\%$) geringer als bei nicht-abgeklebter Sitzschale.

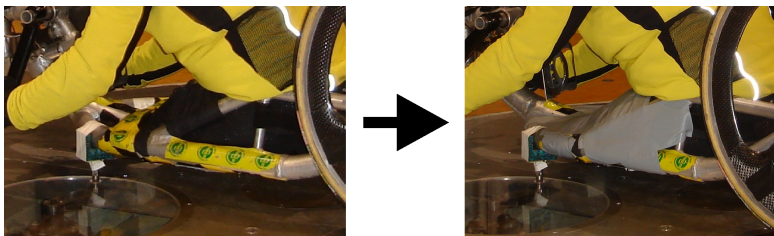


Abbildung 5.9: Aerodynamisch gestaltete Sitzschale

Die Ergebnisse der einzelnen Teiluntersuchungen im Windkanal werden im Folgenden diskutiert:

Vergleich verschiedener Handbikes

Die Unterschiede im Luftwiderstand zwischen den verschiedenen Handbikes waren sehr groß: die Leistung die KB 3 bei 40 km/h erbringen musste, war um den Faktor 2,6 höher als die des LB 1 (siehe Tab. 5.1). Innerhalb der Liegebikes (LB 1 bis LB 3) stieg die zur Überwindung des Luftwiderstandes benötigte Leistung mit zunehmender Kurbellänge und -breite, steilerem Rückenlehnenwinkel und zunehmendem Abstand von Kopf (Scheitel) bis Kurbelgehäuse an. Innerhalb der Kniebikes (KB 1 bis KB 3) stieg der Luftwiderstand mit größer werdendem Abstand von Kopf bis Kurbelgehäuse an. Insgesamt scheint der Faktor "Höhe des Kopfes über dem Kurbelgehäuse" der entscheidende Einfluss für die Größe des Luftwiderstandes zu sein: je tiefer sich der Fahrer hinter der Kurbel positioniert, desto geringer ist die zur Überwindung des Luftwiderstandes aufzubringende Leistung. Eine Ausnahme von dieser Regel zeigte sich bei KB 1: trotz eines Abstandes von etwa 38 cm des Kopfes über der Kurbel (genauso groß wie bei LB 3) war der Luftwiderstand von KB 1 kaum höher als der von LB 1 (Abstand Kopf über Kurbel 20 cm). Allerdings war bei KB 1 auch die Kurbel sehr tief platziert und der Kopf des Fahrers etwa auf Höhe des Vorderrades. Eine möglichst tiefe Platzierung der Kurbel sowie des gesamten Rumpfes und Kopfes relativ zum Vorderrad, führt zu deutlich reduzierten Luftwiderständen.

Auch individuell lassen sich deutliche Verbesserungen in der Aerodynamik erreichen: In Abbildung 5.6 sind verschiedene Konfigurationen (Kurbelgeometrien und Räder) des KB 1 miteinander verglichen. Bei einem Wechsel von der Kurbelgeometrie 580×205 mm (Kurbelbreite \times Kurbellänge) und Speichenrädern, auf eine schmälere Kurbel (350×210 mm) sowie des Austauschs des vorderen Speichenrades durch ein Scheibenrad und der hinteren Speichenräder durch Tricarbonräder, sank die aufzubringende Leistung aufgrund des verbesserten Luftwiderstandes von 431 Watt auf 340 Watt, also um 21%. Die schmälere Kurbel sorgte dabei für eine um 10% reduzierte notwendige Leistung, der Austausch der Räder für weitere 11%, wobei die Tricarbonräder noch nicht einmal voll zum Einsatz kommen konnten, da sie, im Gegensatz zum Vorderrad, nicht angetrieben wurden (siehe Teiluntersuchung "Kurbelgeometrie").

Die schlechtere Aerodynamik von KB 3 im Vergleich zu allen anderen Handbikes ist sicherlich zum Teil auch auf die Halterungen zurückzuführen, mit denen KB 3 auf den Kraftaufnehmern der Kraftmessplatte befestigt war. Während alle anderen Handbikes sowohl im vorderen als auch hinteren Be-

reich mit sehr dünnen Halterungen befestigt werden konnten (siehe Abb. 5.1), musste KB 3 mit einem durchgehenden Vierkantring gehalten werden, was zu einer schlechteren Aerodynamik führte (siehe Abb. 5.10).

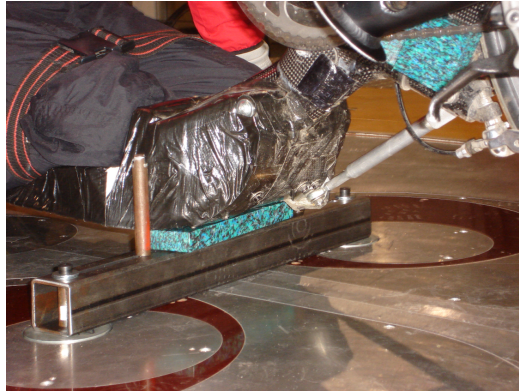


Abbildung 5.10: Vordere Halterungen des Kniebike KB 3 (siehe Tab. 5.1) auf den Kraftaufnehmern

Wie erwartet, stieg mit zunehmender Geschwindigkeit die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung stark an (siehe Tab. 5.1 auf Seite 76 und Abb. 5.2 auf Seite 78). Um den quadratischen Anstieg aus Formel 3.1 nachzuweisen, müssten vor allem bei geringeren Fahrgeschwindigkeiten die Anzahl der Messwerte erhöht werden. Die Differenz zwischen statischer und dynamischer Messung war beim Kniebike (KB 3) erheblich größer (60 W bei 40 km/h) als beim Liegebike (LB 1). Allerdings wurde hier nur die untere Kurbelposition statisch vermessen, die beim Liegebike aerodynamisch besonders günstig war (siehe Teiluntersuchung "Luftwiderstand in Abhängigkeit der Kurbelposition"). Bei LB 1 spielte die Kurbelbewegung keine Rolle, der Luftwiderstand wurde offensichtlich durch den Kopf verursacht, der in den Luftstrom hineinragte. Die Kurbel ragte nicht über die Kopfhöhe hinaus, so dass die Bewegung keinen zusätzlichen negativen Einfluss darstellte. Der Kniebiker (KB 3) nahm in der unteren Kurbelposition (statisch) eine tiefe Position ein. Durch die Kurbelbewegung wurde der Oberkörper über weite Phasen des Handbike-Zyklus angehoben. Dadurch verschlechterte sich die Aerodynamik im Vergleich zur statischen Position. Eine genauere Betrachtung des Luftwiderstandes in Abhängigkeit der Kurbelposition findet sich im nächsten Abschnitt.

Luftwiderstand in Abhängigkeit der Kurbelposition

Der Luftwiderstand in Abhängigkeit von der Kurbelposition zeigte für den Kniebiker ein anderes Bild als für den Liegebiker (siehe Abb. 5.3). Der Knie-

biker musste überdurchschnittlich viel Leistung in der Aufwärtsbewegung vollbringen, wenn sich die Kurbeln nahe am Körper befanden. In der Abwärtsbewegung nahm er eine aerodynamisch günstigere Position ein. Der Unterschied zwischen minimaler und maximaler Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes betrug bei $v = 35 \text{ km/h}$ $P = 43 \text{ W}$ und bei $v = 60 \text{ km/h}$ $P = 197 \text{ W}$. In der aerodynamisch günstigsten Position musste der Kniebiker also jeweils etwa 21 % weniger Leistung erbringen als in der aerodynamisch schlechtesten Position. Der Liegebiker musste überdurchschnittlich viel Leistung in der Druckphase vollbringen, während die Zugphase aerodynamisch günstiger war. Der Unterschied zwischen minimaler und maximaler Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes betrug beim Liegebiker (60 km/h) 176 Watt, also etwa 20 % und war damit genauso hoch wie beim Kniebiker. Dass die aerodynamisch günstigste Position für Knie- und Liegebiker unterschiedlich ist liegt daran, dass sich die Einflussfaktoren auf den Luftwiderstand beim Knie- und Liegebiker unterscheiden. Beim Liegebiker spielen die Kurbeln die entscheidende Rolle (siehe Abb. 5.8): In der Druckphase ragen die Kurbeln und die Arme in den Luftstrom über dem Kurbelgehäuse und erzeugen somit einen zusätzlichen Luftwiderstand. Im ersten Teil der Druckphase befindet sich zudem noch die Kurbel nahe am Körper, so dass die Arme abgewinkelt werden und die Ellenbogen somit seitlich in den Luftstrom hineinragen. Mit zunehmender Kurbelentfernung werden die Ellenbogen wieder näher zur Mitte geführt und der Luftwiderstand sinkt. In der Zugphase befinden sich die Kurbeln unterhalb des Kurbelgehäuses, auch ohne die Kurbeln wäre der Luftwiderstand aufgrund des Vorderrades und des Oberkörpers des Athleten annähernd gleich hoch. Der entscheidende Einflussfaktor beim Kniebiker ist der Oberkörper: Auch ohne die Kurbeln wäre der Luftwiderstand nicht niedriger, da der Oberkörper immer mindestens denselben Raum einnimmt wie die Kurbeln. Der Kniebiker kurbelte mit nahezu ausgestreckten Armen (siehe Abb. 5.11 unten), da so die größte Kraftübertragung möglich war. Dazu musste sich jedoch der Oberkörper vor und zurück bewegen. Im Laufe der Druckphase beugte sich der Kniebiker daher mehr und mehr über die Kurbel. Kurz hinter der oberen Kurbelstellung hatte der Oberkörper schon eine relativ niedrige Position erreicht. Während der Zugphase richtete sich der Kniebiker wieder auf und am hinteren Totpunkt der Bewegung (Kurbeln sind jetzt an der Körpernächsten Position) war der Oberkörper maximal aufgerichtet. Der Luftwiderstand wird somit auch maßgeblich von der Kurbeltechnik beeinflusst. Würde der Kniebiker (KB 2) den Oberkörper in einer vorderen Position halten und die Kurbelbewegung rein aus den Armen ausführen, wäre dies aerodynamisch deutlich günstiger. Diese Oberkörperbewegung erklärt einen großen Teil des Unterschiedes in der aufzubringenden Leistung zwischen Kniebiker 1 und 2 (KB 1 und KB 2, siehe Tab. 5.1):

Während KB 1 den Oberkörper in einer körperfernen und körpernahen Kurbelposition gleich hielt und nicht bewegte, arbeitete KB 2 sehr viel aus dem Oberkörper und kam somit sehr viel höher in den Luftstrom als KB 1 (siehe Abb. 5.11).

Vordere Kurbelposition

Hintere Kurbelposition



Abbildung 5.11: Unterschiedliche Kurbeltechnik und Oberkörperbewegung beim Kniebiken

Außer der Abhängigkeit des Luftwiderstand von der Kurbelposition, wurde in dieser Messreihe auch der Einfluss der Kurbelbewegung selbst auf den Luftwiderstand ermittelt. In Abbildung 5.4 sind die einzelnen Messwerte der zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendigen Leistung, sowie deren Mittelwert für KB 2 (obere Grafik) und LB 3 (untere Grafik), bei einer Fahrgeschwindigkeit von 60 km/h gezeigt. Es fällt auf, dass die einzelnen Messwerte sehr stark um den Mittelwert schwanken: beim Kniebiker um etwa ± 200 W, beim Liegebiker sogar um etwa ± 400 W. Diese großen Schwankungen kamen durch die Kurbelbewegung zustande: In der Druckphase wurde das Handbike nach vorne, in der Zugphase nach hinten belastet. Außerdem gab es während einer Kurbelumdrehung Phasen größerer und geringerer Kraftübertragung auf die Kurbeln. Dadurch wirkten während eines Handbike-Zyklus unterschiedlich hohe Kräfte auf die Kraftaufnehmer auf denen das Handbike befestigt war. Die Messdaten bei den dynamischen Messungen mussten daher über einen relativ langen Zeitraum aufgenommen

werden, damit sich die Schwankungen herausmittelten. In den hier vorgestellten Messungen betrug dieser Zeitraum 2 Minuten. Der Unterschied in den Schwankungen zwischen Kniebiker und Liegebiker erklärt sich daraus, dass es sich bei dem Kniebiker um einen Handbike-Athleten, bei dem Liegebiker um einen gehfähigen Probanden ohne Handbike-Erfahrung gehandelt hat. Durch die "unrunde" Kurbeltechnik bei fehlender Handbike-Erfahrung ergeben sich deutlich höhere Kraftspitzen auf die Kraftaufnehmer. Trotz der hohen Schwankungen bei den dynamischen Messungen, weichen deren Mittelwerte nur um 1-2 % von den statischen Messungen ab, bei denen alle 45° eine statische Messung durchgeführt wurde. Um die Handbikebewegung näherungsweise zu simulieren, reicht es aus nur an zwei Kurbelpositionen zu messen: an der des geringsten und der des größten Luftwiderstandes. Wo diese Kurbelpositionen genau liegen ist im Einzelfall zu ermitteln. In den Messungen des LB 3 lagen sie bei 0° bzw. 225° und bei KB 2 zwischen 0° und 45°, sowie bei 180° (siehe Abb. 5.3 auf Seite 79). Dadurch reicht es aus, statische Messungen durchzuführen, wenn zum Beispiel verschiedene Kurbelkonfigurationen verglichen werden sollen. Die Messdauer der statischen Messungen betrug nur etwa 30 s, da hier keine so hohen Schwankungen in den Messwerten auftreten. Will man allerdings verschiedene Laufräder miteinander vergleichen, so ist es notwendig, diese auch anzutreiben, um die Effekte der Turbulenzen, die an den Speichen entstehen zu berücksichtigen (siehe "Einfluss der Kurbelgeometrie - Kniebike" in Kap. 5.1.2 und "Vergleich verschiedener Handbikes" in diesem Kapitel).

Einfluss der Kurbelgeometrie

Ziel dieser Teiluntersuchung war es den Einfluss der Kurbelgeometrie auf den Luftwiderstand zu ermitteln. Handbike-Athleten versprechen sich von schmalen und kurzen Kurbeln einen aerodynamischen Vorteil, wobei die Leistungsfähigkeit des Athleten mit der jeweiligen Kurbelkonfiguration nicht aus den Augen verloren werden darf (siehe Kap. 5.3 ab Seite 105). Der Trend zu schmäleren und kürzeren Kurbeln findet sich daher auch bei aktuellen Racebikes. Die Ergebnisse dieser Teiluntersuchung zeigen, dass sowohl die Kurbelbreite als auch die Kurbellänge Einfluss auf den Luftwiderstand haben. Eine breitere Kurbel vergrößert die Stirnfläche des Handbikers zur Seite hin und verschlechtert somit die Aerodynamik (siehe Abb. 5.8). Der Vorteil einer schmäleren Kurbel zeigte sich sowohl beim Liege- als auch beim Kniebiker (siehe Abb. 5.5 und 5.6). Der Liegebiker (LB 2) musste bei der Kurbelkonfiguration 520 × 190 mm, die um 10 cm breiter und genauso lang war wie die Konfiguration 420 × 190 mm, 4 % mehr Leistung aufbringen. Bei längeren Kurbeln stieg die aufzubringende Leistung bei einem Wechsel

von 440×210 mm auf 11 cm breitere Kurbel (550×210 mm) sogar knapp über 10 %. Auch der Kniebiker (KB 1) musste 10 % mehr Leistung aufbringen, wenn er mit der Kurbelkonfiguration 580×205 mm fuhr, die um 23 cm breiter war als die Konfiguration 350×210 mm. Der Einfluss der Kurbellänge auf den Luftwiderstand ist komplexer als der der Kurbelbreite, da die Kurbellänge die Angriffsfläche für den Luftwiderstand sowohl oberhalb des Kurbelgehäuses, als auch auf beiden Seiten vergrößern kann: Eine längere Kurbel vergrößert die Stirnfläche oberhalb des Kurbelgehäuses auf Höhe des Kopfes des Athleten und verschlechtert somit die Aerodynamik. Verschiedene Kurbellängen führen allerdings zu einer unterschiedlichen Abduktion der Schulter und beeinflussen somit die Ellenbogenposition: Durch die Abwinkelung der Oberarme ragen die Ellenbogen weiter in den seitlichen Luftstrom und verschlechtern die Aerodynamik. Welche Kurbellänge die mit dem geringsten Luftwiderstand ist, muss individuell in Abhängigkeit der Anthropometrie des Athleten ermittelt werden. Dies zeigte sich bei dem vermessenen Kniebiker wie folgt: bei einem Wechsel von 210 mm langen Kurbeln auf 185 mm lange Kurbeln, bei gleichbleibender Kurbelbreite (350 mm), musste der Athlet aufgrund des höheren Luftwiderstandes 6 % mehr Leistung aufbringen. Auch bei dem Liegebiker zeigte sich, dass eine längere Kurbel nicht unbedingt zu einer Verschlechterung der Aerodynamik führen muss: Der Mittelwert der aufzubringenden Leistung bei der statischen oberen und unteren Kurbelposition für die Kurbelkonfiguration 440×210 mm lag auf gleicher Höhe (250 W) wie mit der kürzeren Kurbel (190 mm, $P = 253$ W), obwohl diese auch noch schmaler war (420 mm). Die Leistung in der unteren statischen Kurbelposition lag bei längeren Kurbeln sogar unter der Leistung bei kurzen Kurbeln (5 % niedriger).

Einfluss des Rückenlehnenwinkels

Der Einfluss des Rückenlehnenwinkels ist von großem Interesse für Liegebiker, da eine flachere Lehne eine bessere Aerodynamik verspricht. Zum Zeitpunkt der hier vorgestellten Messung war vom Reglement des UCI (Union Cycliste Internationale, Version: 17.03.2009) ein minimaler Rückenlehnenwinkel von 45° vorgeschrieben. Die Messmethodik (Rückenlehnenwinkel gleich Winkel zwischen der Verbindungslinie von Acromion zu Trochanter major zur Horizontalen) gab immer wieder Anlass zu Diskussionen unter den Handbike-Athleten, da sie sehr fehlerbehaftet und abhängig von demjenigen war, der die Messung durchführte. Um den Einfluss der Rückenlehne systematisch zu untersuchen wurde die Lehne von LB 3 (siehe Tab. 5.1) in $2\text{-}5^\circ$ -Schritten von 54° auf 36° abgesenkt. Die Messungen wurden statisch an zwei verschiedenen Kurbelstellungen, in der Stellung des minimalen ($\hat{=} 45^\circ$) und maxima-

len ($\hat{=}$ 225°) Luftwiderstandes, bei einer Windgeschwindigkeit von 60 km/h durchgeführt. Die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung (Mittelwert zwischen beiden statischen Positionen $\hat{=}$ dynamische Messung, siehe Abschnitt "Luftwiderstand in Abhängigkeit der Kurbelposition") sank dabei von 837 Watt (bei 54°) auf 679 Watt (bei 36°), also um etwa 19 %. Dabei gab es einen charakteristischen Sprung in der Leistung um etwa 70 Watt ($\hat{=}$ 10 %) zwischen 41° und 45° Rückenlehnenwinkel. Hier durchbrach der Fahrer mit Kopf und Oberkörper die laminare Strömung oberhalb des Kurbelgehäuses. Ein deutlicher Anstieg im Luftwiderstand war die Folge. Der Rückenlehnenwinkel, bei dem dieser Effekt auftritt, variiert je nach Handbike und Fahrer und muss individuell ermittelt werden. Ein größerer Fahrer hätte somit bei gleichem Rückenlehnenwinkel einen größeren Luftwiderstand, da sein Kopf höher in die Luftströmung hineinragt und daher einen aerodynamische Nachteil. Die Schlussfolgerung daraus war, dass es nicht sinnvoll ist den Rückenlehnenwinkel vorzugeben, sondern den Abstand von Augenhöhe zum Kurbelgehäuse festzulegen (Δh , siehe Abb. 5.12). Diese

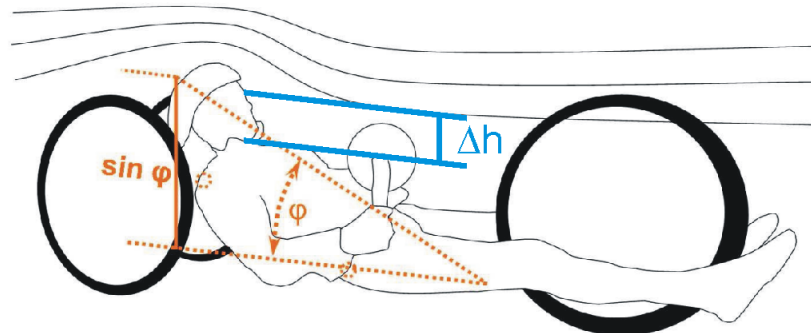


Abbildung 5.12: Aerodynamische Optimierung der Sitzposition im Liegerad durch Minimierung des Abstandes von Sichtlinie zu Kurbelgehäuse, nach Stuke (2008).

Erkenntnis ist mittlerweile auch in das Regelwerk eingegangen. Die offizielle Regel 16.17.002 in den UCI Cycling Regulations (Union Cycliste Internationale, Version: 17.03.2009) lautet:

”In the recumbent position, the athlete must have a clear vision. As such, the horizontal of his eyeline must be above the crank housing/crank set, when he is sitting with his hands on the handlebars facing forward at full extent, the tip of his shoulder blades in contact with the backrest and his head in contact with

the headrest, when applicable. A quick release body harness is permitted.

The measurement will be made as follows; from the position described above, the distance will be measured from the ground to the center of the eyes of the athlete seated and compared to the distance between the ground and the middle of the crank housing / crank set. The distance from the eyes to the ground needs to be at least equal or greater than the distance of the middle of the crank housing to the ground.”

Damit sind gleiche aerodynamische Voraussetzungen für Handbiker verschiedener Körpergröße und dennoch eine freie Sicht gewährleistet. Außerdem ist die neue Messmethode weniger fehlerträchtig. So kann der Liegebiker durch eine Minimierung des Abstandes von Sichtlinie zum Kurbelgehäuse seine Sitzposition aerodynamisch optimieren. Allerdings dürfen die Kraftfähigkeiten des Athleten nicht außer Acht gelassen werden: Eventuell kann der Liegebiker bei einem etwas steileren Rückenlehnenwinkel mehr Leistung aufbringen als bei ganz flach gestellter Lehne. Auf jeden Fall sollte aber der Sprung im Anstieg der aufzubringenden Leistung aufgrund des erhöhten Luftwiderstandes, der für jeden Handbiker individuell ausgemessen werden muss, beachtet werden.

Limitierungen und Ausblick

Im Rahmen der hier vorgestellten Untersuchung von Handbikes im Windkanal wurden viele Teiluntersuchungen durchgeführt. Dabei kamen verschiedene Handbikes und unterschiedliche Athleten zum Einsatz. Da die Messergebnisse individuell sehr unterschiedlich sind, lassen sich zum Großteil nur qualitative Aussagen aufgrund der Messungen aufstellen. Trotzdem konnten zu verallgemeinernde Aussagen getroffen und Einflussfaktoren abgeleitet werden, die den Luftwiderstand beim Handbiken maßgeblich beeinflussen.

Die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass sich individuelle Verbesserungen vor allem durch die GesamtAbstimmung des Sportlers in seinem Gerät erreichen lassen. Je nach Ausgangssituation liegen diese Verbesserungen in der Größenordnung von einer um bis zu 20 % reduzierten Leistung die der Athlet aufbringen muss. Um Veränderungen im Setup systematisch zu untersuchen sollte in zukünftigen Studien der Einsatz eines individuell angepassten Dummy in Betracht gezogen werden.

Um den Einfluss verschiedener Radtypen (Speichen, Tricarbon, Scheibenräder) im Windkanal genauer zu quantifizieren, müssen sich die Hinterräder

mit derselben Geschwindigkeit wie das Vorderrad drehen. Außerdem ist darauf zu achten, dass dabei realistische Umdrehungsgeschwindigkeiten der Räder, wie sie auch im Rennen auftreten, erreicht werden. Der Antrieb der Hinterräder könnte zum Beispiel mit Antriebsrädern von unten oder einem in die Achse integrierten Motor erreicht werden. Gerade bei Scheibenrädern wäre es interessant den Einfluss von Seitenwind zu untersuchen, der in dieser Messreihe gänzlich außer Acht gelassen wurde.

5.2 Antriebsbewegung

Diese Teiluntersuchung wurde im Rahmen des interdisziplinären Projektes "Optimierung des Behindertensportgerätes Handbike" (Klöpfer u. a., 2004; Krämer u. a., 2006; Böhm u. a., 2006b) durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Studie sind daher auch in Klöpfer-Krämer (2009) detailliert nachzulesen. Aus diesem Grund wird hier insbesondere auf die zu der hier vorliegenden Arbeit gehörenden Arbeitspakete (Konstruktion eines neuartigen Handbike-Ergometers, Datenverarbeitung und Auswertung der Messungen sowie Vergleich der Ergebnisse mit denen der mathematischen Modellierung) eingegangen.

Im Kapitel "Biomechanische Analyse der Handbike-Antriebsbewegung" (siehe Kap. 4.3) wurde die Hypothese abgeleitet, dass mit einer elliptischen Antriebsbewegung und schräggestellten Kurbeln eine höhere maximale Leistung möglich ist als mit der konventionellen runden Antriebsbewegung (Hypothese 8, siehe Kap. 4.6 ab Seite 68). Diese beiden neuartigen Antriebsbewegungen sollen aber nicht nur höhere Leistungen ermöglichen, sondern ebenso einen niedrigeren Energieumsatz bei gegebener Leistung (an der individuellen anaeroben Schwelle) erfordern und somit einen höheren physiologischen Wirkungsgrad besitzen (Hypothese 9). Diese beiden Hypothesen sollen im Rahmen dieser Teiluntersuchung geprüft werden.

5.2.1 Methode

Konstruktion des Handbike-Ergometers

Da die beiden neuartigen Antriebsbewegungen (Ellipse und schräggestellte Kurbeln) noch nicht existieren, mussten sie zunächst konstruktiv umgesetzt werden. Weitere Parameter wie Kurbelhöhe, Entfernung der Kurbel zum Oberkörper, Kurbelbreite und Rückenlehnenwinkel sollten systematisch verändert und standardisiert werden können, um sie an die Anthropometrie der Probanden anpassen zu können. Dies ist in handelsüblichen Handbikes

nur eingeschränkt möglich. Daher wurde ein Handbike-Ergometer entwickelt, der diese Voraussetzungen erfüllt (siehe Abb. 5.13). In Tabelle 5.2 sind die

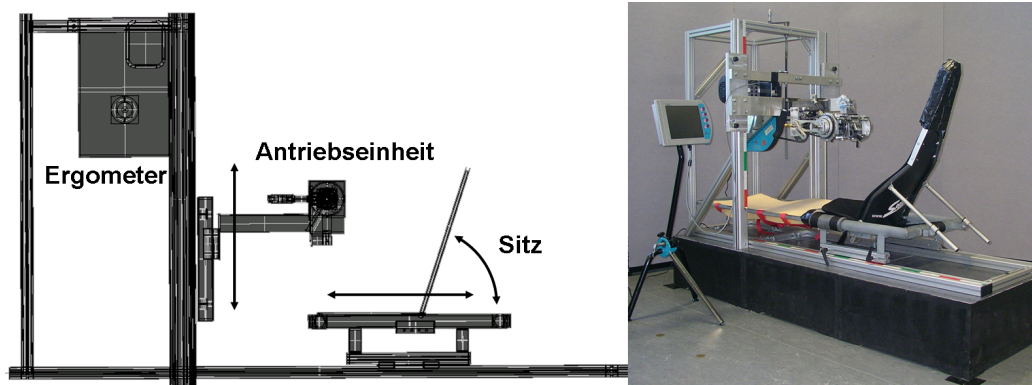


Abbildung 5.13: Handbike-Ergometer.

drei wichtigsten Elemente des Handbike-Ergometers mit ihren Einstellmöglichkeiten aufgeführt.

Tabelle 5.2: Einstellmöglichkeiten Handbike Ergometer

Parameter	Einstellmöglichkeiten
Sitz	Entfernung zur Antriebseinheit Rückenlehnenwinkel
Antriebseinheit	Kurbelhöhe Kurbelbreite Antriebsbewegung (rund, schräg, elliptisch) schräg: nach innen / außen gekippte Kurbeln elliptisch: Ellipse nach oben / unten gekippt
Ergometer	Widerstand der Antriebsbewegung

Der Sitz, bestehend aus einem geschweißten Rahmen und ergänzt durch die Sitzfläche und Rückenlehne eines Handbikes der Firma Speedy (Speedy Reha-Technik GmbH, Delbrück), wurde so konstruiert, dass er auf den Schienen des Rahmens mittels Gleitnutsteinen stufenlos verschiebbar ist. Der Sitz kann dabei so weit nach hinten geschoben werden, dass ein seitliches Einsteigen möglich ist. Die Höhe des Podestes entspricht der Höhe eines handelsüblichen Rollstuhls. So ist gewährleistet, dass auch ein Rollstuhlfahrer leicht in den Sitz einsteigen kann. Durch diesen großen Bereich, in dem der Sitz verschoben werden kann, ist auch gewährleistet, dass die Entfernung der Kurbel zum Oberkörper für alle Armlängen angepasst werden kann. Ebenso kann der

Rückenlehnenwinkel, von einer nahezu horizontalen Position bis auf über 90° stufenlos verstellt werden. Es sind also von sehr aufrechten Sitzpositionen, bis hin zum Liegen unter der Kurbel, alle Körperhaltungen möglich. Die Antriebseinheit wurde über einen Träger an einer Linearführung befestigt, um die Höhenverstellbarkeit der Antriebseinheit über eine Gewindestange mit Handkurbel zu ermöglichen. Auch hier wurde der Verstellbereich so ausgelegt, dass er für alle Körpergrößen und Armlängen mehr als ausreicht. Zusätzlich kann an der Rückseite des Trägers ein mobiler Rad-Ergometer (Cyclus 2, Firma Avatron), der über die Antriebseinheit mittels einer Fahrradkette angetrieben wird, über Kopf montiert werden. Da der Ergometer somit parallel zur Antriebseinheit nach oben und unten bewegt wird, ändert sich seine Lage zur Antriebseinheit nicht und die Länge der Kette muss nicht verändert werden.

Der konstruktiv aufwendigste Teil des Versuchsstandes war die Antriebseinheit: hier wurde außer der konventionellen runden Antriebsbewegung auch die elliptische Bahnkurve sowie die schräggestellten Kurbeln umgesetzt. Es gibt verschiedene Möglichkeiten eine elliptische Bahnkurve bei einem Kurbelantrieb zu erzeugen. Schon 1890 beschrieb Wilhelm (1890) einen Fahrradtrieb, bei dem zwei gegenläufige Kurbeln über eine Kette und zwei Zahnkränze gekoppelt sind. Je nach Längenverhältnis der Kurbeln zueinander wird eine elliptische Bewegung (Länge Kurbel 1 $>$ Länge Kurbel 2) oder sogar eine lineare Bewegung (Länge Kurbel 1 = Länge Kurbel 2) erreicht. In der hier vorgestellten Untersuchung wurde ein elliptischer Antrieb von Luca Bike (Luca Bike, Steven Ascher, USA) eingesetzt (siehe Abb. 5.14). Die län-

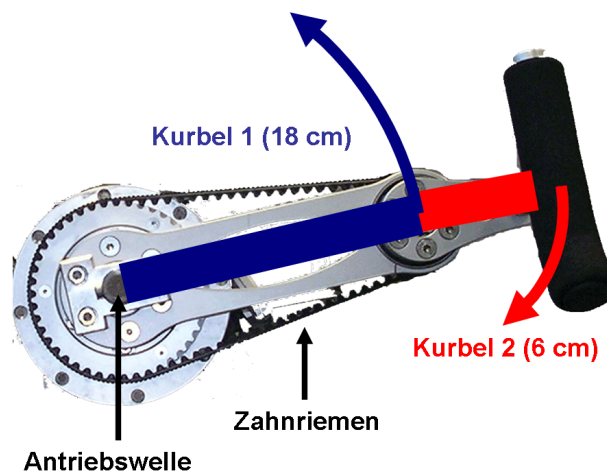


Abbildung 5.14: Elliptischer Antrieb von Luca Bike.

gere Kurbel (Kurbel 1: 18 cm lang) bewegt sich, wie bei der konventionellen

runden Kurbelbewegung, gegen den Uhrzeigersinn. Die kürzere Kurbel (Kurbel 2: 6 cm lang) ist über einen Zahnriemen an die lange Kurbel gekoppelt. Der Zahnriemen ist so gewählt, dass sich die kurze Kurbel genau um 360° dreht, wenn auch die lange Kurbel einen Vollkreis vollzogen hat. Allerdings dreht sich die kurze Kurbel gegenläufig zu der langen. Dadurch bewegt sich der Handbikegriff auf einer elliptischen Bahn. Am körpernächsten und körperfernsten Punkt addieren sich die Längen beider Kurbeln, während sich am höchsten und tiefsten Punkt der Bewegung die Länge der beiden Kurbeln subtrahieren. Dadurch ergibt sich die lange Halbachse der Ellipse zu 48 cm und die kurze Halbachse zu 24 cm (siehe Abb. 5.15). Sowohl bei der run-

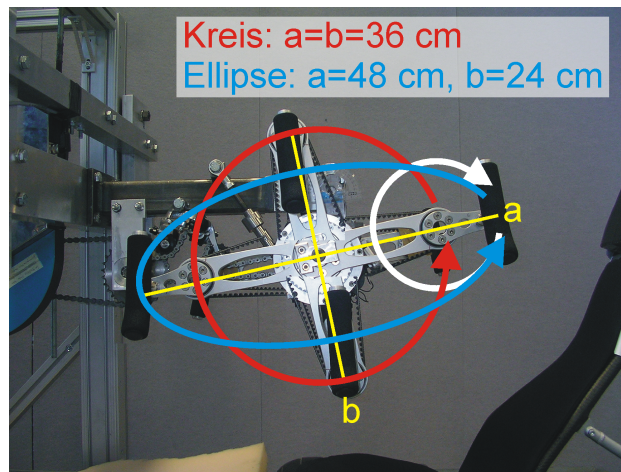
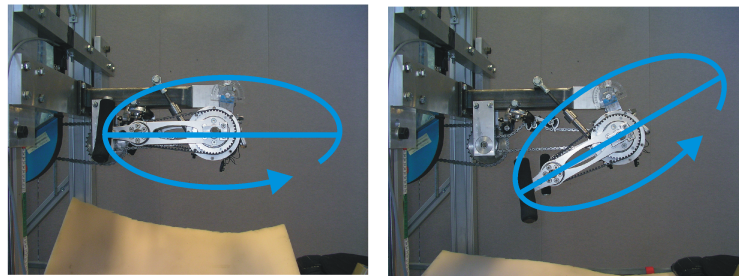


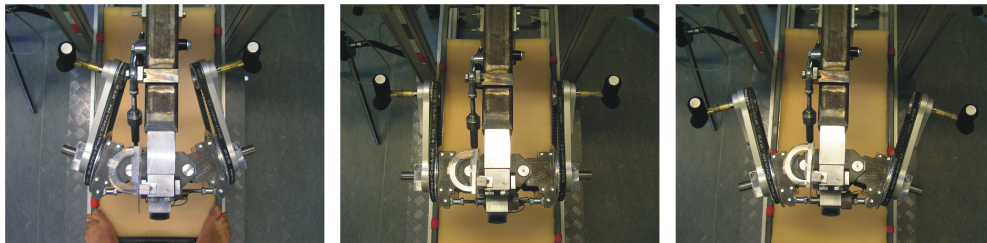
Abbildung 5.15: Vergleich der runden mit der elliptischen Antriebsbewegung.

den als auch den schräggestellten Kurbeln betrug die Kurbellänge 18 cm, der Durchmesser der Kreisbewegung also 36 cm. Bei allen drei Antriebskonzepten wurde eine parallele Kurbelanordnung gewählt und die Kurbelbreite betrug 54 cm. Die lange und kurze Kurbel (siehe Abb. 5.14) können in unterschiedlicher Anordnung zueinander montiert werden, so dass die Orientierung der langen Hauptachse der Ellipse frei wählbar ist. Der komplette Antrieb ist über eine Achse drehbar gelagert und durch eine Gewindestange fixiert. So ist es möglich, die Orientierung der Ellipse gegenüber der Lage der langen Ellipsenhauptachse stufenlos um 27° Grad zu verkippen, ohne die Kurbel neu montieren zu müssen (siehe Abb. 5.16). Die Verkipfung der parallelen Kurbeln aus der Sagittalebene (des Athleten) heraus nach außen oder nach innen geschieht über zwei Kardangelenke, die in die Kurbelachse eingebaut wurden. Die Kurbeln können kontinuierlich nach vorne-innen oder nach vorne-außen, innerhalb eines Verstellbereiches von 35° Grad, schräggestellt werden (siehe Abb. 5.17).



Ellipsenorientierung: horizontal bzw. vorne nach unten gekippt

Abbildung 5.16: Variationsmöglichkeiten der Ellipsenorientierung (Seitenansicht): eine beliebige Einstellung der Lage der langen Hauptachse ist möglich.



Vorne nach innen gekippt

Nicht gekippt

Vorne nach außen gekippt

Abbildung 5.17: Variationsmöglichkeiten der schräggestellten Kurbeln (Draufsicht): Verstellbereich 35 Grad.

Die Schrägstellung der Kurbeln (nach vorne-innen oder nach vorne-außen) konnte von den Probanden frei gewählt werden. Ebenso wurde die Orientierung der Ellipse und der Rückenlehnenwinkel für jeden Probanden individuell eingestellt. Dazu wurden in einem Vorversuch während der Kurbelbewegung alle variablen Parameter systematisch verändert, bis die individuellen Wunscheinstellungen gefunden waren.

Probanden

Achtzehn gehfähige, männliche Sportstudenten (Alter: $27,6 \pm 4$ Jahre, Gewicht: $80,0 \pm 6,9$ kg) nahmen freiwillig an der Untersuchung teil. Weitere anthropometrische Maße wurden mit Hilfe eines 3D-Body Scanners (Vitus, Human Solutions, Kaiserslautern) ermittelt und finden sich in Tabelle 5.3. Die Armlänge wurde dabei von Acromion zu Processus styloideus radii und die Schulterbreite von rechtem zu linkem Acromion gemessen.

Tabelle 5.3: *Anthropometrische Maße der Probanden*

	Mittelwert \pm SD (cm)	Bereich (cm)
Größe	183 \pm 10	163-202
Armlänge	63,0 \pm 3,6	56,6-67,5
Schulterbreite	48,5 \pm 2,7	44,3-52,4

Untersuchungsprotokoll und Datenverarbeitung

Die Probanden absolvierten für jedes der drei Antriebskonzepte einen Stufentest bis zur Ausbelastung. Das Belastungsprotokoll wurde in Anlehnung an die Standards der Rollstuhlergometrie (Schmid, 2002) ausgewählt und von dem im Versuchsstand eingebauten Ergometer gesteuert: Gestartet wurde auf einer Belastungsstufe von 20 Watt, alle drei Minuten wurde der Widerstand um 20 Watt gesteigert. Aufgrund der Regelungstechnik des Widerstandes des Ergometers musste die Kurbelfrequenz bei der niedrigsten Wattstufe (20 W) auf maximal 60 U/min festgelegt werden. Ab der zweiten Belastungsstufe war die Kurbelfrequenz freigegeben. Bei Unterschreitung von 45 Umdrehungen wurde der Test automatisch abgebrochen. Pro Messtag wurde ein Antriebskonzept gemessen, wobei jeweils ein Tag Pause zwischen den Messungen lag. Die Reihenfolge der getesteten Antriebskonzepte wurde randomisiert.

Die Aufzeichnung der Atemgase geschah mit einem portablen Spirometrie-System (K4b², Firma Cosmed, näheres zur Spiroergometrie siehe Kap. 3.4) "breath-by-breath". Das Blutlaktat wurde zu verschiedenen Zeitpunkten abgenommen: In Ruhe, am Ende jeder dritten Stufenminute, bei Abbruch der Belastung sowie in der ersten, dritten und fünften Minute nach Abbruch der Belastung. Die Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle (individual anaerobic threshold: IAT) und des physiologischen Wirkungsgrades an der IAT ist in Abbildung 5.18 auf der nächsten Seite exemplarisch für einen Probanden grafisch dargestellt. Der erste Schritt in der Datenauswertung war die Bestimmung der Leistung an der IAT für jeden Probanden. Dazu wurde an die gemessenen Laktatwerte jeder Belastungsstufe eine exponentielle Kurve angefitzt (MatLab, Mathworks Inc. Natic, USA). Die Bestimmung der IAT erfolgte in Anlehnung an die Tangentenmethode von Simon u. a. (1981), siehe auch Kap. 3.4. Da in der hier vorliegenden Untersuchung die Belastung über Leistungsstufen (Kurbelergometrie) und nicht wie bei Simon u. a. (1981) über die Geschwindigkeit gesteigert wurde (Laufbandergometrie), musste die Tangentensteigung auf einen anderen Wert (hier: 0,1) festgelegt werden. Die Steigung von 0,1 wurde so gewählt, dass für die drei Antriebe ein Mittelwert der Laktatwerte aller Probanden von 4,0-4,5 mmol/l erreicht

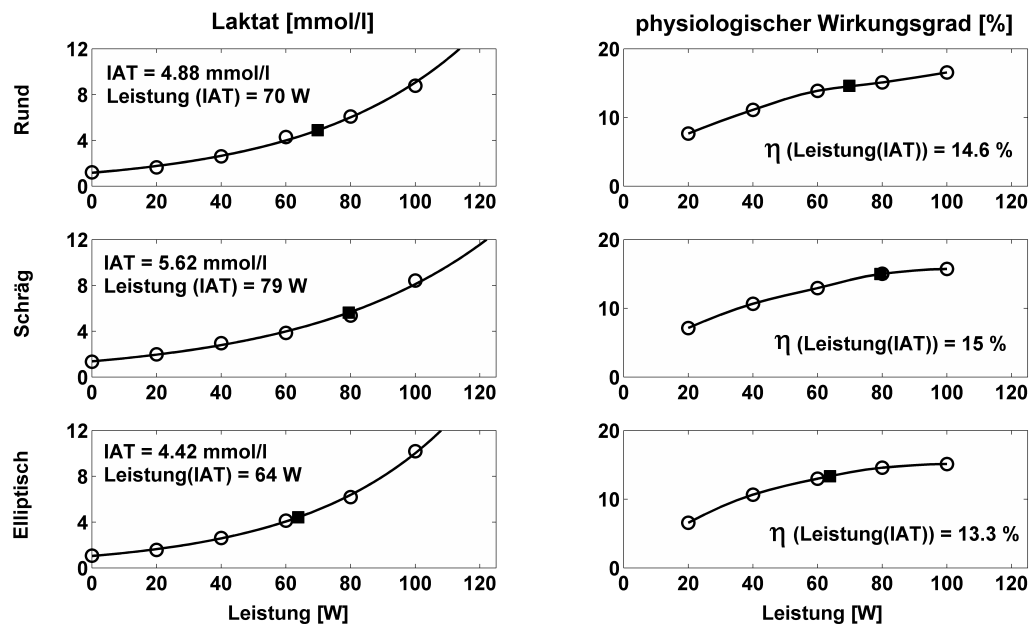


Abbildung 5.18: Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle (links) und des physiologischen Wirkungsgrades an der IAT (rechts), beispielhaft gezeigt für einen Probanden. Links: Die IAT (schwarze Quadrate) wurde bei einer Tangentensteigung von 6° an den exponentiellen Fit (durchgezogene Linie) der an den einzelnen Belastungsstufen des Stufentests gemessenen Laktatwerte (Kreise) ermittelt. Rechts: Der physiologische Wirkungsgrad an der Leistungstufe der IAT (schwarze Quadrate) wurde bestimmt, indem an die berechneten Wirkungsgrade der einzelnen Belastungsstufen (Kreise) ein kubischer Spline (durchgezogene Linie) gefittet wurde.

wurde. Dies entspricht den von Simon u. a. (1981) gefundenen Laktatwerten in Höhe von $4,3 \text{ mmol/l}$ für erwachsene Normalpersonen.

Im nächsten Auswerteschritt wurde der, zur Leistung an der IAT zugehörige, physiologische Wirkungsgrad ermittelt. Zur Bestimmung des physiologischen Wirkungsgrades jeder Belastungsstufe, wurde zunächst der Energieumsatz gemäß der Formel 3.3 in Kapitel 3.4 berechnet. Der physiologische Wirkungsgrad bestimmt sich aus dem Verhältnis von erbrachter Leistung zu aufgewendetem Energieumsatz pro Zeit (siehe Formel 3.4 auf Seite 23). Kontinuierliche Werte des physiologischen Wirkungsgrades wurden mit Hilfe einer kubischen Spline Interpolation (MatLab, Mathworks Inc. Natic, USA) an die bei jeder Belastungsstufe berechneten Wirkungsgrade ermittelt. Aus dieser Kurve wurde abschließend der, zur Leistung an der IAT zugehörige, physiologische Wirkungsgrad herausgelesen (siehe rechte Grafiken in Abb. 5.18).

Die maximale Leistung wurde nach der Formel 3.2 bestimmt. Dabei betrug die Stufendauer $\Delta t = 180$ s und die Belastung wurde auf jeder Stufe um $\Delta P = 20$ W gesteigert.

Der physiologische Wirkungsgrad und die Leistung an der individuellen anaeroben Schwelle, sowie die maximal erreichte Leistung, wurden statistischen Tests unterzogen. Zunächst wurden die Daten auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov Test (Anpassung nach Lilliefors) überprüft. Danach wurde eine einfaktorische Varianzanalyse mit Messwiederholung auf einem Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt, um signifikante Unterschiede zwischen den drei Antriebskonzepten zu ermitteln. Bei signifikanten Unterschieden wurde ein Post-Hoc Test mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt, um festzustellen, welcher Antrieb signifikante Unterschiede zu den beiden anderen aufweist. Die statistischen Tests wurden mit dem Programm SPSS 15 durchgeführt.

5.2.2 Ergebnisse

Physiologische Parameter bei maximaler Leistung

Für die drei verschiedenen Antriebsbewegungen wurde folgende maximale Leistung erzielt: runder, konventioneller Antrieb: $99,9 \pm 18,7$ W, für die schräggestellten Kurbeln $93,8 \pm 19,9$ W und für die elliptische Bahnkurve $90,9 \pm 28,7$ W (siehe Tabelle 5.4). Die Varianzanalyse zeigte keine signifikanten

Tabelle 5.4: Mittelwerte \pm SD von Blutlaktakt, physiologischer Wirkungsgrad und erbrachter Leistung an der IAT, sowie maximaler Wirkungsgrad, Herzfrequenz und Leistung aller Probanden für die drei Antriebskonzepte

	physiologische Parameter	Rund \pm SD	Schräg \pm SD	Ellipse \pm SD
IAT	Blutlaktakt [mmol/l]	4,50 \pm 1,06	4,52 \pm 1,20	4,03 \pm 0,96
	Leistung [W]	59,4 \pm 20,2	59,2 \pm 26,2	52,6 \pm 24,7
	physiologischer Wirkungsgrad [%]	12,3 \pm 2,0	11,7 \pm 2,3	10,8 \pm 2,5
Maximum	physiologischer Wirkungsgrad [%]	12,6 \pm 1,4	12,1 \pm 1,3	11,8 \pm 2,0
	Herzfrequenz [S/min]	165 \pm 16	162 \pm 19	164 \pm 18
	Leistung [W]	99,9 \pm 18,7	93,8 \pm 19,9	90,9 \pm 28,7

ten Unterschiede in der maximalen Leistung ($p = 0,095$) zwischen den drei Antriebsbewegungen.

Der höchste physiologische Wirkungsgrad bei maximaler Leistung wurde für die konventionelle runde Bewegung gefunden ($\eta = 12,56 \pm 1,42$ %), gefolgt von den schräggestellten Kurbeln ($\eta = 12,10 \pm 1,26$ %) und der elliptischen Bahnkurve ($\eta = 11,81 \pm 1,97$ %). Die maximale Herzfrequenz be-

trug bei der runden Bewegung 165 ± 16 S/min, bei der schrägen Bewegung 162 ± 19 S/min und bei der Ellipse 164 ± 18 S/min.

Leistung und physiologischer Wirkungsgrad an der IAT

Die Laktat-Kurve zeigte bei der elliptischen Antriebsbewegung den steilsten Anstieg, was zu den geringsten Blutlaktatwerten an der IAT führte ($4,03 \pm 0,96$ mmol/l). Dicht beieinander liegen die runde ($4,50 \pm 1,06$ mmol/l) sowie die schräge Bewegungsform ($4,52 \pm 1,20$ mmol/l). Die Leistung an der IAT zeigte denselben Trend: die runde Bewegung ($P = 59,7 \pm 20,3$ W) und die schräggestellten Kurbeln ($P = 59,67 \pm 26,1$ W) wiesen vergleichbare Werte auf, während die Leistung an der IAT für die Ellipse geringer ist ($P = 53,0 \pm 24,7$ W). Die daraus berechneten physiologischen Wirkungsgrade waren für die runde Bewegung am höchsten ($\eta = 12,31 \pm 2,04$ %), gefolgt von der Schrägstellung ($\eta = 11,65 \pm 2,26$ %) und der Ellipse ($\eta = 10,81 \pm 2,45$ %) (siehe Tabelle 5.4 auf der vorherigen Seite).

Mit Hilfe der Varianzanalyse wurde ein signifikanter Unterschied sowohl in den physiologischen Wirkungsgraden ($p = 0,004$), als auch der Leistung ($p = 0,044$) an der IAT zwischen den drei Antriebskonzepten aufgedeckt. Der Post-Hoc Test zeigte signifikante Unterschiede im Wirkungsgrad an der IAT zwischen der runden und der elliptischen ($p = 0,006$, η von R > E), sowie der schrägen und der elliptischen ($p = 0,048$, η von S > E) Bewegung. Zwischen den schräggestellten Kurbeln und der runden Bewegung wurde kein signifikanter Unterschied ermittelt ($p = 0,085$). Für die Leistung an der IAT zeigten die paarweisen Vergleiche keine signifikanten Unterschiede.

Abschließend wurde eine Sensitivitätsanalyse durchgeführt, um zu prüfen, wie empfindlich die Ergebnisse auf die Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle reagieren. Dazu wurde die IAT und die dazugehörige Leistung sowie der physiologische Wirkungsgrad bei verschiedenen Tangentensteigungen ($0,1 \pm 0,01$) bestimmt. Dabei zeigten sich keine Änderungen in der Rangfolge der drei Antriebe (R, S und E) für den physiologischen Wirkungsgrad und die Leistung an der IAT. Ebenso wurden dieselben signifikanten Ergebnisse gefunden.

5.2.3 Diskussion

Die Ergebnisse dieser Teiluntersuchung zeigen, dass die Handbike Antriebsbewegung einen signifikanten Einfluss auf den physiologischen Wirkungsgrad und die Leistung an der individuellen anaeroben Schwelle hat. Die maximale Leistung wurde nicht signifikant durch die drei verschiedenen Bewegungen beeinflusst.

Frühere Studien ermittelten den physiologischen Wirkungsgrad bei verschiedenen Belastungsstufen und mit unterschiedlichen Probandengruppen. Janssen u. a. (2001) fanden unter einer niedrigen Belastung von 28 W physiologische Wirkungsgrade von 10,9 % (Tetraplegiker) und 9,7 % (Paraplegiker). Verellen u. a. (2004a) ermittelten in ihrer Untersuchung von neun Paraplegikern physiologische Wirkungsgrade von 13,43 - 14,47 %, bei einer Leistung von 90 W. Die höchsten Wirkungsgrade von 16,3 % fanden Martel u. a. (1991) bei einer Belastung von 97 W mit einer Gruppe von 20 Paraplegikern. Sowohl beim Handcycling als auch im Radsport ist bekannt, dass der physiologische Wirkungsgrad mit zunehmender Belastung ansteigt (Martel u. a., 1991; Moseley und Jeukendrup, 2001; Zameziati u. a., 2006).

In der hier vorgestellten Untersuchung reichten die physiologischen Wirkungsgrade und die zugehörigen Leistungen an der IAT von 6,7 % bei 24,9 W bis 16,1 % bei 115,4 W und zeigen damit eine Übereinstimmung mit denen aus der Literatur. Ein detaillierter Vergleich mit den zitierten Studien ist jedoch schwierig, da in diesen Studien querschnittgelähmte Probanden teilnahmen, während in dieser Studie gehfähige Probanden rekrutiert wurden. Erstens können Querschnittgelähmte nur weniger Muskelgruppen einsetzen als gehfähige Probanden und zweitens sind deren Muskelgruppen der oberen Extremität im Vergleich zu Gehfähigen in der Regel besser trainiert.

Der in dieser Studie ermittelte physiologische Wirkungsgrad an der IAT war, entgegen der Annahmen aus Kapitel 4.6, für die runde Bewegung am höchsten, gefolgt von den schrägen Kurbeln und der Ellipse. Die Ellipse war signifikant schlechter als die beiden anderen Antriebsbewegungen, was im Widerspruch zu den Berechnungen in Kapitel 4.4 steht. Für die maximale Leistung wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Antriebsbewegungen gefunden. Die höchste Leistung wurde mit der konventionellen runden Bewegung erreicht, was ebenfalls im Gegensatz zu den aufgestellten Hypothesen steht (siehe Kap. 4.6).

Ein Grund für die geringeren Werte im physiologischen Wirkungsgrad und der maximalen Leistung könnte in der Dimension der verwendeten Ellipse, mit einer langen Halbachse von $a = 48$ cm und einer kurzen Halbachse von $b = 24$ cm, liegen (siehe Abb. 5.15 auf Seite 97). Der in den Versuchsstand integrierte elliptische Antrieb wurde von einem Fahrradtrieb übernommen (Luca Bike, Steven Ascher, USA) und ist daher für die Dimensionen der unteren Extremität ausgelegt. Vor allem Individuen mit kürzeren Armen hatten Probleme die elliptische Bewegung auszuführen, da deren Armlänge nahe an der Länge der langen Hauptachse der Ellipse lag. So wurde auch ein signifikanter Unterschied in der subjektiven Bewertung der drei Bewegungen bei der Fragestellung: "War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?" ermittelt (Klöpfer-Krämer, 2009). Desweiteren zeigten sich bei allen Antriebsbewegun-

gen höhere maximale Leistungen bei längeren Armen (siehe Abb. 5.19, links). Auch wenn die Korrelation nur gering war (Rund: $r = 0,22$; Schräg: $r = 0,15$;

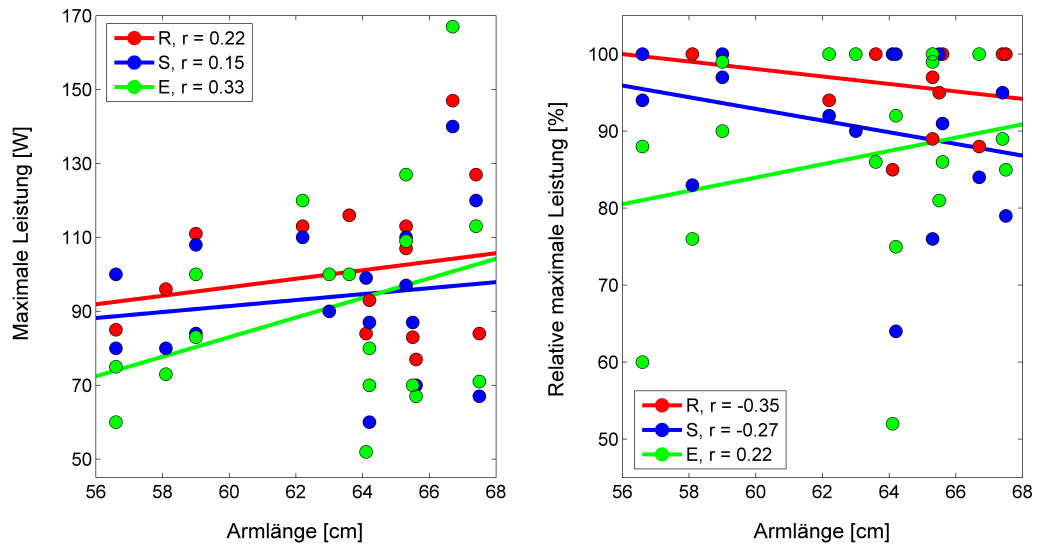


Abbildung 5.19: Korrelation der Armlänge mit maximaler Leistung (links) und relativer maximaler Leistung (rechts).

Ellipse: $r = 0,33$), da andere Faktoren, wie zum Beispiel das Leistungs-niveau des Sportlers die maximal erreichte Leistung stärker beeinflussen als die Armlänge, zeigt diese Abhängigkeit, dass die Kurbellänge individuell an die Anthropometrie des Sportlers angepasst werden sollte, um eine maximale Leistung zu erzielen (siehe auch Kap. 5.3). Der Einfluss der Armlänge auf die bei den drei Bewegungsformen erreichte Leistung näher zu untersuchen und aufgrund des inhomogenen Leistungslevels der Probanden (Standardabweichung der maximalen Leistung betrug für die Antriebe zwischen 19 % und 26 %), wurde die maximale Leistung für jeden Probanden und jedes Antriebskonzept auf dessen individuelle maximal erreichte Leistung normiert. Die relative maximale Leistung war zwar für alle Armlängen bei der runden Bewegung am höchsten, jedoch verkleinerte sich der Abstand zur Ellipse mit zunehmender Armlänge (siehe Abb. 5.19 rechts). Um diesen Unterschied zu quantifizieren, wurden die Probanden in zwei Gruppen eingeteilt, je nachdem ob deren Armlänge über oder unter der des Medians der Gesamtgruppe (64 cm) lag. Die Differenz der Mittelwerte der normierten Leistung zwischen E und R betrug für Probanden mit einer Armlänge von ≤ 64 cm 13,8 %, während er für Probanden mit einer Armlänge >64 cm nur 0,6 % betrug.

Im Gegensatz zu diesem empirischen Befund zeigte die mathematische Modellierung mittels Muskel-Skelett-Modell (siehe Kap. 4.4) einen geringeren muskulären Energieverbrauch der Ellipse im Vergleich zur runden Bewegung, was zu einem höheren physiologischen Wirkungsgrad führt. Der Unterschied im Energieverbrauch betrug bei der mathematischen Modellierung 3,5 % beziehungsweise 3,8 % für zwei verschiedene Probanden mit einer Armlänge von jeweils 59 cm. Allerdings war die Dimension der Ellipse eine andere im Vergleich zu der empirischen Untersuchung. Das Verhältnis der langen (a) und kurzen (b) Halbachse betrug zwar jeweils $b/a = 0,5$, allerdings war die lange Halbachse im Experiment 48 cm lang und somit um 12 cm länger als der Durchmesser des Kreises (siehe Abb. 5.15), während im ComputermodeLL die lange Halbachse im Vergleich zum Kreis gleich gehalten ($a = 36$ cm) und nur die kurze Halbachse variiert wurde ($b = 18$ cm). Dies entspricht der Beobachtung, dass die elliptische Bewegung im Experiment für Probanden mit längeren Armen besser abschnitt als für Probanden mit kürzeren Armen. In der empirischen Untersuchung der elliptischen Bewegung wurde die Dimension der Ellipse und insbesondere die Länge der langen Halbachse möglichst groß gewählt, da sich in der mathematischen Modellierung gezeigt hatte (Vergleich der Ruder- mit der Handbikebewegung), dass eine starke Ellbogenflexion ein höheres Momentenpotential besitzt (siehe Kap. 4.4 ab Seite 47). Offensichtlich wurde der Bewegungsumfang der Ellipse jedoch für die überwiegende Anzahl von Probanden zu groß gewählt.

Der andere Grund für den Unterschied zwischen Experiment und mathematischer Modellierung könnte darin liegen, dass das Modell zu stark vereinfacht wurde: Bei der Handbikebewegung spielt die Schulterabduktion und -adduktion eine große Rolle, so dass eine 3-dimensionale Modellierung realistischere Ergebnisse liefern würde. Dabei ist insbesondere die Muskellängenänderung und die sich daraus ergebenden Hebelarme während der Bewegung eine entscheidende Größe, da sich daraus die Muskelkräfte und -momente berechnen. Eine Methode zur Berechnung von individuellen Muskellängen während einer Bewegung mit Hilfe von Bewegungsanalyse wurde in Kapitel 4.5 vorgestellt.

5.3 Kurbellänge und Kurbelbreite

Aus der Analyse des Handbikes wurde die Hypothese abgeleitet, dass sowohl die Kurbellänge, als auch die Kurbelbreite einen signifikanten Einfluss auf die maximale anaerobe Leistung haben (Hypothese 5, siehe Kap. 4.6). Desweiteren wurde aus der Analyse des Handbikes die Hypothese aufgestellt, dass die leistungsstärkste Kurbellänge von der Armlänge des Athleten abhängig ist

und die leistungsstärkste Kurbelbreite von der Schulterbreite (Hypothese 6). Diese beiden Hypothesen sollen im Rahmen dieser Teiluntersuchung geprüft werden.

Die Vermutung, dass die Kurbellänge einen Einfluss auf die Bewegungsdurchführung hat, wurde durch die vergleichende Untersuchung der verschiedenen Handbike- Antriebsbewegungen unterstützt (siehe Kap. 5.2), da sich gezeigt hat, dass die Kurbellänge einen Einfluss auf den physiologischen Wirkungsgrad der Bewegung hat. Insbesondere bei der elliptischen Bewegung, die vom Bewegungsumfang her im Bereich der Armlänge der Probanden lag, war die Bewegung für Probanden mit langen Armen sowohl subjektiv (Fragebogen), als auch objektiv (Wirkungsgrad) besser als für Probanden mit kurzen Armen (siehe auch Klöpfer-Krämer 2009).

Nach bestem Wissen des Autors existieren bisher keine Studien, die den Effekt verschiedener Kurbellängen und -breiten auf die maximale Leistung im Handcycling untersucht haben. Daher war das Ziel dieser Untersuchung den Einfluss der Kurbellänge und -breite auf die maximale Leistung, Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit im Handbiken zu ermitteln. Dabei sollte die leistungsstärkste Kurbellänge und -breite in Abhängigkeit der individuellen Armlänge und Schulterbreite bestimmt werden.

5.3.1 Methode

Probanden

Achtzehn männliche und sieben weibliche, gehfähige Probanden (Mittelwert \pm Standardabweichung: Alter: 28 ± 6 Jahre, Größe: 179 ± 8 cm, Gewicht: 77 ± 10 kg, 18 ± 10 % Körperfett) nahmen freiwillig an dieser Untersuchung teil. Dabei wurden sie aus Probanden rekrutiert, die Ausdauersport und Krafttraining auf einem freizeitsportlichen Niveau betrieben (Sportstudenten sowie Probanden die regelmäßig Fitness-Studios besuchten). Keiner der Teilnehmer hatte Handbike-Erfahrung, um muskuläre Anpassungen an eine spezielle Kurbellänge oder -breite zu vermeiden (Herzog u. a., 1991). Um die Kurbellänge und -breite an die Anthropometrie der einzelnen Probanden anzupassen, wurde die Armreichweite nach vorne (AR, Abstand zwischen der Griffachse und dem Rücken an einer Wand stehend, DIN-Norm 33402) und die Schulterbreite (SB, Abstand zwischen linkem und rechtem Acromion) gemessen. Dabei ergaben sich folgende Mittelwerte (Standardabweichungen) für die AR und SB: männliche Probanden: AR = 73 (4) cm, Bereich=67,5–80 cm; SB = 39 (3) cm, Bereich = 36–42 cm; weibliche Probanden: AR = 70 (2) cm, Bereich = 66,5–71 cm; SB = 36 (2) cm, Bereich = 34–40 cm. Da sowohl die Kurbelgeometrie, als auch die Sitzposition im Handbike-Ergometer

an die anthropometrischen Daten der Probanden angepasst wurden, spielte die unterschiedliche Größe der Probanden keine Rolle.

”Inertial load” Handbike-Ergometer

Bei den Messungen kam der eigens entwickelte Handbike-Ergometer (siehe Kap. 5.2) zum Einsatz, der so modifiziert wurde, dass die sogenannte ”inertial load” Methode (siehe Kap. 3.4) angewendet werden konnte. Kurbellänge und -breite konnten so auch variiert werden (siehe Abb. 5.20).

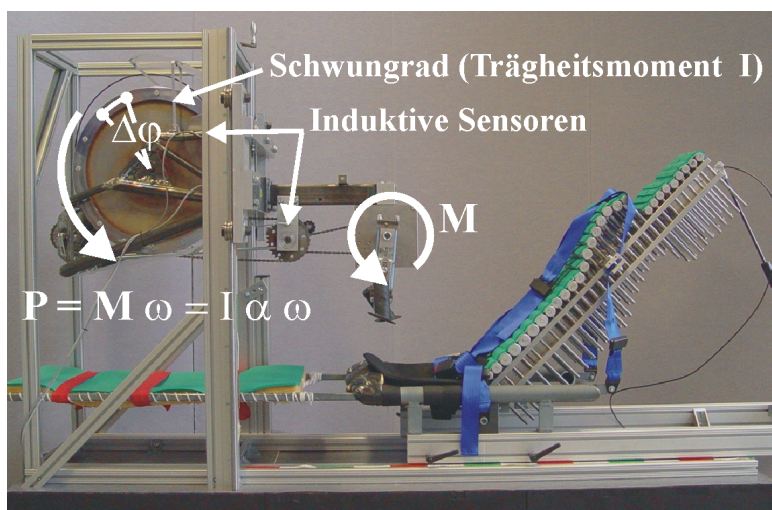


Abbildung 5.20: Für die ”inertial load” Methode modifizierter Handbike-Ergometer, Krämer u. a. (2009a).

Zur Standardisierung der Sitzposition wurden folgende Parameter bei jedem Probanden kontrolliert: Konstante Kurbelhöhe für alle Kurbelgeometrien (Abstand von 1 cm zwischen den Oberschenkeln und den längsten Kurbeln), Anpassung des Abstandes zwischen der Schulter und der Kurbelachse für jede Kurbellänge (Ellenbogenwinkel von 15° bei ausgestrecktem Arm) und Einstellung des Rückenlehnenwinkel auf 45° (geringster Winkel der vom Internationalen Paralympischen Komitee zum Zeitpunkt der Messungen zugelassen war und der üblicherweise von Liegebikern genutzt wurde). Um eine optimale Abstützung des Oberkörpers und somit maximale Leistungen zu ermöglichen, wurde die Standard-Rückenlehne durch eine eigens konstruierte Rückenlehne ersetzt, die die anatomische Wirbelsäulenkontur abbildet (siehe Abb. 5.21). Die Rückenlehne besteht aus 30 hintereinander angeordneten Rohren, deren Durchmesser dem der Wirbelsäulensegmente (bestehend aus den Wirbeln und den dazwischen liegenden Bandscheiben) entspricht (oberer Thorax und HWS-Bereich: 25 mm; mittlerer und unterer Thoraxbereich:

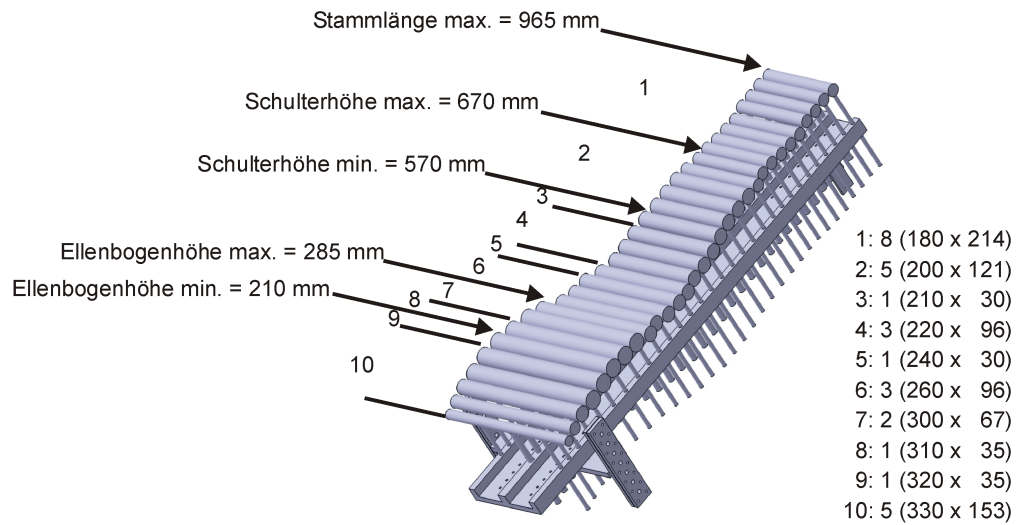


Abbildung 5.21: Individuell anpassbare Rückenlehnenkontur, bestehend aus 10 Bereichen gleicher Rohrbreite. In der Legende ist jeweils die Anzahl der Rohre pro Bereich und dessen Abmessungen (Breite x Höhe) in mm, sowie die wichtigsten anthropometrischen Daten (Abstände jeweils zur Sitzhöhe nach DIN-Norm 33402) angegeben, nach Leidmann (2007).

30 mm; Lumbalbereich: 35 mm). Die Anzahl und Breite der Rohre wurde anhand von Perzentiltabellen (Lehne ausgelegt für Menschen vom 5. bis 95. Perzentil, DIN-Norm 33402) so gewählt, dass eine möglichst großflächige Abstützung gewährleistet ist ohne die Bewegungsfreiheit einzuschränken. Mit Hilfe eines H-Sicherheitsgurtes wurde der Oberkörper der Probanden an der Rückenlehne fixiert, um einen maximalen Krafteinsatz in der Zugphase zu ermöglichen, ohne den Körper aus dem Sitz nach vorne zu ziehen.

Um die "inertial load" Methode durchzuführen, wurde ein Schwungrad (Masse: 19,4 kg, Trägheitsmoment $I = 0,68 \text{ kgm}^2$) aus einem Spinning-Rad (Schwinn Cycling, Schweiz) anstelle des mobilen Rad-Ergometers (siehe Abb. 5.13) installiert, siehe Abbildung 5.20 auf der vorherigen Seite. Eine Gangschaltung mit acht Gängen und dem Übersetzungsverhältnis (U_e) von 2,86 bis 4,45 wurde zwischen den Antrieb und das Schwungrad geschaltet, um einen konstanten "Trägheits-Widerstand" ($TW_{Griff} = U_e/l_{Kurbel}$ an den Griffen für alle Kurbellängen (l_{Kurbel}) zu erreichen (siehe Tab. 5.5). Dadurch werden für alle Kurbellängen gleiche Voraussetzungen zu Beginn der Messung geschaffen. Dieser Messaufbau erlaubte den Probanden, analog zu Martin und Spirduso (2001), jeden Test innerhalb von circa 4 s abzuschließen. Die maximale Leistung wurde nach einer durchschnittlichen Zeit von 2,4 s erreicht. Mit Hilfe eines induktiven Sensors und 16 gleichmäßig über den äu-

Tabelle 5.5: Einstellung des Übersetzungsverhältnisses für die verschiedenen Kurbellängen

Kurbellänge (cm)	Übersetzungsverhältnis	Trägheits-Widerstand (1/m)
18.3–21.5	4.45:1	24.32–20.70
17.0–18.2	4.14:1	24.35–22.75
15.9–16.9	3.86:1	24.28–22.84
15.0–15.8	3.62:1	24.13–22.91
14.1–14.9	3.41:1	24.18–22.89
13.4–14.0	3.22:1	24.03–23.0
12.7–13.3	3.17:1	24.02–22.93
12.5–12.6	2.86:1	23.20–23.02

ßen Ring des Schwungrades verteilten Bolzen als Impulsgeber, wurde der Drehwinkel der Schwungscheibe in Abhängigkeit von der Zeit $\phi(t)$ gemessen. Die Datenaufnahme mit einer Frequenz von 1000 Hz und die Datenverarbeitung erfolgte mit MatLab (Mathworks Inc., USA): Die Winkelgeschwindigkeit $\omega = \partial\phi/\partial t$ und die Winkelbeschleunigung $\alpha = \partial\omega/\partial t$ wurden als die Ableitungen des gemessenen Drehwinkels des Schwungrades $\phi(t)$ nach der Zeit berechnet. Die erbrachte Leistung wurde nach folgender Formel bestimmt: $P(t) = \mathbf{M}\phi(t) = I\omega(t)\phi(t)$ (siehe Abb. 5.20 und Formel 3.5). Ein zweiter induktiver Sensor und acht Löcher, die das emittierte Signal des Antriebsritzels unterbrachen, wurde an einer Zwischenübersetzung nahe der Kurbeln angebracht, um die Kurbelfrequenz $f(Hz)$ zu bestimmen. Die Kurbelfrequenz wurde dabei als der Kehrwert der Zeit $t(min)$ pro Umdrehung der Kurbeln berechnet.

Untersuchungsprotokoll und Datenverarbeitung

Analog zum Radsport (Inbar u. a., 1983; Martin und Spirduso, 2001) wurde angenommen, dass die leistungsstärkste Kurbellänge im Handcycling mit der Armlänge und die leistungsstärkste Kurbelbreite mit der Schulterbreite des Athleten zusammenhängen. Die Teilnehmer an dieser Untersuchung absolvierten maximales Handbiken mit einer Kurbellänge (lotrechter Abstand von Kurbelachse zu Griffachse) von 19 % (kurz), 22,5 % (mittel) und 26 % (lang) der Armreichweite und einer Kurbelbreite (Abstand der Mittelpunkte beider Griffe) von 72 % (schmal), 85 % (mittel) und 98 % (breit) der Schulterbreite. Die Kurbellänge und -breite wurde dabei entsprechend denen gewählt, die zurzeit von Hochleistungsathleten (Handbiker des erweiterten Top-Teams der Paralympischen Spiele 2008) gefahren werden: Kurbellänge

von 175–195 mm, Kurbelbreite auf bzw. etwas schmaler als Schulterbreite. Außerdem wurde die Tendenz berücksichtigt, dass die Sportler kürzere und schmalere Kurbelgeometrien bevorzugen und in Zukunft testen wollen. In Vortests wurde geprüft, welches Verhältnis von Kurbellänge zu Armreichweite (AR), beziehungsweise Kurbelbreite zu Schulterbreite (SB) zu realistischen Kurbelgeometrien führte, beziehungsweise welche Kurbelgeometrien eine Bewegung noch ermöglichten. Zum Beispiel stoßen längere Kurbeln als 26 % der AR am Brustkorb und an den Oberschenkeln an, und können daher nur zusammen mit so breiten Kurbeln genutzt werden, wie sie beim Handbiken üblicherweise in Liegebikes nicht eingesetzt werden.

Nach einem 5-minütigen Warmfahren auf einer Handbike-Rolle mit frei gewählter Kurbelfrequenz und ohne zusätzlichen Widerstand wurden drei submaximale Testabläufe durchgeführt, damit sich die Probanden mit dem Ablauf der "inertial load" Methode vertraut machen konnten. Im Radsport wird die Leistung nahezu ausschließlich in der Druckphase während der Abwärtsbewegung erbracht. Im Gegensatz dazu wird mit der synchronen Kurbelanordnung beim Handcycling eine hohe Leistung sowohl in der Zug- als auch der Druckphase erreicht. Daher sind beim Handbiken zwei ausgeprägte Leistungsmaxima während eines Kurbelzyklus erkennbar. Da die "inertial load" Methode die Leistung über einen großen Bereich zunehmender Kurbelfrequenzen ermittelt, werden verschiedene Frequenzen in Abhängigkeit der Kurbelstellung erreicht, je nachdem ob der Test in der Zug- oder in der Druckphase startet. Daher wurde in dieser Studie jede Kombination von Kurbellänge und -breite zweimal gemessen, wobei einmal in der Druckphase (Arme nahe am Körper), das zweite mal in der Zugphase gestartet wurde (Arme ausgestreckt). Die auf das Schwungrad übertragene Leistung $P(t)$ und die Kurbelfrequenz $f(t)$ wurden jeweils für die ersten zehn Umdrehungen und in Abhängigkeit der Kurbelstellung berechnet (siehe Abb. 5.22). Anschließend wurde die höchste, im Verlauf jeder Kurbelumdrehung und jeweils in der Druck- und Zugphase erreichte Leistung $P_{Druck/Zug}(f)$, in Abhängigkeit von der Kurbelfrequenz bestimmt. Für beide Durchgänge (1. Durchgang: Start in der Druckphase, 2. Durchgang: Start in der Zugphase) und diskrete Kurbelfrequenzintervalle ($\Delta f = 17 U/min$) wurde die größte erreichte Leistung gegenüber der Kurbelfrequenz aufgetragen. An die Datenpunkte $P_{Druck/Zug}(f)$ wurde ein Polynom 2. Grades gefittet und aus der Bestimmung des Scheitelpunktes der Kurve die maximale Leistung und die leistungsstärkste Kurbelfrequenz $P_{max}(f)$ bestimmt (siehe Abb. 5.23). Die Griffgeschwindigkeit $v_{Griff}(m/s)$ (= Bahngeschwindigkeit des Handbikegriffes) hängt sowohl von der Kurbelfrequenz $f(Hz)$ als auch der Kurbellänge l_{Kurbel} ab: $v_{Griff} = 2\pi \cdot f \cdot l_{Kurbel}$. Die leistungsstärkste Kurbelfrequenz und leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit wurden als die Werte definiert, bei de-

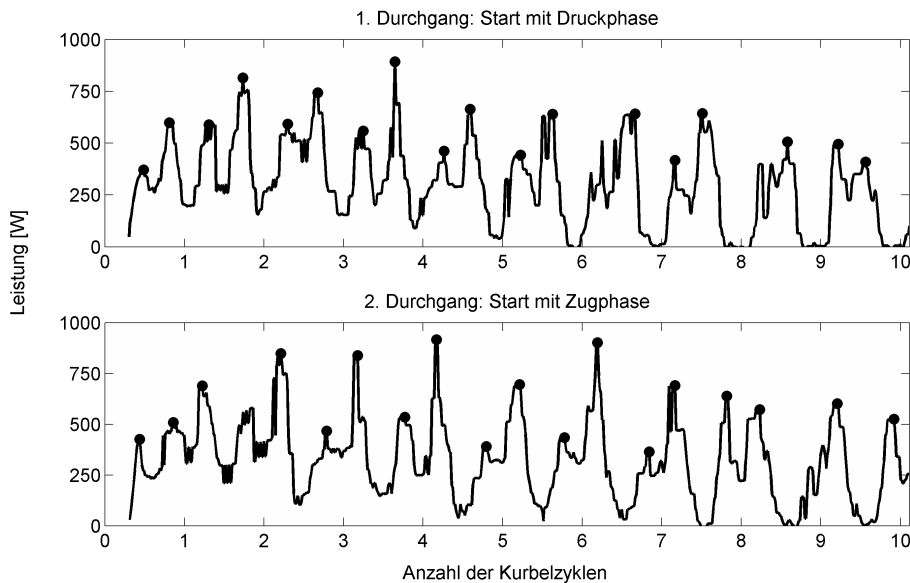


Abbildung 5.22: Leistung in Abhängigkeit der Kurbelumdrehungen. Gezeigt sind die Daten eines repräsentativen Probanden: momentane Leistung ($P(t)$, kontinuierliche Linie) und höchste Leistung während der Druck- bzw. Zugphase für jede Umdrehung ($P_{\text{Druck/Zug}}(t)$, Kreise) und beide Durchgänge.

nen die maximale Leistung erreicht wurde. Zwischen jeder Messung wurde eine Pause von mindestens drei Minuten eingelegt. Die Test-Reihenfolge der verschiedenen Kurbelgeometrien wurde randomisiert und gleichmäßig auf alle Probanden verteilt. Nachdem alle neun Kurbelgeometrien getestet waren (3 Längen x 3 Breiten) wurde die erste gemessene Testkombination wiederholt (Retest), um eine mögliche Muskelermüdung festzustellen. Insgesamt führte daher jeder Proband zwanzig Einzeltests an einem einzigen Messtag durch.

Statistik

Da Männer eine größere Muskelmasse als Frauen haben und um die verschiedenen Leistungslevel der Probanden zu berücksichtigen, wurden die maximale Leistung jedes Probanden und aller Kurbelgeometrien auf das jeweilige absolut erreichte Leistungsmaxima aller Kombinationen von Kurbellängen und -breiten normiert (=relative Leistung). Eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung (ANOVA) wurde durchgeführt, um festzustellen, ob die Kurbellänge oder -breite einen signifikanten Einfluss auf die maximale Leistung, die leistungsstärkste Kurbelfrequenz oder leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit beim Handbiken hat. Als Zwischensubjektfaktor wurde das

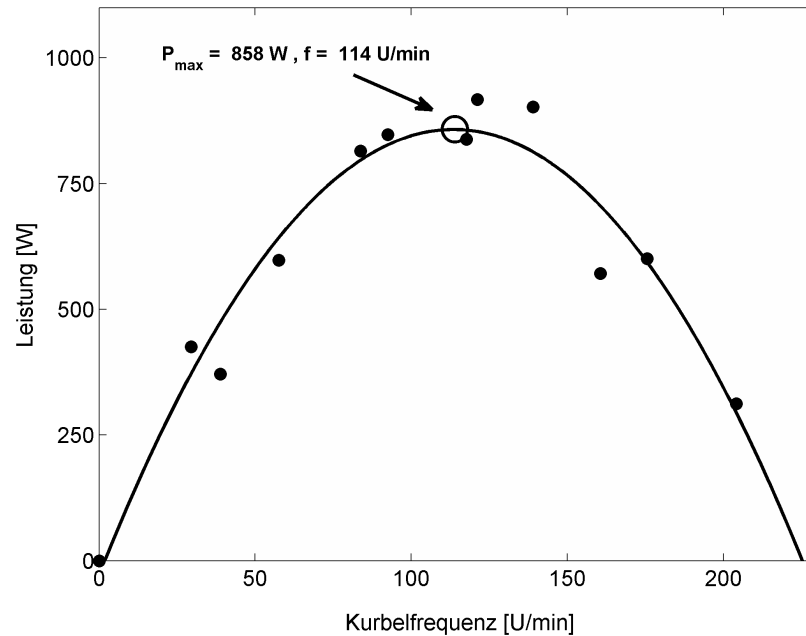


Abbildung 5.23: Leistung in Abh. der Kurbelfrequenz. Gezeigt ist die in beiden Test-Durchgängen und innerhalb diskreter Kurbelfrequenzintervalle ($\Delta f = 17 \text{ U/min}$) jeweils höchste erreichte Leistung $P_{\text{Druck/Zug}}(f)$ (gefüllte Kreise) des repräsentativen Probanden aus Abb. 5.22. An die Datenpunkte wurde ein Polynom 2. Grades gefittet und aus der Bestimmung des Scheitelpunktes der Kurve die maximale Leistung und leistungsstärkste Kurbelfrequenz $P_{\max}(f)$ (offener Kreis) bestimmt.

Geschlecht berücksichtigt, um eine mögliche Wechselwirkung zwischen dem Geschlecht, Kurbelgeometrie, Kurbelfrequenz oder Griffgeschwindigkeit aufzudecken. In denjenigen Fällen, in denen signifikante ($p < 0,05$) Haupteffekte gefunden wurden, wurde ein Post Hoc-Test mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt, um festzustellen, welche Kurbellängen und -breiten sich signifikant voneinander unterscheiden. Zusätzlich zur ANOVA wurde eine Regressionsanalyse mit einem Polynom 2. Grades durchgeführt, um die leistungsstärkste Kurbellänge näher zu spezifizieren (sonst wäre eine Aussage nur zu den drei gemessenen Kurbellängen möglich) und um den Anteil an der maximal erreichten Leistung zu ermitteln, der aufgrund einer bestimmten Kurbellänge zustande kommt. Um einen möglichen Einfluss der Muskelermüdung während des Testtages zu erkennen, wurde die erste und letzte (Test-Retest) Messung mittels Zweistichproben t-Test verglichen. Die statistischen Tests wurden mit dem Programm SPSS 15 (USA) durchgeführt.

5.3.2 Ergebnisse

Die individuellen Kurbellängen (19, 22,5 und 26 % der Armreichweite, AR) und Kurbelbreiten (71, 85 und 98 % der Schulterbreite, SB) reichten von 126 bis 208 mm beziehungsweise von 245 bis 412 mm. Die Mittelwerte \pm SD der Kurbelgeometrien betragen für die Kurbellänge: kurz: 139 ± 10 mm, mittel: 164 ± 10 mm und lang: 190 ± 10 mm und für die Kurbelbreite: schmal: 274 ± 16 mm, mittel: 323 ± 19 mm und breit: 373 ± 22 mm. Die Unterschiede der maximalen Leistung der neun Kurbelgeometrien (Kurbellänge \times Kurbelbreite) betragen bis zu 13 % und reichten von 754 ± 246 W für die Kombination kurz-breit, bis zu 873 ± 293 W für die Kombination lang-mittel (siehe Tab. 5.6). Für jede Kurbelbreite wurde die höchste Leistung

Tabelle 5.6: Maximale und relative Leistung (normiert auf maximale Leistung), leistungsstärkste Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit der verschiedenen Kombinationen von Kurbellänge und -breite

Kurbellänge	Kurbelbreite	Maximale Leistung \pm SD (W)	Relative Leistung \pm SD (%)	Frequenz \pm SD (U/min)	Gemittelte Frequenz aller Breiten \pm SD (U/min)	Griffgeschw. \pm SD (m/s)	Gemittelte Geschw. aller Breiten \pm SD (m/s)
Kurz	Schmal	762 \pm 251	84,7 \pm 5,8	125,1 \pm 16,7		1,82 \pm 0,27	
	Mittel	768 \pm 250	85,4 \pm 5,9	125,4 \pm 13,9	124,8 \pm 0,9	1,82 \pm 0,21	1,81 \pm 0,01
	Breit	754 \pm 246	83,8 \pm 5,5	123,8 \pm 14,2		1,80 \pm 0,23	
Mittel	Schmal	829 \pm 264	92,5 \pm 5,8	115,0 \pm 15,6		1,97 \pm 0,28	
	Mittel	848 \pm 271	94,5 \pm 4,8	115,0 \pm 14,2	114,3 \pm 1,3	1,97 \pm 0,27	1,96 \pm 0,02
	Breit	825 \pm 262	91,8 \pm 4,6	112,8 \pm 15,8		1,94 \pm 0,29	
Lang	Schmal	849 \pm 272	94,6 \pm 6,4	106,4 \pm 15,8		2,11 \pm 0,34	
	Mittel	873 \pm 293	96,7 \pm 3,7	106,8 \pm 15,8	107,5 \pm 1,6	2,12 \pm 0,33	2,13 \pm 0,03
	Breit	861 \pm 280	95,6 \pm 4,0	109,3 \pm 14,9		2,17 \pm 0,33	

jeweils mit der längsten Kurbellänge und für jede Kurbellänge jeweils mit der mittleren Kurbelbreite erzielt (siehe Abb. 5.24 auf der nächsten Seite). Die zweifaktorielle Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Haupteffekt der Kurbellänge auf die maximal erreichte Leistung [$F(2; 46) = 68, 16; p < 0,001$]. Der Wert von 0,75 für das partielle Eta-Quadrat (η^2) wies dabei auf einen starke Effektgröße hin (Cohen, 1988, S. 20-28). Der Einfluss des Faktors Kurbellänge auf die maximale Leistung war für alle drei Stufen (schmal, mittel, breit) des Faktors Kurbelbreite gleich (globaler Haupteffekt) und jede Kurbellänge war von den beiden anderen signifikant unterschiedlich: Die maximale Leistung, die mit den langen Kurbeln (26 % der AR) erreicht wurde, war signifikant größer als die der mittleren (22,4 % der AR,

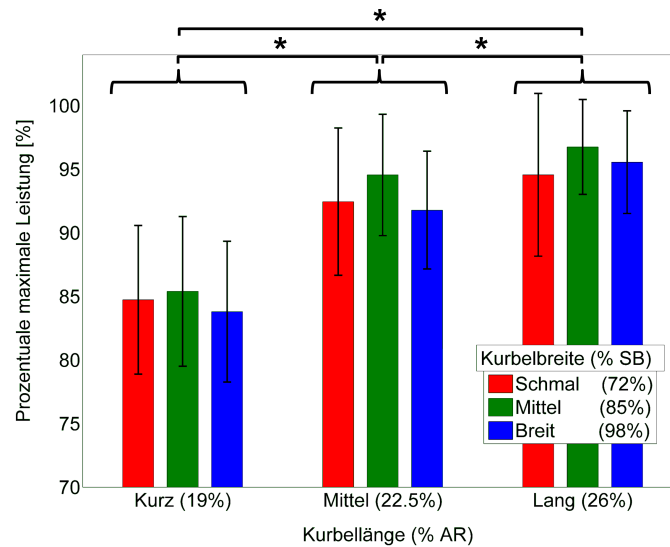


Abbildung 5.24: Prozentuale maximale Leistung aller Kurbelgeometrien. *: signifikant unterschiedlich, Krämer u. a. (2009a)

$p = 0,022$) oder der kurzen Kurbeln (19 % der AR, $p < 0,001$). Die maximale Leistung der mittleren Kurbellänge war signifikant größer als die der kurzen Kurbeln ($p < 0,001$). Die Kurbelbreite zeigte keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Leistung [$F(2; 46) = 2, 20; p = 0,123; \eta^2 = 0,09$]. Ebenso wurde keine signifikante Wechselwirkung zwischen Kurbellänge - und breite gefunden [$F(4; 92) = 9,89; p = 0,547; \eta^2 = 0,03$]. Mit zunehmender Kurbellänge nahm die leistungsstärkste Kurbelfrequenz signifikant, mit einer starken Effektgröße ab [$F(2; 46) = 60,39; p < 0,001; \eta^2 = 0,72$]: von $124,8 \pm 0,9$ U/min mit kurzer Kurbel auf $107,5 \pm 1,6$ U/min mit den langen Kurbeln (Mittelwerte \pm SD der schmalen, mittleren und breiten Kurbelbreite, siehe Tab. 5.6). Der Einfluss der Kurbelfrequenz war für alle Kurbelbreiten gleich und die leistungsstärkste Kurbelfrequenz jeder Kurbellänge unterschied sich signifikant von beiden anderen ($p < 0,001$, siehe Abb. 5.25). Die Unterschiede in der leistungsstärksten Kurbelfrequenz aufgrund der Kurbelbreite sind vernachlässigbar: Maximale Differenz = 2,9 U/min zwischen der Kurbelkombination lang-breit und lang-schmal. Daher wurde auch kein signifikanter Einfluss der Kurbelbreite auf die leistungsstärkste Kurbelfrequenz gefunden [$F(2; 46) = 16, 67; p = 0,780; \eta^2 = 0,01$]. Ebenso gab es keine signifikante Wechselwirkung zwischen Kurbellänge und -breite [$F(4; 92) = 46, 01; p = 0,535; \eta^2 = 0,03$]. Die leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit nahm mit größer werdender Kurbellänge signifikant und mit einer großen Effekt-

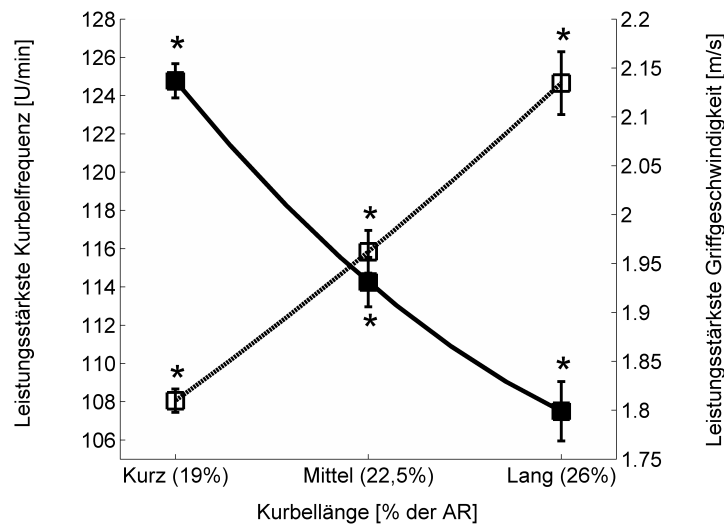


Abbildung 5.25: Leistungstärkste Kurbelfrequenz (gefüllte Quadrate) und Griffgeschwindigkeit (offene Quadrate) in Abhängigkeit der Kurbellänge als Mittelwert über alle drei Kurbelbreiten.* signifikanter Unterschied zu allen anderen Kurbellängen, Krämer u. a. (2009a)

stärke zu $[F(2; 46) = 45,51; p < 0,001; \eta^2 = 0,66]$: von $1,81 \pm 0,01$ m/s für die kurzen Kurbeln auf $2,13 \pm 0,03$ m/s für die langen Kurbeln (Mittelwerte \pm SD der schmalen, mittleren und breiten Kurbelbreite, siehe Tab. 5.6). Der Einfluss der Griffgeschwindigkeit war für alle Kurbelbreiten gleich und die leistungstärkste Griffgeschwindigkeit jeder Kurbellänge unterschied sich signifikant von den beiden anderen ($p < 0,001$, siehe Abb. 5.25). Die maximale Differenz der leistungstärksten Griffgeschwindigkeit aufgrund der Kurbelbreite betrug 0,06 m/s (zwischen der Kurbelgeometrie lang-breit und lang-schmal) und es zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Kurbelbreite $[F(2; 46) = 0,13; p = 0,881; \eta^2 = 0,01]$ und keine Wechselwirkung zwischen Kurbellänge und -breite $[F(4; 92) = 0,85; p = 0,496; \eta^2 = 0,04]$.

Die Regressionsanalyse mit einem Polynom 2. Grades ergab eine signifikante Wechselwirkung ($p < 0,001$) zwischen maximaler Leistung und leistungstärkster Kurbellänge, als Verhältnis zur Armreichweite für alle drei Kurbelbreiten (siehe Abb. 5.26 auf der nächsten Seite). Die Kurbellänge trug zu 33,9 %, 51,4 % beziehungsweise 52,3 % (für die drei Kurbelbreiten schmal, mittel und breit) zur Variabilität in der maximalen Leistung bei. Mit Hilfe der Regressionsanalyse wurde die leistungstärkste Kurbellänge für die verschiedenen Kurbelbreiten, aus dem Maximum des Polynoms, ermittelt: Sie betrug 25,5 %, 25,6 % und 27,7 % der Armreichweite für die drei Kurbelbreiten schmal, mittel und breit (siehe Abb. 5.26).

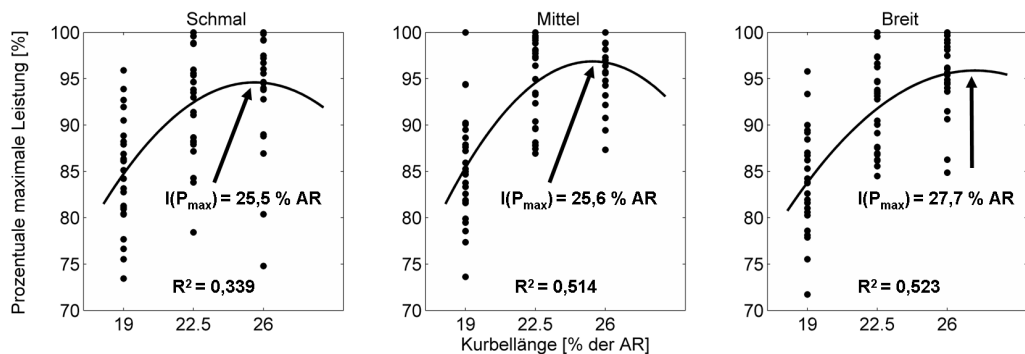


Abbildung 5.26: Prozentuale maximale Leistung in Abhängigkeit der Kurbellänge für die verschiedenen Kurbelbreiten (Kreise: Messdaten; Linie: Fit mittels Polynom 2. Grades). Die leistungsstärkste Kurbellänge betrug 25,5 %, 25,6 % und 27,7 % der AR für die verschiedenen Kurbelbreiten, Krämer u. a. (2009a).

Um eine eventuelle Muskelermüdung während des Testtages festzustellen wurde ein Retest durchgeführt. Dieser zeigte einen vernachlässigbaren, nicht signifikanten Unterschied in der maximalen Leistung (Mittelwert \pm SD aller Probanden: erster Test: 779 ± 236 W, Retest: 769 ± 246 W, $p = 0,0561$) und in der leistungsstärksten Kurbelfrequenz (Mittelwert \pm SD aller Probanden: erster Test: 115 ± 17 W, Retest: 117 ± 16 W, $p = 0,410$). Die Griffgeschwindigkeit im Retest (Mittelwert \pm SD: $1,98 \pm 0,30$ m/s) war signifikant ($p > 0,001$) höher, verglichen mit dem ersten Test (Mittelwert \pm SD: $1,65 \pm 0,29$ m/s). Die absoluten Werte, die von den weiblichen Probanden für maximale Leistung (488 ± 60 W), leistungsstärkste Kurbelfrequenz (105 ± 4 U/min) und leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit ($1,72 \pm 0,08$ m/s) erreicht wurden, waren signifikant ($p < 0,001$; $p = 0,008$; $p = 0,001$) geringer als die der männlichen Probanden (947 ± 38 W; 120 ± 3 U/min; $2,07 \pm 0,05$ m/s). Allerdings zeigte sich keine Wechselwirkung zwischen dem Geschlecht und der Kurbellänge sowie dem Geschlecht und der Kurbelbreite für die maximale Leistung und die leistungsstärkste Kurbelfrequenz. Für die leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0,035$) zwischen dem Geschlecht und der Kurbellänge: Umso länger die Kurbeln wurden, desto größer wurde der Unterschied in der Griffgeschwindigkeit zwischen weiblichen und männlichen Probanden.

5.3.3 Diskussion und Limitierungen

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Untersuchung waren:

1. Die Kurbellänge hat einen signifikanten Einfluss auf die maximal er-

reichte Leistung im Handcycling; eine Variation der Kurbellänge um 7 % der Armreichweite führte zu einem Unterschied in der maximalen Leistung von 12 %.

2. Der Einfluss der Kurbelbreite auf die maximale Leistung ist nicht signifikant: Obwohl die Kurbelbreite um 26 % der Schulterbreite variiert wurde, führte dies nur zu einem Unterschied in der maximalen Leistung von 1 %.
3. Es wurde keine signifikante Wechselwirkung zwischen Kurbellänge und -breite festgestellt; die höchste Leistung wurde mit der Kombination aus längster Kurbel (26 % der Armreichweite) mit mittlerer Kurbelbreite (85 % der Schulterbreite) erzielt.
4. Die leistungsstärkste Kurbelfrequenz nahm mit zunehmender Kurbellänge signifikant ab, während die leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit signifikant zunahm; der Einfluss der Kurbelbreite auf die Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit war vernachlässigbar.

Probanden

Bei den Probanden dieser Untersuchung handelte es sich um gehfähige Sportler ohne Handbike-Vorerfahrung. Die Wahl dieser jungen Erwachsenen, die Ausdauer- und Kraftsport auf einem freizeitsportlichen Level betreiben, geschah rein aus methodischen Gründen: Da über den Einfluss von Kurbellänge und -breite auf die maximale Handcycling Leistung wenig bekannt ist, war der erste Schritt eine Probandengruppe ohne Handbike-Erfahrung zu untersuchen, um eine Prädisposition an eine bestimmte Kurbellänge, Kurbelbreite und Kurbelfrequenz zu vermeiden (siehe Kap. 3.5: "Querschnittgelähmte versus gehfähige Probanden").

In dieser Untersuchung waren sowohl weibliche als auch männliche Probanden zugelassen. Männer haben mehr Muskelmasse als Frauen und daher waren die Absolutwerte der weiblichen Probanden für die maximale Leistung (488 ± 60 W), leistungsstärkste Kurbelfrequenz (105 ± 4 U/min) und leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit ($1,72 \pm 0,08$ m/s) signifikant geringer als die der männlichen Probanden (947 ± 38 W, 120 ± 3 U/min, $2,07 \pm 0,05$ m/s). Es wurde allerdings keine Wechselwirkung zwischen dem Geschlecht und der Kurbellänge oder der Kurbelbreite für die maximale Leistung und die leistungsstärkste Kurbelfrequenz bzw. Griffgeschwindigkeit gefunden. Daher gelten für Frauen und Männer dieselben Aussagen hinsichtlich der leistungsstärksten Kurbellänge und -breite, relativ zur individuellen Armlänge und Schulterbreite.

”Inertial load” Ergometer

In dieser Untersuchung wurde ein stationärer Handbike-Ergometer mit fixiertem Kurbelantrieb eingesetzt. Dies limitiert die Übertragbarkeit auf ein reales Handbike, da weder Lenkbewegungen simuliert werden, noch eine Stabilisierung des beweglichen Vorbaus notwendig ist. Es wird angenommen, dass eine Berücksichtigung dieser Einflüsse zu niedrigeren absoluten Leistungen führen würde. Qualitativ sind die Ergebnisse jedoch hinsichtlich der verschiedenen Kurbellängen und -breiten gleich. Ebenso sind, insbesondere in der Zugphase, bei Einsatz eines Gurtes zur Fixierung des Oberkörpers höhere Leistungen möglich, als beim Handbiken ohne Fixierung.

Im Gegensatz zu elektronisch gesteuerten Ergometern ist die ”inertial load” Methode leicht zu realisieren und kommt mit einer einfachen mechanischen Konstruktion, basierend auf der Trägheit eines Schwungrades aus. Bei Benutzung eines konstanten Trägheits-Widerstandes des Schwungrades für verschiedene Kurbellängen, würde sich aufgrund der unterschiedlichen Hebellängen die Kraft ändern, mit der ein bestimmtes Moment an den Kurbeln erzeugt werden kann. Diese Wechselwirkung von Kurbellänge und Trägheits-Widerstand (TW) am Handbikegriff wurde gemäß Martin u. a. (2000) berücksichtigt, indem das Verhältnis von Übersetzung zu Kurbellänge konstant gehalten wurde: $TW_{Griff} = Ue/l_{Kurbel}$. Somit wurden über eine Änderung der Übersetzung mit Hilfe der eingebauten Gangschaltung die Anfangsbedingungen bei unterschiedlich langen Kurbeln zu Beginn jedes Tests gleich gehalten. Geringe Unterschiede im TW von 20,7 bis 24,4 1/m (siehe Tab. 5.5 auf Seite 109) für unterschiedliche Kurbellängen konnten dabei aufgrund der vorhandenen Anzahl der Zähne der acht Kettenblätter nicht vermieden werden. Auch wenn Vortests gezeigt hatten, dass die maximale erbrachte Leistung und leistungsstärkste Kurbelfrequenz stabil gegenüber verschiedenen Trägheits-Widerständen waren, könnten diese unterschiedlichen TW’s die Messungen beeinflusst haben. In dieser Untersuchung wurde der TW nicht nach den realen Bedingungen in einem Handbike gewählt, sondern so, dass die Probanden ihre maximale Leistung nach etwa 2–3 Sekunden erreichen konnten. Im Radsport wurde allerdings gezeigt, dass der TW der Kurbeln nur einen geringen Einfluss auf die Koordination der Kurbelbewegung hat (Fregly u. a., 1996) und dass er die Muskelaktivität nicht beeinflusst (Duc u. a., 2005). Daher wird davon ausgegangen, dass die Ergebnisse des Handbike-Ergometers auf reales Handbiken übertragen werden können, auch wenn die Bedingungen bezüglich des Trägheits-Widerstandes unterschiedlich sind. Die maximale Leistung, die von den Probanden erbracht wurde, zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen dem ersten (Test) und dem letzten Test (Retest). Dies zeigt zum einen die Reliabilität der Messungen und zum

anderen, dass keine Muskelermüdung die Messungen beeinflusste.

Kurbellänge

Goosey-Tolfrey u. a. (2008) untersuchten den Einfluss von zwei verschiedenen Kurbellängen (180 und 220 mm) und Kurbelfrequenzen (70 und 85 U/min) auf die Effizienz der Bewegung (bezüglich der Krafrichtung) im Handbiken bei einer konstanten Leistung von 90 W. Es zeigte sich, dass die kürzeren, 180 mm langen Kurbeln signifikant effizienter waren, als die 220 mm Kurbeln. Eine größere Effizienz wurde für die höhere Kurbelfrequenz von 85 U/min gefunden. In der hier vorgestellten Untersuchung wurde die maximale Leistung mit der längsten getesteten Kurbellänge (26 % der Armreichweite, Mittelwert: 190 ± 10 mm) erreicht. Die Länge der Kurbeln wurden in dieser Untersuchung so gewählt, dass auch mit den längsten Kurbeln bei allen Kurbelbreiten noch eine Bewegung möglich war. Mit den schmalen Kurbeln war es nicht möglich längere Kurbeln als 26 % der Armreichweite zu benutzen, da sonst die Oberschenkel und der Brustkorb mit den Kurbeln in Kontakt gekommen wären. Um dennoch abzuschätzen, ob mit längeren Kurbeln als mit den getesteten 190 mm langen Kurbeln höhere Leistungen möglich wären, wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt. Martin und Spirduso (2001) fanden im Radsport einen parabolischen Zusammenhang zwischen leistungsstärkster Kurbellänge und Beinlänge und ein optimales Verhältnis von Kurbellänge zu Beinlänge von 20 %. Auch in dieser Untersuchung zeigte ein Polynom 2. Grades (siehe Abb. 5.26 auf Seite 116) eine bessere Übereinstimmung mit den Daten als ein linearer Fit. Die Regressionsanalyse ergab, dass die leistungsstärkste Kurbellänge 25,5 %, 25,6 % bzw. 27,7 % der Armreichweite (für die drei Kurbelbreiten kurz, mittel und lang) beträgt und damit genau bei bzw. knapp über der in dieser Untersuchung getesteten längsten Kurbellänge von 26 % liegt, was einer mittleren Kurbellänge von 190 mm entspricht.

Da die Kurbellängen bei Goosey-Tolfrey u. a. (2008) nicht in Abhängigkeit der Anthropometrie angegeben wurden, können hier nur die Absolutwerte miteinander verglichen werden. Dabei stellt man fest, dass die Werte für die leistungsstärkste Kurbellänge (190 mm) sehr nahe bei denen der effizientesten Kurbellänge liegen (180 mm, siehe Goosey-Tolfrey u. a. 2008). Kurbellängen zwischen 180 und 220 mm wurden von Goosey-Tolfrey u. a. (2008) bezüglich der Effizienz nicht getestet.

Diese Ergebnisse sind auch ein Indiz dafür, dass die Länge der Kurbeln bei der elliptischen Antriebsbewegung (siehe Kap. 5.2) zu groß gewählt wurde. Für die Probanden der Untersuchung, die an dem Vergleich der verschiedenen Antriebsbewegungen teilgenommen haben, müsste die leistungsstärkste Kurbel 195 mm lang sein. Die Ellipse mit einer langen Halbachse von

48 cm entsprach 32 % der Armreichweite dieser Probanden, während die runde Bewegung mit einer Kurbellänge von 180 mm 24 % der Armreichweite entsprach. Die Kurbellänge des verwendeten Kreises lag also näher an der leistungsstärksten Kurbellänge, als die Kurbellänge der Ellipse. Allerdings ist nicht bekannt, wie sich die variable Kurbellänge der Ellipse während der Bewegung auf die maximale Leistung auswirkt. Außerdem bleibt zu prüfen, ob die leistungsstärkste Kurbellänge für eine anaerobe Maximalleistung dieselbe ist wie für eine aerobe Ausdauerleistung.

Kurbelfrequenz

Faupin u. a. (2008) stellten einen signifikanten Einfluss des Rückenlehnenwinkels und des Übersetzungsverhältnisses auf die Geschwindigkeit, die Kurbelfrequenz und kinematische Parameter in einem 8–Sekunden Handbike Sprint mit einer Kurbellänge von 180 mm fest. Bei dem gleichen Rückenlehnenwinkel von 45° wie in der hier vorgestellten Untersuchung, ermittelten Faupin u. a. (2008) die höchste erreichte Geschwindigkeit (26,8 km/h) mit dem größten Übersetzungsverhältnis (44/21) und einer Kurbelfrequenz von 109 U/min. Dies entspricht sehr gut der leistungsstärksten Kurbelfrequenz von 107,5 U/min, die in dieser Untersuchung für die 190 mm-Kurbeln (Mittelwert über alle Kurbelbreiten) gefunden wurde. Verellen u. a. (2004b) und Marais u. a. (2002) ermittelten niedrigere Werte für die frei gewählte Kurbelfrequenz bei submaximalem Handbiken und Armkurbel-Ergometrie (asynchrone Kurbelstellung), in Höhe von 78 U/min bei 80 % des maximalen Leistungslevels. Dieser Unterschied in der Kurbelfrequenz erklärt sich aufgrund der niedrigeren erbrachten Leistung von 78 bzw. 134 W, da die freiwillig gewählte Kurbelfrequenz mit zunehmender Leistung ansteigt (Verellen u. a., 2004b; Marais u. a., 2002). Außerdem ist die Kurbelfrequenz während eines Sprints höher als bei einer submaximalen Beanspruchung. In professionellen Radsportrennen zeigten Lucia u. a. (2001), dass die bevorzugten Tretfrequenzen während kurzer Phasen ($< 2-3$ min), in denen plötzliche Beschleunigungen auftreten, wie zum Beispiel Sprints, über 110 U/min liegen, während die Sportler in flachen Passagen oder im Zeitfahren, mittlere Tretfrequenzen von etwa 90 U/min bevorzugen. Dieses Ergebnis wurde von Millet u. a. (2002) bestätigt, die bei acht Leistungssportlern eine maximale Tretfrequenz von 107,8 U/min während eines 30–Sekunden Sprints, im Vergleich zu 90,5 U/min während 6–minütigem Radfahren bei 75 % der maximalen Leistung feststellte.

Die leistungsstärkste Kurbelfrequenz im Handcycling, die in dieser Untersuchung gefunden wurde, entspricht derjenigen die Faupin u. a. (2008) während eines Handbike Sprints ermittelten. Analog zu Beobachtungen im

Radsport (Lucia u. a., 2001; Millet u. a., 2002) zeigte sich, dass die Kurbelfrequenz beim Übergang von einem submaximalen Leistungslevel (Verellen u. a., 2004b) zur maximal erreichbaren Leistung ansteigt.

Erbrachte Leistung

Marsh u. a. (1999) ermittelten eine maximale Leistung während einer Armkurbel-Ergometrie (30 Sekunden Wingate-Test) in Höhe von 639 ± 74 W, bei einer Probandengruppe von jungen sportlich aktiven Männern ($30,6 \pm 4,5$ Jahre). Gemäß Martin und Spirduso (2001) und in Übereinstimmung mit den Studien von Dotan und Bar-Or (1983) sowie Patton u. a. (1985) im Radsport, ermittelt der Wingate-Test nicht die maximale Höchstleistung, die ein Athlet erreichen kann. Daher sind auch die Ergebnisse der maximalen Leistung, die die Probanden für die verschiedenen Kurbellängen in dieser Untersuchung erreicht haben (alle Probanden: 754–873 W, nur männliche Probanden: 873–1009 W), höher als die von Marsh u. a. (1999). Martin und Spirduso (2001) bestimmten mit Hilfe der "inertial load"-Methode die maximale Leistung beim Radfahren in Abhängigkeit der Kurbellänge, Tretfrequenz und Pedalgeschwindigkeit. In ihrer Studie führte eine Variation der Kurbellängen von 120 bis 220 mm zu einem Unterschied in der erreichten maximalen Leistung von 4%: Die geringste Leistung (1149 ± 44 W) wurde mit den 220 mm Kurbeln erzielt, die höchste Leistung (1184 ± 47 W) mit den 145 mm langen Kurbeln. Die Differenz der maximalen Leistung aufgrund verschiedener Kurbellängen in dieser Untersuchung betrug 13 %, war also mehr als drei mal so hoch wie beim Radfahren, obwohl die relative Änderung der Kurbellänge im Vergleich zur Beinlänge (15 %) etwa zwei mal höher war als die relative Änderung im Vergleich zur Armreichweite (7 %). Dies zeigt, dass die individuelle Anpassung der Kurbellänge an die Bein- bzw. Armlänge im Handbiken wichtiger ist als beim Radfahren. Die maximal erreichte Leistung im Handbiken (männliche Probanden: 1009 W) war nur 15 % geringer als die beim Radfahren (1194 W), obwohl die Probanden in der Studie von Martin und Spirduso (2001) trainierte Radsportler waren, im Vergleich zu untrainierten Handbikern in dieser Untersuchung. Die vergleichsweise geringfügig geringeren Werte im Handbiken beruhen voraussichtlich auf der Unterstützung des Sportlers durch die Rückenlehne und den Brustgurt. Diese Annahme wird unterstützt durch die Ergebnisse von Dotan und Bar-Or (1983), die ein geringeres Verhältnis der erbrachten Leistung von Armen zu Beinen von 56,8 % für 17 Männer ($24,1 \pm 2,5$ Jahre) fanden. Dabei kamen ein 30-Sekunden Wingate-Test und derselbe Ergometer ohne Rückenlehne für die Beine und Arme (asynchrone Kurbelanordnung) zum Einsatz.

Wie aus Studien im Radsport zu erwarten war (Martin und Spirduso,

2001; Dotan und Bar-Or, 1983; Patton u. a., 1985), wurde in dieser Studie mit Hilfe der "inertial load"-Methode eine höhere maximale Leistung im Vergleich zum 30–Sekunden-Wingate Test (Marsh u. a., 1999) gefunden. Außerdem war die maximale erreichte Leistung, voraussichtlich aufgrund der Unterstützung durch die Rückenlehne und den Brustgurt, nur geringfügig geringer als die beim Radfahren erreichte Leistung.

Kurbellänge, Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit: Vergleich mit dem Radsport

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, analog zum Radsport (Martin und Spirduso, 2001), dass die leistungsstärkste Kurbelfrequenz mit zunehmender Kurbellänge abnimmt, während die leistungsstärkste Griffgeschwindigkeit zunimmt (siehe Abb. 5.25 auf Seite 115). Die Pedalgeschwindigkeit wird beschränkt durch die Verkürzungsgeschwindigkeit eingelenkiger Muskeln (Martin u. a., 2000; Yoshihuko und Herzog, 1990, 1996), während die Tretfrequenz mit der Muskeleerregung zusammenhängt (Caiozzo und Baldwin, 1997; Martin u. a., 2000). Diese muskulären Eigenschaften scheinen beim Radfahren und Handbiken gleich zu sein, wie ein Vergleich der leistungsstärksten Tretbeziehungsweise Kurbelfrequenz und Griffbeziehungsweise Pedalgeschwindigkeit zeigt: die maximale Leistung wurde beim Radfahren mit einer Kurbellänge von 145 mm, einer Tretfrequenz von etwa 128 U/min bei einer Pedalgeschwindigkeit von etwa 1,95 m/s erzielt. In dieser Untersuchung wurde mit einer vergleichbaren Kurbellänge von im Mittel 139 mm (kurze Kurbeln) die maximale Leistung mit einer Kurbelfrequenz von 124,8 U/min und einer Griffgeschwindigkeit von 1,81 m/s erreicht. Die höchste Leistung im Handbiken wurde mit den langen Kurbeln (im Mittel 190 mm) bei einer Kurbelfrequenz von 107,5 U/min und einer Griffgeschwindigkeit von 2,13 m/s erzielt. Martin u. a. (2000) fanden für die 190 mm langen Kurbeln eine leistungsstärkste Kurbelfrequenz von etwa 115 U/min und eine Pedalgeschwindigkeit von etwa 2,35 m/s.

Um den Verlauf der maximalen Leistung in Abhängigkeit der Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit zu untersuchen, wurden die aus den Messwerten interpolierten Polynome 2. Grades aller Probanden (siehe Abb. 5.23 auf Seite 112) gemittelt. Das Ergebnis der drei Kurbellängen, gemittelt über die drei Kurbelbreiten, ist in Abbildung 5.27 aufgetragen. Für alle drei Kurbellängen zeigte sich, analog zum Radsport (Martin und Spirduso, 2001), derselbe parabelförmige Kurvenverlauf mit einem Maximum der Leistung bei der leistungsstärksten Kurbelfrequenz. Dabei ist die erreichte Leistung umso geringer und die leistungsstärkste Kurbelfrequenz umso höher, je kürzer die Kurbeln sind (siehe Abb. 5.27, linke Grafik). Die Abhängigkeit der Leistung

von der Griffgeschwindigkeit zeigte den gleichen Verlauf, allerdings sind die Kurven hier bei kürzeren Kurbeln zu niedrigeren Griffgeschwindigkeiten verschoben (siehe Abb. 5.27, mittlere Grafik).

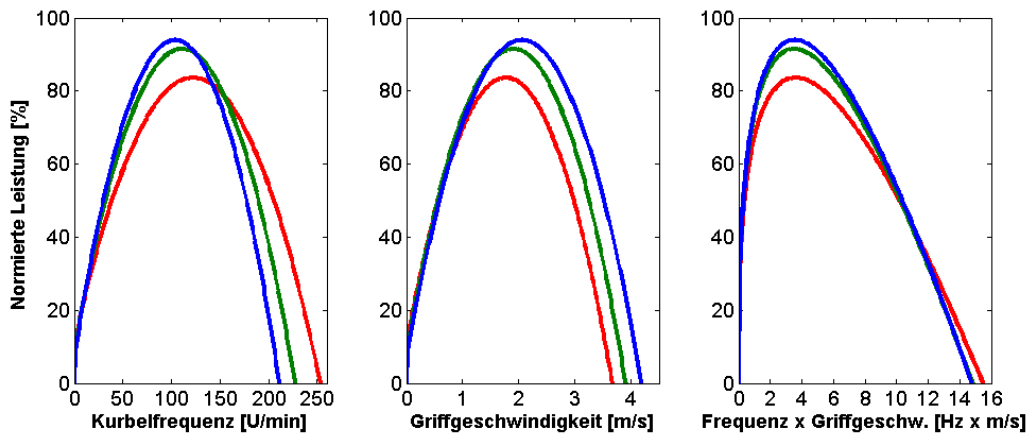


Abbildung 5.27: Normierte Leistung in Abhängigkeit der Kurbelfrequenz, Griffgeschwindigkeit und des Produktes aus Frequenz und Geschwindigkeit. Die Kurven stellen die gemittelten interpolierten Polynome 2. Grades der Messwerte aller Probanden dar (siehe Abb. 5.23), jeweils für die kurzen (rot), mittleren (grün) und lange Kurbeln (blau), gemittelt über alle drei Kurbelbreiten, Krämer u. a. (2009a).

Martin und Spirduso (2001) führten das Produkt aus Tretfrequenz und Pedalgeschwindigkeit ein und nannten dieses Produkt "Cyclic Velocity". Dieser Begriff ist allerdings irreführend, vielmehr handelt es sich dabei um die Zentripetalbeschleunigung, dividiert durch den konstanten Faktor 2π :

$$\mathbf{a}_Z = \boldsymbol{\omega} \cdot \mathbf{v}_{Griff} = 2\pi \cdot f \cdot \mathbf{v}_{Griff} \quad (5.1)$$

Mit \mathbf{a}_Z : Zentripetalbeschleunigung; $\boldsymbol{\omega}$: Winkelgeschwindigkeit; \mathbf{v}_{Griff} : Bahngeschwindigkeit Pedal bzw. Griff; f : Kurbelfrequenz

Martin und Spirduso (2001) stellten fest, dass sich die Verläufe der Kurven für die verschiedenen Kurbellängen angleichen, wenn man die erbrachte Leistung in Abhängigkeit von dem Produkt aus Tretfrequenz und Pedalgeschwindigkeit aufträgt. Das heißt, dass das Maximum der erbrachten Leistung jeweils bei derselben Zentripetalbeschleunigung zu finden ist. Dieses Verhalten ist auch beim Handbiken festzustellen und in Abbildung 5.27 in der rechten Grafik dargestellt. Bei zyklischen Bewegungen wie Radfahren und Handbiken schränkt die Pedal- bzw. Griffgeschwindigkeit, die mit der Muskelverkürzungsgeschwindigkeit zusammenhängt und die Tret- beziehungsweise

Kurbelfrequenz, die mit der Muskelaktivierung zusammenhängt, die muskuläre Leistung wechselwirkend über einen großen Bereich von Kurbelfrequenzen und Kurbelgeschwindigkeiten ein. Für alle drei Kurbellängen wurde die maximale Leistung bei einer geringeren Zentripetalbeschleunigung (hier dividiert durch 2π : 3,5–3,6 Hz·m/s) gefunden als beim Radfahren (>4 Hz·m/s, Martin und Spirduso 2001).

Vergleicht man Handbiken mit Radfahren, so stellt man fest, dass aufgrund der längeren Kurbellänge die maximale Leistung im Handbiken bei einer höheren Griffgeschwindigkeit und einer niedrigeren Kurbelfrequenz erzielt wird. Allerdings sind die leistungsstärkste Kurbel- bzw. Tretfrequenz und Griff- bzw. Pedalgeschwindigkeit bei gleichen Kurbellängen vergleichbar, was auf gleiche Muskeleigenschaften hindeutet. Auch die Wechselwirkungen zwischen erbrachter Leistung, Kurbellänge, Kurbelgeschwindigkeit und Zentripetalbeschleunigung zeigen die gleichen Effekte.

Relevanz für die Disziplin Handcycling

Die Wahl der Kurbellänge zur Erzielung einer maximalen Leistung ist für leistungssportlich orientierte Handbiker entscheidend, vor allem in Situationen, wenn der Athlet in kurzer Zeit eine möglichst hohe Leistung erbringen muss. Dies ist beim Bergauffahren, Sprinten oder beim Überholen anderer Handbiker der Fall. Um dies zu untersuchen, kam die "inertial load"-Methode, als Test für die anaerobe Leistungsfähigkeit eines Sportlers, zum Einsatz. In zukünftigen Studien sollte geprüft werden, ob die leistungsstärkste Kurbellänge derjenigen entspricht, mit der bei einer gegebenen Leistung auch ein geringerer muskulärer Energieverbrauch verbunden ist, um längere Distanzen zu überwinden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die leistungsstärkste Kurbellänge 26 % der Armreichweite für eine Kurbelbreite von 72 % und 85 % der Schulterbreite, bzw. einer Kurbellänge von 28 % der AR für eine Kurbelbreite von 98 % der SB beträgt. Dies entspricht Beobachtungen im Handcycling (mündliche Kommunikation mit Handbikern des erweiterten Top-Teams der Paralympischen Spiele 2008), wonach Handbiker kürzere Kurbeln in Kombination mit einer schmälere Kurbelbreite und längere Kurbeln in Kombination mit einer breiteren Kurbel fahren. Die Probanden dieser Untersuchung erreichten ihre maximale Leistung bei einer mittleren Kurbellänge von 189 ± 10 mm. Dies liegt im Rahmen der Kurbellängen die üblicherweise von Liegebikern (175 bis 195 mm) genutzt werden. Die leistungsstärkste Kurbellänge (26 % der AR) variierte von 173 mm für den Probanden mit den kürzesten Armen (66,5 cm AR) bis zu 208 mm für den Probanden mit den längsten Armen (80 cm AR). Auch wenn die leistungsstärksten Kurbellängen bei den Probanden dieser Studie um 35 mm unterschiedlich waren, zeigte

die Regressionsanalyse (mittlere Kurbelbreite, siehe Abb. 5.26 auf Seite 116, mittlere Grafik), dass eine Standard-Kurbel von 185 mm für alle Probanden, verglichen mit der leistungsstärksten Kurbellänge von 173 bzw. 208 mm, die maximale Leistung nur um 1,6 % verringern würde. Allerdings trug die Kurbellänge zu 34 % (schmale Kurbel) bzw. sogar über 50 % (mittlere und breite Kurbeln) zur Variabilität in der maximalen Leistung bei. Im Hochleistungssport ist die Wahl einer individuell angepassten Kurbellänge also ein entscheidender Faktor, um die maximale Leistung zu erreichen.

5.4 Handbikegriff

Diese Teiluntersuchung beschäftigt sich mit dem Griffwinkel des Handbikes. Aus den Überlegungen in dem Kapitel "Biomechanische Analyse des Handbikegriffes" (siehe Kap. 4.2) ergab sich, dass eine Pronations-Supinations-Bewegung (PSB) des Unterarmes während eines Kurbel-Zyklus Vorteile bezüglich der Kräfteinsätze haben könnte. Daher war das Ziel dieser Untersuchung die Verteilung der Kräfte und der aufgewandten Arbeit (siehe Formel 3.7 in Kap. 3.4) während submaximalem Handbiken zu ermitteln, um den Einfluss des Griffwinkels und des Zyklus-Sektors auf das Potential zur Krafterzeugung zu bestimmen. Dabei wird die Hypothese aufgestellt, dass ein pronierter Griffwinkel Vorteile während der Zugphase aufweist, während ein supinierter Griff Vorteile in der Druckphase verspricht.

Außerdem wurde ein frei gelagerter Griff, der eine individuelle Einstellung des Griffwinkels während der Kurbelbewegung ermöglichte eingesetzt, um zu prüfen ob eine periodische PSB beobachtet werden kann und ob die selbst gewählten Griffwinkel mit denen der besten Krafterzeugungsmöglichkeit korrespondieren. Zusätzlich zu den dynamischen Messungen wurden auch isometrische Maximalkraftmessungen mit verschiedenen Griffwinkeln durchgeführt, um die Ergebnisse mit denen der Literatur zu vergleichen und um zu prüfen, ob die Ergebnisse der statischen Messungen auf die dynamische Handbikebewegung übertragen werden können.

5.4.1 Methode

Probanden

21 gefähige Probanden (16 männliche) erklärten sich freiwillig bereit an den Untersuchungen teilzunehmen. Durchschnittliches \pm SD Alter, Gewicht und Größe waren dabei 26 ± 3 Jahre, 73 ± 12 kg und 177 ± 8 cm. Kein Proband verfügte über Handbike-Erfahrung, um eine Gewöhnung an den

konventionellen Griff auszuschließen (siehe Kap. 3.5: "Querschnittgelähmte versus gehfähige Probanden").

Messtechnik und Versuchsaufbau

Die Messungen wurden an dem eigens entwickelten Handbike-Ergometer (siehe Kap. 5.2) durchgeführt. Es wurde die synchrone Antriebstechnik mit einer Kurbelbreite von 580 mm und einer Kurbellänge von 200 mm verwendet. Basierend auf den Ergebnissen von Klöpfer-Krämer (2009) wurden die Sitzstellungen standardisiert: der Abstand von Acromion zur Kurbelachse betrug 67 Prozent der Armlänge (Acromion bis Processus styloideus radii), der Abstand von der Kurbelachse zum Sitz betrug 98 Prozent der Schulterhöhe im Sitzen (vertikale Entfernung von Acromion zum Sitz) und der Rückenlehnenwinkel betrug 70° . Zur Realisierung der unterschiedlichen Griffwinkel wurde ein spezieller Handbikegriff konstruiert (siehe Abb. 5.28). Durch Dre-

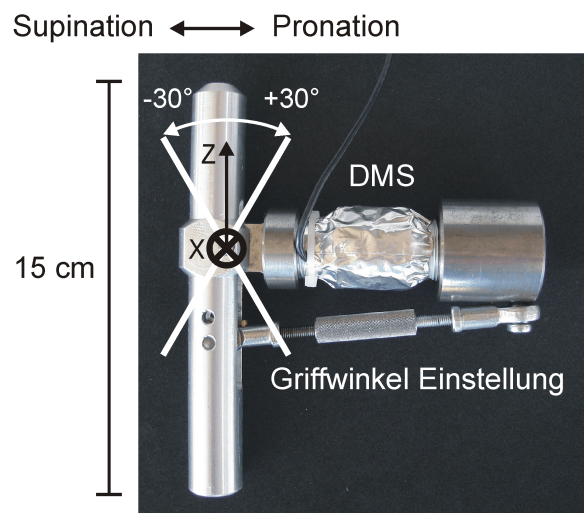


Abbildung 5.28: Winkelverstellbarer Handbikegriff (gezeigt ist linker Griff). Unter der Aluminiumabdeckung befinden sich Dehnungsmessstreifen (DMS) zur Messung der Kräfte in x- und z-Richtung, Krämer u. a. (2009b).

hen der Verstellschraube kann der Griffwinkel stufenlos um $\pm 30^\circ$, ausgehend von der neutralen Stellung ($= 0^\circ$), um die x-Achse in Richtung Pronation (positive Werte) bzw. Supination (negative Werte) eingestellt werden. Bei Entfernen der Einstellschraube ist eine freie Lagerung des Griffes um die x-Achse gegeben. Zur Messung der auftretenden Zug- bzw. Druckkräfte in der x-Achse (nach vorne/hinten) und z-Achse (nach oben/unten) wurden Dehnungsmessstreifen, entsprechend der jeweiligen Richtungsachsen auf der Griff-

fachse appliziert (Kräfte in y-Richtung wurden vernachlässigt). Die Griff- und Kurbelwinkel wurden mittels Bewegungsanalyse (Vicon MX-460, Oxford Metrics, England) bestimmt. Die Kraft- sowie Bewegungsanalysedaten wurden über einen Zeitraum von 30 Sekunden mit einer Messfrequenz von 1000 Hz (Kraftdaten) bzw. 250 Hz (Bewegungsanalyse) aufgenommen. Für die statischen Kraftmessungen wurde am Versuchsstand (Sitzeinstellungen wie bei den dynamischen Messungen) ein starrer Griffaufsatz mit einer 6-Komponenten Kraftmessdose (Omega 160, ATI Industrial Automation, Apex, USA) angebracht (siehe Abb. 5.29). Dies war notwendig, da die Belastungen für

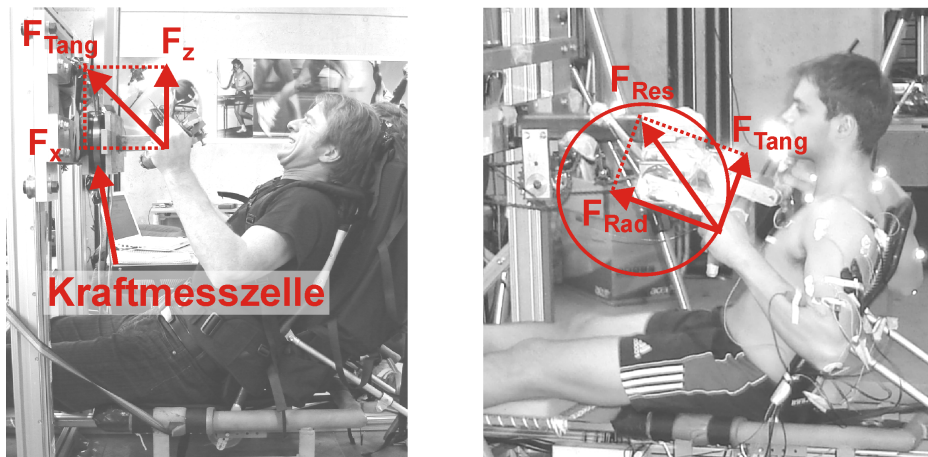


Abbildung 5.29: Messung der isometrischen (linke Grafik: F_x = Kraft nach vorne/hinten, F_z = Kraft nach oben/unten, F_{Tang} = tangentielle Kraft) und dynamischen Kräfte (rechte Grafik: F_{Tang} = tangentielle Kraft, F_{Rad} = radiale Kraft, F_{Res} = resultierende Kraft).

den Antriebsstrang inklusive Kette aufgrund der sehr hohen isometrischen Maximalkräfte zu groß gewesen wären.

Isometrische Messungen

Um zu überprüfen, ob die in der Literatur gefundenen Ergebnisse bezüglich maximaler isometrischer Krafterzeugung in supinierter oder neutraler Unterarmposition während Ellenbogenflexion und -extension, (Wells, 1955; Mandalidis und O'Brien, 2001; Lategan und Krüger, 2007) auf die Situation im Handbike übertragen werden können, wurden isometrische Maximalkraftmessungen mit fünf Griffwinkeln ($\pm 30^\circ$, $\pm 15^\circ$ und 0°) an ausgesuchten Kurbelpositionen durchgeführt. Da jede Kraftmessung wiederholt wurde, musste jede Versuchsperson an jeder Kurbelposition zehn maximale isometrische Kraftmessungen durchführen. Aufgrund der Muskelermüdung konnte daher nur für

zwei Kurbelpositionen (bei 225° in der Druckphase und bei 90° in der Zugphase, siehe Abb. 5.30 auf Seite 130) eine isometrische Maximalkraftmessung durchgeführt werden. Die Messpositionen wurden dabei so gewählt, dass eine einfache tangentielle Krafteinleitung in den Handbike-Sektoren der höchsten aufzubringenden Kraft gegeben war. Nach einem fünfminütigen Aufwärmprogramm, mit einem Handbike auf einer Radrolle ohne Widerstand und bei frei gewählter Kurbelfrequenz, sowie einer dreiminütigen Pause, startete die Messreihe mit randomisierter Testreihenfolge und einer Pause von zehn Minuten zwischen den einzelnen Tests. Die Versuchspersonen wurden angeleitet, ihre maximale Kraft über einen Zeitraum von vier bis fünf Sekunden aufzubringen. Die Kraft sollte dabei tangential aufgebracht werden, da in einem Vortest festgestellt wurde, dass der Einfluss der Kraftrichtung auf die aufgebrachte Maximalkraft größer ist als der Einfluss des Griffwinkels. Um eine tangentielle Krafteinleitung zu erreichen, wurde die Kraftrichtung online visualisiert.

Dynamische Messungen

Um die dynamischen Kraftmessungen für jede Versuchsperson auf demselben submaximalen Leistungslevel durchzuführen, wurde in einem Vortest die maximale Leistungsfähigkeit aller Probanden bestimmt. Vor dem Vortest wurde ein fünfminütiges Aufwärmprogramm, mit frei gewählter Kurbelfrequenz und einem Widerstand von weniger als 20 Watt, durchgeführt. Nach einer Pause von zwei Minuten folgten drei isokinetische Maximalkrafttests über 20 Sekunden, mit einer Pause von zehn Minuten zwischen den einzelnen Messungen. Die Vortests wurden mit konventionellem Griffwinkel (15°) und einer Kurbelfrequenz von 70 U/min durchgeführt. Die dynamischen Kraftmessungen wurden mit sechs Griffwinkeln ($\pm 30^\circ$, $\pm 15^\circ$, 0° und freier Griff Lagerung) und nach einem Aufwärmprogramm analog zu den Vortests auf einem submaximalen Leistungslevel (20 Prozent der Maximalleistung) mit visuell kontrollierter Kurbelfrequenz von 70 U/min (als eine typische Kurbelfrequenz im Handbiken) durchgeführt. In Vortests wurde geprüft, dass 20 % der maximalen Leistung (erreicht während eines 20–Sekunden Maximalkrafttests) zu einem hohen Leistungslevel während der dynamischen Messreihe und zu realistischen, handbiketypischen Werten führen. Eine durchschnittliche Leistung von etwa 100 W entspricht etwa, je nach aerodynamischem Widerstand des Athleten in seinem Handbike (siehe Kap. 5.1), einer Geschwindigkeit von 30 km/h, was von leistungssportlich ambitionierten Handbikern erreicht wird. Dieses entspricht auch submaximalen Leistungslevel bis zu 90 W, die in früheren Studien erreicht wurden (Goosey-Tolfrey u. a., 2008; van Hopman u. a., 1995). Während des Aufwärmprogramms wurde der frei gelagerte Griff ver-

wendet, damit sich die Probanden daran gewöhnen konnten. Die Messreihenfolge der sechs Griffwinkel war randomisiert, mit einer Pause von drei Minuten zwischen den Messungen. Nachdem die Testpersonen die vorgegebene Kurbelfrequenz erreicht hatten und konstant halten konnten, wurde die Datenaufnahme mittels des Vicon-Systems (Vicon MX-460, Oxford Metrics, England) gestartet.

Datenverarbeitung

In der Analyse der isometrischen Kraftmessungen wurden nur Kraftwerte berücksichtigt, deren Krafrichtung um maximal 7° von der vorgegebenen tangentialen Richtung abwichen. Der höhere Wert der beiden Messungen wurde bestimmt und auf das Körpergewicht der Probanden normiert.

Die Daten der dynamischen Messungen wurden mit MatLab (Mathworks, USA) weiterverarbeitet: Die mittels Dehnungsmessstreifen gemessenen Spannungen wurden mit Hilfe von Kalibrationsmatrizen in Kräfte umgerechnet. Aus den so bestimmten 2-dimensionalen Kräften in den Handbikegriffen (in x- und y-Richtung, siehe Abb. 5.28) und der jeweiligen Verkippung der Griffe zu der Kurbel und zur Nullposition (Kurbel in der vorderen horizontalen Stellung und Griff senkrecht zur Kurbel), wurde die zur Kurbel und Kreisbewegung tangentiale Kraft (F_{Tang}) berechnet (siehe Abb. 5.30). Sowohl die Kräfte, als auch die Griff- und Kurbelwinkel, wurden über einen Zeitraum von 30 Sekunden und über linken und rechten Griff gemittelt. Zur statistischen Analyse wurde die Arbeit analog zur Formel 3.7 in den sechs Sektoren (siehe Abb. 5.30) berechnet. Formel 5.2 zeigt beispielhaft die Berechnung der Arbeit im Sektor "Abwärts" mit ϕ : Kurbelwinkel, l_{Kurbel} : Kurbellänge und F_{Tang} : Tangentialkraft.

$$W_{Abwärts} = l_{Kurbel} \int_{330^\circ}^{30^\circ} F_{Tang}(\phi) d\phi \quad (5.2)$$

Die Arbeit jedes Sektors wurde auf die gesamte Arbeit, die während eines kompletten Zyklus verrichtet wurde, normiert, um die verschiedenen Leistungslevel der Probanden miteinander vergleichen zu können. Die Wahl der Sektoren (Lage und Größe) erfolgte aufgrund der Analyse der Verläufe der Tangentialkraft aller Probanden bei allen Griffwinkeln: die Maxima und Minima sollten jeweils in einem Sektor liegen und die Größe der Sektoren sollte so groß wie möglich (d.h. möglichst wenige Sektoren), aber auch klein genug sein, um eine gute Auflösung der Tangentialkraft zu ermöglichen. In Abbildung 5.30 auf der nächsten Seite ist beispielhaft die Verteilung der Tangentialkraft (Mittelwert aller Probanden) über einen Handbike-Zyklus für den

der Zyklus-Sektoren, sowie deren Wechselwirkung auf die erbrachte Arbeit zu ermitteln. Für den Griffwinkel konnte bei der zweifaktoriellen ANOVA kein signifikanter Haupteffekt auftreten, da die mittlere Leistung, die ein Proband über einen Zyklus erbringen musste, für alle Griffwinkel gleich war (Vorgabe: submaximales Leistungslevel von 20 % der Maximalleistung). Eine Wechselwirkung von Griffwinkel und Zyklus-Sektor könnte allerdings darauf hinweisen, dass der Einfluss des Griffwinkels in den verschiedenen Sektoren unterschiedlich ausfällt und eine einfaktorische ANOVA wurde durchgeführt, um den Einfluss des Griffwinkels in jedem einzelnen Sektor zu untersuchen. Außerdem wurde die Korrelation zwischen den Griffwinkeln bei frei gelager-tem Griff und den Griffwinkeln, bei dem die höchste Tangentialkraft auftrat getestet (Pearson-Test). In den Fällen, in denen die ANOVA ein signifikantes Ergebnis lieferte, wurden post-hoc paarweise Vergleiche mit Bonferro- ni Korrektur durchgeführt, um die Unterschiede zwischen den verschiedenen Ausprägungen der untersuchten Faktoren zu ermitteln. Als Signifikanzniveau wurde bei allen Tests $p = 0,05$ gewählt.

5.4.2 Ergebnisse

Isometrische Maximalkraftmessungen

Die Daten von 18 Probanden (15 männliche) konnten ausgewertet werden. In Abbildung 5.31 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkräfte bei verschiedenen Griffwinkeln und in der Zug- beziehungsweise Druckposition (siehe Abb. 5.30), normiert auf das Körper- gewicht, gezeigt. In der Zugphase wurde die höchste isometrische Maximal- kraft von $11,9 \pm 2,0$ N/kg bei einem Griffwinkel von $+15^\circ$ gefunden. Die geringste isometrische Maximalkraft betrug $11,0 \pm 1,7$ N/kg bei einem Griff- winkel von -30° . Alle Griffwinkel zeigten eine hohe Standardabweichung ($1,7$ - $2,1$ N/kg). Der Griffwinkel beeinflusste die isometrischen Maximalkräfte sig- nifikant ($p < 0,001$). Im post-hoc Test wurden drei signifikant unterschied- liche Griffwinkel ermittelt. Mit dem Griffwinkel -30° wurden signifikant nied- rigere Kräfte erzielt als mit 0° , $+15^\circ$ und $+30^\circ$. In der Druckposition waren die Kräfte geringer als an der Zugposition. Die höchste isometrische Maxi- malkraft betrug hier $8,6 \pm 1,7$ N/kg bei einem Griffwinkel von $+30^\circ$ und die geringste Kraft betrug $8,1 \pm 2,3$ N/kg bei einem Griffwinkel von -30° . Die Unterschiede zwischen den Griffwinkel waren nicht signifikant.

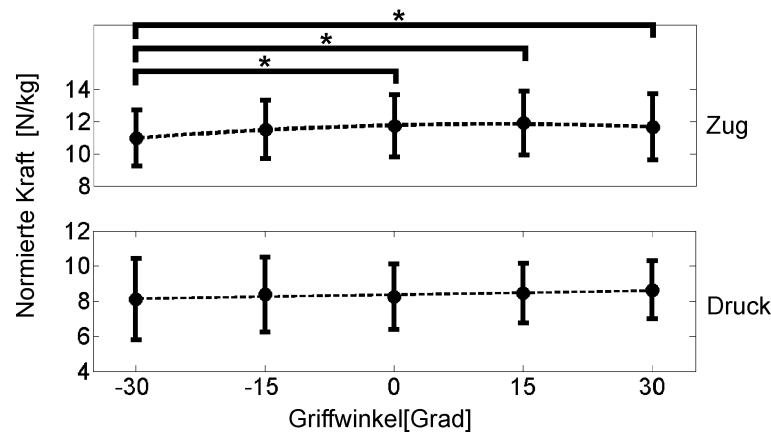


Abbildung 5.31: Auf das Körpergewicht normierte isometrische Maximalkräfte. In der Zugphase wurden folgende signifikante Unterschiede (*) zwischen den Griffwinkeln gefunden: $[-30^\circ, 0^\circ]$, $[-30^\circ, +15^\circ]$, $[-30^\circ, +30^\circ]$, nach Schneider (2007).

Verteilung der Arbeit bei unterschiedlichen Griffwinkeln

Aus dem Vortest zur Bestimmung der individuellen Maximalleistung ergab sich ein mittlerer Wert aller Probanden für das submaximale Leistungslevel (20 % der Maximalleistung) von $90,0 \pm 25,8$ W. Alle Probanden absolvierten auf ihrem individuellen submaximalen Leistungslevel sechs Handbike-Tests: Fünf mit fixiertem Griffwinkel ($\pm 30^\circ$, $\pm 15^\circ$, 0°) und einen mit dem frei gelagerten Griff. Die Daten von 15 Probanden (davon 12 Männliche Probanden) konnten ausgewertet werden. Tabelle 5.7 zeigt die Mittelwerte (Standardabweichung) der Verteilung der Arbeit über die verschiedenen Sektoren in Abhängigkeit des Griffwinkels, normiert auf die mittlere Arbeit über einen Zyklus. Für die fünf Griffwinkel wurde außerdem die Differenz von maximaler zu minimaler Arbeit innerhalb der sechs Zyklus-Sektoren berechnet. Diese Differenz dient als Maß dafür, wie stark der Griffwinkel die Abweichung der einzelnen Sektoren von der mittleren Arbeit beeinflusst. Außerdem ist in der Tabelle der prozentuale Anteil jedes Sektors an der Gesamtarbeit dargestellt. Für alle Griffwinkel wurden zwei Maxima der Arbeit in den verschiedenen Sektoren gefunden: eines in der Zugphase im Zug Abwärts-Sektor, das andere während der Druckphase im Druck Aufwärts-Sektor. Die über alle Griffwinkel gemittelte Arbeit war im Zug Abwärts-Sektor 25 % und im Druck Aufwärts-Sektor 35 % größer als die mittlere Arbeit über einen kompletten Handbike-Zyklus. Die geringste Arbeit wurde für alle Griffwinkel am körpernächsten Punkt der Bewegung, im Aufwärts-Sektor festgestellt (30 % niedriger als der Mittelwert über alle Sektoren). Die hohe Standardabweichung innerhalb der verschiedenen Griffwinkel (11–43 % spiegelt die großen

Tabelle 5.7: Verteilung der Arbeit (in % der mittleren Arbeit über einen Zyklus inklusive Standardabweichung) für die verschiedenen Griffwinkel und Zyklus-Sektoren, Beitrag jedes Sektors zur Gesamtarbeit (in %) und Abweichung (Maximum–Minimum) der Arbeit zwischen den verschiedenen Sektoren für jeden Griffwinkel (%)

n=15	-30°	-15°	0°	+15°	+30°	Mittelwert ±SD	Anteil an Gesamtarbeit
Druck Abwärts	87±29	83±25	86±31	87±28	91±32	87±03	14
Abwärts	105±29	96±22	100±27	104±26	108±33	103±05	17
Zug Abwärts	122±38	117±27	119±36	129±37	135±36	125±07	21
Zug Aufwärts	82±28	87±23	82±24	81±27	77±30	82±04	14
Aufwärts	69±20	80±11	77±18	68±17	55±15	70±10	12
Druck Aufwärts	134±38	138±28	135±36	132±37	134±43	135±02	22
Abweichung	65	58	58	64	80		

individuellen Unterschiede der Arbeitsverteilung der verschiedenen Probanden wieder. In der Abwärts-Bewegung (in den Sektoren Druck Abwärts, Abwärts und Zug Abwärts, rote Linien in Abb. 5.32) wurde die größte Arbeit mit maximal proniertem Griffwinkel (+30°) verrichtet, während dies in der Aufwärts-Bewegung (Zug Aufwärts, Aufwärts, Druck Aufwärts, blaue Linien in Abb. 5.32) mit medium supiniertem Griffwinkel (-15°) der Fall war. Von allen Griffwinkeln zeigte der maximal pronierte Griff (+30°) die größten Unterschiede in der Verteilung der Arbeit zwischen dem Zug Abwärts-Sektor (135 %) und dem Aufwärts-Sektor (55 %, siehe Tab. 5.7). Die geringsten Unterschiede in der Arbeitsverteilung (58 %) wurde bei neutralem (0°) und medium supinierten Griffwinkel (-15°) gefunden: zwischen Druck Aufwärts (0°: 135 %; -15°: 138 %) und Aufwärts-Sektor (0°: 77 %; -15°: 80 %). Wie erwartet, konnte kein signifikanter Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit festgestellt werden. Aufgrund des am Ergometer eingestellten, submaximalen Leistungslevel, war auch die Leistung, die jeder einzelne Proband über einen Zyklus aufbringen musste, für alle Griffwinkel gleich. Allerdings zeigte die ANOVA eine signifikante Wechselwirkung zwischen dem Griffwinkel und dem Zyklus-Sektor [$F(5; 70) = 10,65; p < 0,001$]. Das partielle Eta-Quadrat (η^2) für diese signifikante Wechselwirkung betrug 0,20 und wies somit eine geringe Effektstärke auf (Cohen, 1988). In jedem einzelnen Sektor wurde der Unterschied in der Arbeit, bedingt durch die verschiedenen Griffwinkel, mittels einfaktorier ANOVA untersucht. Ein signifikanter Einfluss des Griffwinkels wurde im Zug Abwärts-Sektor [$F(4; 56) = 4,107; p = 0,005; \eta^2 = 0,23$] und im Aufwärts-Sektor [$F(4; 56) = 15,461; p < 0,001; \eta^2 = 0,53$], jeweils

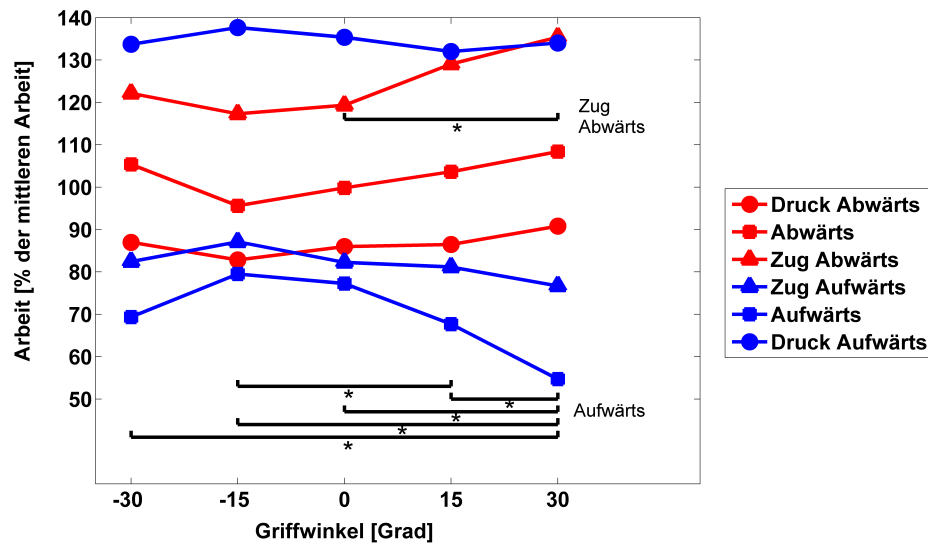


Abbildung 5.32: Der Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit ist in der Aufwärts- (größte Arbeit verrichtet mit Griffwinkel -15°) und Abwärts-Bewegung (größte Arbeit verrichtet mit Griffwinkel $+30^\circ$) unterschiedlich. Signifikante paarweise Unterschiede (*) wurden in den Sektoren Zug Abwärts und Aufwärts gefunden, Krämer u. a. (2009b).

mit geringer Effektstärke, ermittelt. Paarweise Vergleiche mit Bonferroni-Korrektur zeigten folgende signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Griffwinkeln: Im Zug Abwärts-Sektor war die Arbeit, die mit maximal proniertem Griff ($+30^\circ$) verrichtet wurde, um 16 % (siehe Tab. 5.7) signifikant höher ($p = 0,003$), als die mit neutralen Griff (0°) verrichtete Arbeit (siehe Abb. 5.32). Im Aufwärts-Sektor war der Griffwinkel mit $+30^\circ$ signifikant unterschiedlich von allen anderen Griffwinkeln (zwischen 13–25 % geringere Arbeit als bei den anderen Griffwinkeln: [$+30^\circ, -30^\circ$; $p = 0,013$], [$+30^\circ, -15^\circ$; $p < 0,001$], [$+30^\circ, 0^\circ$; $p < 0,001$], [$+30^\circ, +15^\circ$; $p = 0,008$] und die Arbeit, die mit dem Griffwinkel $+15^\circ$ verrichtet wurde war um 12 % signifikant geringer als diejenige mit dem Griffwinkel -15° ($p = 0,017$). In den anderen Sektoren zeigte der Griffwinkel keinen signifikanten Einfluss (Abwärts-Sektor: [$F(4; 56) = 2,69$; $p = 0,067$; $\eta^2 = 0,16$]; Zug Aufwärts: [$F(4; 56) = 1,97$; $p = 0,111$; $\eta^2 = 0,12$]; Druck Aufwärts: [$F(4; 56) = 0,29$; $p = 0,884$; $\eta^2 = 0,02$]; Druck Abwärts: [$F(4; 56) = 1,40$; $p = 0,245$; $\eta^2 = 0,09$]. Weiterhin deckte die zweifaktorielle ANOVA einen signifikanten Haupteffekt des Zyklus-Sektors auf die Arbeit [$F(5; 70) = 10,646$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,43$] mit mittlerer Effektstärke auf. Dieser Einfluss war für alle Griffwinkel gleich (globaler Haupteffekt) und die folgenden Sektoren waren voneinander signifikant unterschied-

lich (Paarweise Vergleiche mit Bonferroni-Korrektur): [Abwärts, Aufwärts; $p = 0,038$], [Zug Abwärts, Zug Aufwärts; $p = 0,001$], [Zug Abwärts, Aufwärts; $p = 0,002$], [Zug Aufwärts, Druck Aufwärts; $p = 0,019$], [Aufwärts, Druck Aufwärts; $p < 0,001$], [Druck Aufwärts, Druck Abwärts; $p < 0,001$] (siehe Abb. 5.33).

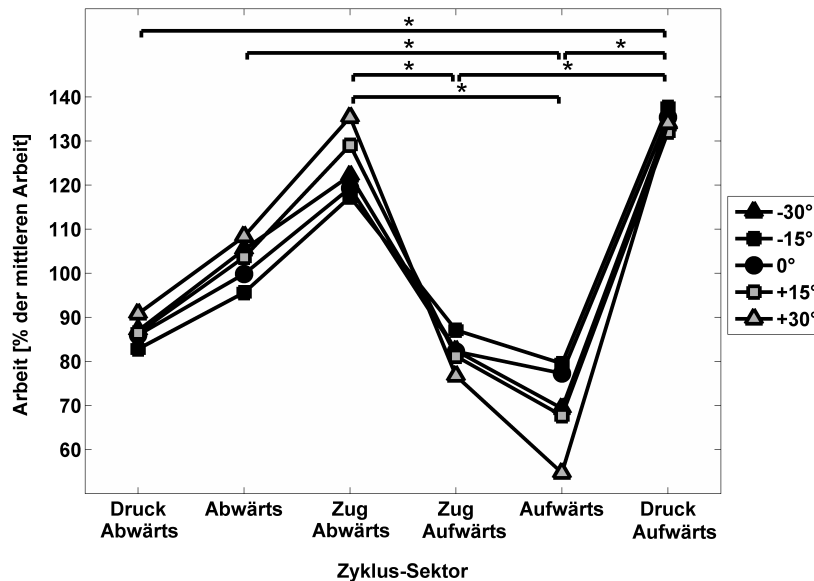


Abbildung 5.33: Globaler Haupteffekt des Zyklus-Sektors auf die Arbeit. Signifikante paarweise Unterschiede (*) sind mit eckigen Klammern gekennzeichnet, Krämer u. a. (2009b).

Korrelation zwischen isometrischen und dynamischen Kräften

Zur Berechnung der Korrelation zwischen isometrischen und dynamischen Kräften, hinsichtlich der verschiedenen Griffwinkel, konnten die Daten von 12 Probanden (10 männliche) herangezogen werden. Es zeigte sich keine Korrelation, weder in der Zugphase ($r = 0,053$; $p = 0,69$) noch in der Druckphase ($r = -0,202$; $p = 0,12$). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen und dynamischen Kräfte in den Positionen 90° (Zugphase) und 225° (Druckphase) sind in Tabelle 5.8 gezeigt. In der Druckposition (225°) zeigten die isometrischen Maximalkräfte eine Tendenz zu höheren Kräften bei stärker proniertem Griffwinkel, während die dynamischen Messungen bei einem mittleren supinierten Griffwinkel von -15° die höchsten und bei maximal proniertem Griffwinkel ($+30^\circ$) die niedrigsten Kräfte zeigten. An der Zugposition wurden isometrisch und dynamisch die höchsten Kräfte mit dem mittleren pronierten Griffwinkel ermittelt.

Tabelle 5.8: Mittlere \pm SD isometrische Maximalkräfte und dynamische Kräfte (normiert auf die mittlere Kraft aller Griffwinkel) aller Probanden, in der Zugphase (90°) und in der Druckphase (125°)

n=12	-30°	-15°	0°	+15°	+30°
Druck isometrisch	0.951 \pm 0.102	0.991 \pm 0.055	0.997 \pm 0.044	1.015 \pm 0.051	1.046 \pm 0.060
Druck dynamisch	1.006 \pm 0.199	1.089 \pm 0.195	1.055 \pm 0.103	0.999 \pm 0.154	0.851 \pm 0.170
Zug isometrisch	0.954 \pm 0.055	0.992 \pm 0.045	1.012 \pm 0.024	1.027 \pm 0.028	1.015 \pm 0.027
Zug dynamisch	0.991 \pm 0.143	1.000 \pm 0.104	1.006 \pm 0.100	1.013 \pm 0.133	0.989 \pm 0.112

Frei gelagerter Griff

Abbildung 5.34 zeigt die gemittelten Griffwinkel aller Probanden mit frei gelagertem Griff in pronierter (positive Werte) und supinierter (negative Werte) Richtung über einen Handbike-Zyklus. Der Griffwinkelbereich, welcher

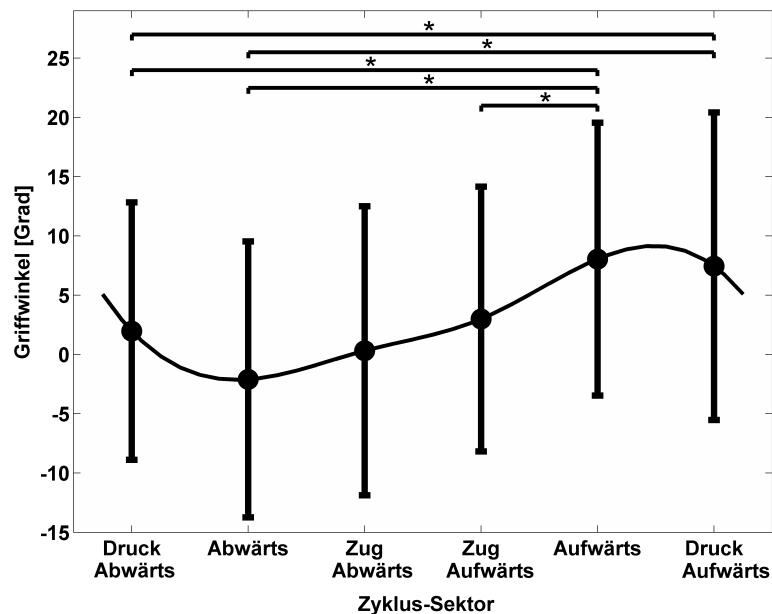


Abbildung 5.34: Griffwinkel des frei gelagerten Griffes über einen Handbike-Zyklus. Signifikante paarweise Unterschiede (*) der Griffwinkel in den verschiedenen Sektoren sind mit eckigen Klammern markiert, Krämer u. a. (2009b).

bei freier Griff Lagerung von den Probanden überstrichen wurde, lag zwischen $-2,1^\circ \pm 11,6^\circ$ (supiniert) im Druck Abwärts-Sektor und $8,1^\circ \pm 11,5^\circ$ (proniert) im Aufwärts-Sektor (Amplitude: $10,2^\circ$). Während der Zugphase (Abwärts- und Zug Abwärts-Sektor) ist eine Tendenz zu einer vertikalen

len Griffstellung (Griffwinkel 0°) zu erkennen, während in der Druckphase (Aufwärts- und Druck Aufwärts-Sektor) der Griff in einer pronierten Stellung gehalten wird. Zwischen den einzelnen Probanden traten sehr große individuelle Unterschiede auf, was sich in einer hohen Standardabweichung widerspiegelt (zwischen $10,9^\circ$ und 13°), die in jedem Sektor höher war als die Amplitude zwischen niedrigstem und höchstem gemittelten Griffwinkel aller Probanden ($10,2^\circ$, siehe oben). Die Griffwinkel in den verschiedenen Sektoren unterschieden sich signifikant, mit mittlerer Effektstärke, voneinander [$F(1,7; 33,2) = 8,97; p = 0,001; \eta^2 = 0,31$] in den folgenden Sektoren (siehe Abb. 5.34): [Aufwärts, Zug Aufwärts; $p = 0,036$], [Aufwärts, Abwärts; $p = 0,015$], [Aufwärts, Druck Abwärts; $p = 0,009$], [Druck Aufwärts, Abwärts; $p = 0,036$], [Druck Aufwärts, Druck Abwärts; $p = 0,007$].

Korrelation zwischen Griffwinkeln bei freier Lagerung und denjenigen mit den höchsten Tangentialkräften

Zur Berechnung der Korrelation zwischen den Griffwinkeln bei frei gelagertem Griff und den Griffwinkeln, mit denen die höchsten Tangentialkräfte erreicht wurden, konnten die Daten von 15 Probanden (12 Männer) herangezogen werden. Die Korrelationen wurden in den Sektoren Zug Abwärts und Aufwärts getestet, da in diesen Sektoren der Griffwinkel einen signifikanten Einfluss auf die Krafterzeugung und verrichtete Arbeit hatte. Im Aufwärts-Sektor wurde keine ($r = 0,01; p = 0,97$) und im Zug Abwärts-Sektor nur eine geringe ($r = -0,42; p = 0,12$) signifikante Korrelation gefunden.

5.4.3 Diskussion und Limitierungen

Nach bestem Wissen des Autors existieren keine Studien, die den Einfluss des Griffwinkels auf die Krafteinsätze und die Verteilung der Arbeit über einen Handbike-Zyklus untersuchen. Die hier vorliegende Untersuchung dient somit als gute Ausgangsbasis, um diese Thematik zu bearbeiten. Die Ergebnisse zeigen, dass der Griffwinkel einen signifikanten Einfluss auf die Arbeitsverteilung über die verschiedenen Sektoren beim Handbiken hat. Desweiteren hat ein frei gelagerter Griff, der es dem Sportler ermöglicht die Griffwinkel über einen Zyklus individuell einzustellen, einen signifikanten Einfluss auf die Pronations-Supinations-Bewegung, das heißt die Bewegung ist reproduzierbar. Allerdings korrelieren die frei eingestellten Winkel nicht mit denen, die die höchsten Tangentialkräfte ermöglichen und damit den größten Vortrieb gewährleisten. Der in dieser Untersuchung ermittelte Einfluss des Griffwinkels auf die gemessenen Kräfte stimmt nur teilweise mit den in der Literatur veröffentlichten Daten überein. Es zeigte sich, dass ein stärker pronierter

Griff als der üblicherweise beim Handbiken eingesetzte Vorteile bezüglich der Krafterzeugung hat und somit nützlich sein kann, um die Schnittstelle Handbike-Athlet weiter zu optimieren. Die diesen Ergebnissen zugrundeliegenden Mechanismen und die Auswirkungen auf die Sportart Handcycling werden im Folgenden diskutiert.

Krafterzeugung beim Handbiken: isometrisch versus dynamisch

Bei isokinetischer Ellenbogenextension, welche beim Handbiken in der Druckphase vorkommt, fanden Lategan und Krüger (2007) größere maximale Gelenkmomente bei neutraler Griffstellung, als bei einer supinierten Griffposition. Bei isometrischer und isokinetischer Ellenbogenflexion, welche beim Handbiken in der Zugphase vorkommt, fanden Wells (1955), Mandalidis und O'Brien (2001) und Lategan und Krüger (2007) höhere Gelenkmomente bei supinierter, als bei neutraler oder pronierter Griffstellung. Die Ergebnisse der hier vorgestellten Untersuchung stimmen nur teilweise mit diesen Resultaten überein: In Übereinstimmung mit Lategan und Krüger (2007) wurden in dieser Studie geringere isometrische Maximalkräfte in der Druckphase (Kurbel bei 225° , siehe Abb. 5.30 auf Seite 130) mit supiniertem Griffwinkel gefunden, höhere Kräfte waren mit stärker proniertem Griff möglich. Allerdings waren die Unterschiede zwischen den Griffwinkeln nicht signifikant. Im Gegensatz zu den Studien von Wells (1955), Mandalidis und O'Brien (2001) und Lategan und Krüger (2007) wurden in dieser Untersuchung in der Zugphase (Kurbel bei 90° , siehe Abb. 5.30) die höchsten isometrischen Maximalkräfte bei einer mittleren pronierten Griffstellung ($+15^\circ$) ermittelt. Der maximal supinierte Griffwinkel von -30° zeigte signifikant geringere Kräfte als alle anderen Griffwinkel. Ein Grund für diese Unterschiede könnte sein, dass an der Handbikebewegung, abgesehen von dem Ellenbogengelenk, auch Muskeln der Schulter und des Schultergürtels beteiligt sind (in den erwähnten Studien wurde mittels isokinetischer Dynamometer jeweils nur isoliert die Flexion und Extension um das Ellenbogengelenk gemessen). Außerdem wurden die Ellenbogen- und Schulterposition der hier vorgestellten Messung nicht kontrolliert. So könnte zum Beispiel eine Abduktion der Schulter zu einer neutralen Unterarmposition relativ zum Oberarm, auch bei pronierten Griffwinkeln, geführt haben.

Bei den dynamischen Messungen wurden in der Druckposition mit einem mittleren supinierten Griffwinkel von -15° die höchsten und bei maximal proniertem Griff ($+30^\circ$) die niedrigsten Kräfte gefunden. In der Zugposition wurden die höchsten Kräfte mit dem mittleren pronierten Griffwinkel ermittelt. Ein Rückschluss von den isometrischen auf die dynamischen Kräfte ist nur bedingt möglich: An der Druckposition (225°) waren die höchsten Kräfte bei

den isometrischen und dynamischen Kräften unterschiedlich. Allerdings wurde hier kein signifikanter Einfluss des Griffwinkels, weder in den isometrischen noch in den dynamischen Messungen festgestellt. In der Zugphase, wo sowohl bei den isometrischen als auch in den dynamischen Messungen ein signifikanter Einfluss des Griffwinkels festgestellt wurde, zeigte der mittlere pronierte Griffwinkel Vorteile an der 90° -Position gegenüber den anderen Griffwinkeln. Eine Korrelation der isometrischen mit den dynamischen Messungen trat jedoch nicht auf. Dabei ist zu beachten, dass die dynamischen Messungen bei einem vorgegebenen submaximalen Leistungslevel durchgeführt wurden. Dadurch sind die einzelnen Sektoren nicht unabhängig voneinander: Wenn ein Proband in einem bestimmten Sektor sehr viel Arbeit verrichtete, war in den anderen Sektoren nur wenig Arbeit notwendig, um die voreingestellte Leistung zu erreichen. Es ist zu erwarten, dass bei höheren Leistungen die isometrischen Ergebnisse bezüglich aufgebrachter Kräfte besser mit den isokinetischen Maximalkräften übereinstimmen würden. Allerdings handelt es sich beim Handcycling um eine aerobe Sportart, bei der höhere Leistungen als die in dieser Studie untersuchte Wattstufe ($90,0 \pm 25,8$ W) nur für eine kurze Zeit und in speziellen Situationen, zum Beispiel beim Bergauffahren oder in einem Sprint, vorkommen.

Einfluss des Griffwinkels und des Zyklus-Sektors auf die Arbeit

Innerhalb eines Handbike-Zyklus sind zwei ausgeprägte Maxima der Arbeit für alle Griffwinkel erkennbar: das Eine im Zug Abwärts-Sektor, das Andere im Druck Aufwärts-Sektor (siehe Abb. 5.33). Daher wurde auch ein signifikanter Einfluss mit einer mittleren Effektstärke des Zyklus-Sektors auf die Arbeit gefunden. Während der Druckphase verrichteten die Probanden eine größere Arbeit als während der Zugphase, mit Ausnahme des maximal pronierten Griffwinkels $+30^\circ$, bei dem die Arbeit in der Druck- und Zugphase gleich hoch war. Die Abweichung (Maximum–Minimum) der Arbeit zwischen den verschiedenen Sektoren für jeden Griffwinkel war für den maximal pronierten Griffwinkel am höchsten (80 %) und für den neutralen (0°) und mittleren supinierten Griffwinkel (-15°) am geringsten (58 %), siehe Tabelle 5.7 auf Seite 133. Daher haben die Muskeln beim Griffwinkel $+30^\circ$ längere Ausruhephasen während der Bewegung, was vorteilhaft sein könnte. Andererseits könnte die höhere Arbeit, die die Muskeln bei maximal proniertem Griff verrichten müssen, auch zu einer vorzeitigen Ermüdung führen. Bei der Handbikebewegung mit den Griffwinkeln 0° und -15° ist die Arbeit am gleichmäßigsten über einen Zyklus verteilt. Weitere Studien sind notwendig um zu klären, welche Kurbelstrategie am vorteilhaftesten ist.

In der Abwärts-Bewegung (Druck Abwärts-, Abwärts- und Zug Abwärts-

Sektor) wurde die größte Arbeit mit dem maximal pronierten Griff ($+30^\circ$) verrichtet, während dies in der Aufwärts-Bewegung (Sektor Zug Aufwärts-, Aufwärts- und Druck Aufwärts) mit dem mittleren supinierten Griff (-15°) der Fall war. Die Aufwärts-Abwärts-Bewegung scheint also für die Einstellung des Griffwinkels entscheidender zu sein als die Vorwärts-Rückwärts-Bewegung. Allerdings zeigten sich aufgrund verschiedener Griffwinkel nur in den Sektoren Zug Abwärts und Aufwärts signifikante Unterschiede in der Arbeit. Im Aufwärts-Sektor zeigte der Einfluss des Griffwinkels eine mittlere Effektgröße und viele signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Griffwinkeln. Vor allen Dingen zeigte der Griffwinkel mit $+30^\circ$ eine signifikant geringere Arbeit verglichen mit allen anderen Griffwinkeln und die höchste Arbeit wurde mit -15° verrichtet (um 12 % signifikant höhere Arbeit als Griffwinkel $+15^\circ$ und um 25 % signifikant höher als $+30^\circ$; siehe auch Abb. 5.32 und Tab. 5.7). Der Aufwärts-Sektor trägt aber zur Gesamtarbeit, die in einem Handbike-Zyklus verrichtet wird, nur zu 12 % bei und spielt daher nur eine geringe Rolle bei der Erzeugung von Leistung beim Handbiken. So ist die Arbeit im Aufwärts-Sektor auch signifikant geringer als im Druck Aufwärts-, Zug Abwärts- und Abwärts-Sektor (siehe Abb. 5.33) und um 30 % geringer als die mittlere Arbeit über einen Zyklus (siehe Tab. 5.7, Mittelwert der Sektoren). Im Gegensatz zum Aufwärts-Sektor ist der Zug Abwärts-Sektor entscheidend für die Verrichtung von Arbeit beim Handbiken und trägt zu 21 % zur Gesamtarbeit während eines Zyklus bei. Die im Zug Abwärts-Sektor verrichtete Arbeit ist signifikant höher als die in den Sektoren Aufwärts und Zug Aufwärts (siehe Abb. 5.33) und um 25 % höher als die mittlere Arbeit (siehe Tab. 5.7). Allerdings zeigte der Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit im Zug Abwärts-Sektor nur eine geringe Effektstärke. Die höchste Arbeit wurde mit dem Griffwinkel $+30^\circ$ verrichtet, es wurde jedoch nur ein signifikanter Unterschied zu den anderen Griffwinkeln gefunden: die mit dem Griffwinkel von $+30^\circ$ verrichtete Arbeit war um 16 % signifikant höher als beim neutralen Griffwinkel mit 0° (siehe Abb. 5.32 und Tab. 5.7). Um die Vorteile der verschiedenen Griffwinkel während eines Handbike-Zyklus zu vereinen, sollte die Pronations-Supinations-Bewegung während der Abwärts Bewegung und vor allem im Zug Abwärts-Sektor eine maximal pronierte Griffstellung einnehmen, während in der Aufwärts Bewegung und vor allem im Aufwärts-Sektor die mittlere supinierte Position eingenommen werden sollte. Allerdings zeigen die Ergebnisse dieser Untersuchung, dass eine Pronations-Supinationsbewegung (PSB) voraussichtlich nur geringe Vorteile gegenüber einem fixierten Griffwinkel mit $+30^\circ$ hätte. Möglicherweise würde eine PSB bei einer länger andauernden Belastung größere Vorteile zeigen, da mit einem festen Griffwinkel von $+30^\circ$ signifikant mehr Arbeit im Zug Abwärts-Sektor verrichtet wird als mit anderen Griffwinkeln, was zu einer

vorzeitigen Ermüdung der Muskeln führen könnte. Mögliche Vorteile einer PSB bei einer andauernden Belastung sollten in zukünftigen Studien geprüft werden.

Frei gelagerter Griff

Die Bestimmung der Griffwinkel in pronierter und supinierter Richtung mit dem frei gelagerten Griff zeigten ein reproduzierbares Muster über eine Messdauer von 30 Sekunden. In den sechs Zyklus-Sektoren wurden signifikante Unterschiede in der Einstellung der Griffwinkel festgestellt. Während der Zugphase (im Abwärts- und Zug Abwärts-Sektor) bevorzugten die Probanden eine neutrale Griffposition, während sie in der Druckphase (Aufwärts- und Druck Aufwärts-Sektor) eine leicht prониerte Griffstellung einnahmen. Allerdings war der Bereich, in dem der Griffwinkel variiert wurde, gering ($10,2^\circ$). Dies beruht auf den großen individuellen Unterschieden in der Einstellung der Griffwinkel aller Probanden. Sieben Probanden zeigten nur eine geringe Amplitude von Griffwinkeleinstellungen ($< 10^\circ$), mit verschiedenen mittleren Positionen, um die der Griffwinkel variiert wurde (sowohl supiniert als auch neutral und prониert). Diese Probanden bevorzugten offensichtlich einen festen Griffwinkel während des kompletten Handbike-Zyklus. Bei den restlichen 19 Probanden wurde eine Variation der Griffwinkel von über 10° festgestellt, bei sechs Probanden mehr als 20° . Als Zusammenfassung kann gesagt werden, dass signifikant unterschiedliche Griffwinkel in den verschiedenen Sektoren gefunden wurden, wobei während der Druckphase ein stärker prониertes Griff als während der Zugphase eingestellt wurde. Eine individuelle Einstellung könnte in der Berücksichtigung eines "Offsets" liegen (in prониert oder supinierter Richtung), um für den jeweiligen Probanden die optimale Griffwinkeleinstellungen zu erreichen.

Beim Vergleich der gewählten Griffwinkel bei frei gelagertem Griff mit den Griffwinkeln, die die höchsten Tangentialkräfte ermöglichen, wurde keine Korrelation der Griffwinkel im Aufwärts-Sektor und nur eine geringe, allerdings negative Korrelation im Zug Abwärts-Sektor gefunden. Im Aufwärts-Sektor beeinflusste der Griffwinkel die Arbeit zwar signifikant, allerdings waren die Tangentialkräfte und die verrichtete Arbeit in diesem Sektor geringer als in allen anderen. Dieser Sektor und damit auch der hier von den Probanden eingestellte Griffwinkel, waren für die Verrichtung der Arbeit über einen kompletten Zyklus nicht relevant. Allerdings wurde selbst im Zug Abwärts-Sektor, der einen entscheidenden Beitrag zur Gesamtarbeit liefert, von den Probanden genau der gegenteilige Griffwinkel von demjenigen mit den höchsten Tangentialkräften bevorzugt. Die Wahl des Griffwinkels könnte durch die Kurbeltechnik (hohe Tangentialkräfte in der Druck- und/oder Zugphase)

beeinflusst worden sein, oder auf anderen Kriterien als der eines möglichst hohen Kräfteinsatzes beruhen, zum Beispiel optimale muskuläre Entlastung oder Vorspannung, Diskomfort oder einer "runden" Kurbeltechnik.

Vergleich mit anderen Studien im Handbiken

In der hier vorgestellten Untersuchung wurde die höchste Arbeit mit maximal proniertem Griff (+30°) im Zug Abwärts-Sektor beziehungsweise mit einem mittleren supinierten Griff (-15°) im Druck Aufwärts-Sektor gefunden. Im Gegensatz zu den zwei Maxima der Arbeit (siehe Abb. 5.33) beschreibt Faupin (2005) nur ein Maximum zwischen 0° und 90° (Abwärts und Zug Abwärts-Sektor) in der Zugphase. Faupin (2005) erklärt dieses Resultat mit dem Einfluss der Gravitation: Während der Abwärts-Bewegung wirkt die Gravitation bewegungsunterstützend, während sie in der Aufwärts-Bewegung gegen die Bewegungsrichtung wirkt. Dieser Effekt wurde in der hier vorgestellten Untersuchung nicht festgestellt. Im Gegenteil, die höchsten Kräfte wurden zwischen 210° und 270° im Druck Aufwärts-Sektor ermittelt. Ein Grund für diesen Unterschied könnte die unterschiedliche Zusammensetzung beider Probandengruppen sein: Weibliche Probanden erzeugten ihre höchsten Kräfte nur in der Zugphase, während männliche Probanden hohe Kräfte sowohl in der Zug- als auch der Druckphase erbrachten (siehe Abb. 5.35). Faupin (2005) untersuchte vier weibliche und drei männliche Probanden,

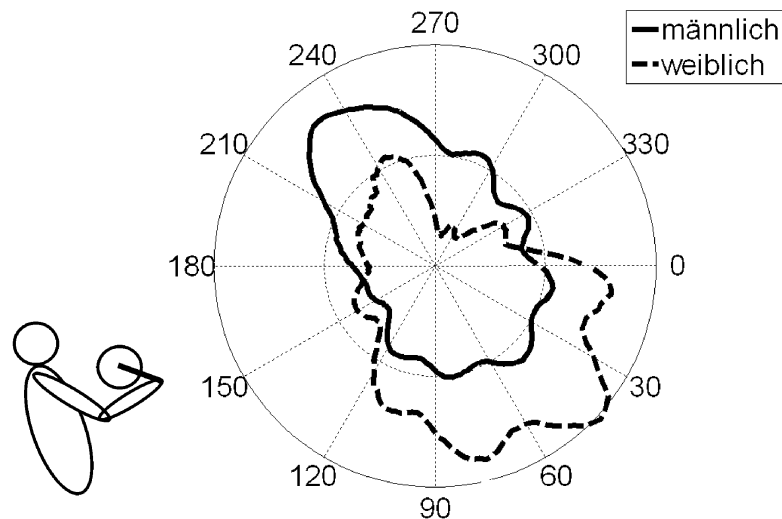


Abbildung 5.35: Tangentialkraft von männlichen und weiblichen Probanden über einen Handbike-Zyklus, Krämer u. a. (2009b).

während an der hier vorgestellten Untersuchung zwölf männliche und nur

drei weibliche Probanden teilnahmen. Der Unterschied zwischen den Frauen und Männern könnte daher rühren, dass die Kraft der Arm-Extensoren bei Frauen um 46 % geringer ist als bei Männern (Hollmann und Mader, 2000). Allerdings ist ein Vergleich der Ergebnisse der weiblichen mit den männlichen Probanden in dieser Studie schwierig, da die Stichprobengröße unterschiedlich war und von den dynamischen Messungen nur die Daten von drei weiblichen Probanden ausgewertet werden konnten. Ein weiterer Grund für das Auftreten des zweiten Maximums der verrichteten Arbeit in dieser Untersuchung könnte auch das Leistungslevel sein, auf dem die Probanden Ihre Messungen verrichteten: Die mittlere Leistung (\pm SD) in der Studie von Faupin (2005) betrug $63,7 \pm 14,8$ W (bei einem Rückenlehnenwinkel von 90° und mit gehfähigen Testpersonen); in der hier vorgestellten Untersuchung betrug die mittlere Leistung $90,0 \pm 25,8$ Watt. Bei derselben Kurbelfrequenz von 70 U/min in beiden Studien mussten die Probanden in der hier vorgestellten Untersuchung höhere Kräfte aufbringen. Während der Druckphase wird eine maximale Krafterzeugung durch die Abstützung an der Rückenlehne unterstützt, während in der Zugphase der Oberkörper aus dem Sitz angehoben wird. Daher ist es möglich, bei niedrigeren Leistungen die gesamte Arbeit in der Zugphase zu verrichten, aber mit zunehmender Leistung muss mehr und mehr Arbeit in der Druckphase verrichtet werden. Dieser Effekt könnte den Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Probanden in dieser Studie und im Vergleich zur Studie von Faupin (2005) erklären.

Lindschulten (2008) führte eine Drehmomentanalyse der Handbikebewegung mit sechs männlichen gehfähigen Probanden und einem Rückenlehnenwinkel von 45° durch. Dabei wurde bei einer Leistung von bis zu 100 W und frei gewählter Kurbelfrequenz nur ein Maximum des Drehmomentes im Bereich von 130° - 150° (siehe Abb. 5.35) gefunden. Im Gegensatz zu seinen Ergebnissen ging Lindschulten (2008) davon aus, dass während der Handbikebewegung zwei Maxima gefunden werden müssten, genau wie es in der hier vorgestellten Untersuchung der Fall war. Die Lage des maximalen Drehmomentes bei Lindschulten (2008) entspricht weder dem Bereich von Faupin (2005) noch denen in dieser Untersuchung gefundenen zwei Maxima. Der Hauptunterschied bei Lindschulten (2008) im Vergleich zu der hier vorgestellten Untersuchung war der flachere Rückenlehnenwinkel. Es ist davon auszugehen, dass eine Veränderung des Rückenlehnenwinkels auch eine Verschiebung der Positionen der Kraftmaxima nach sich zieht. Allerdings ist es verwunderlich, dass bei Lindschulten (2008) das maximale Drehmoment in der Nähe des körpernahen Umkehrpunktes zu finden ist. Sowohl bei Faupin (2005) als auch in der hier vorgestellten Untersuchung ist das Maximum der Kraft in einer früheren Phase der Zugphase zu finden.

Eine relativ gleichmäßige Drehmomentverteilung (relative Abweichungen

nur etwa 10 %), mit einem Maximum in der Druckphase zwischen 225° und 320° (siehe Abb. 5.35), fanden Verellen u. a. (2008) beim Handbiken mit gehfähigen Probanden und einer aufrechten Sitzposition (Hüftgelenkwinkel = 90°), einer Kurbelhöhe auf Schulterhöhe und bei Leistungen zwischen 10 W und 40 W. Verellen u. a. (2008) führten die gleichmäßige Verteilung des Drehmomentes auf die niedrige äußere Leistung zurück.

Auch in der Untersuchung von Smith u. a. (2008) wurde bei synchroner Armkurbelergometrie und einer Leistung von 100 W mit gehfähigen Probanden nur ein Maximum des Drehmomentes, allerdings in der Zugphase im Bereich von 91° und 105° (siehe Abb. 5.35) ermittelt. Die Körperhaltung in der Studie von Smith u. a. (2008) wurde nicht genauer beschrieben, in der Regel wird aber eine Armkurbelergometrie im Stehen und ohne eine Abstützung des Rückens durchgeführt. Ohne Rückenlehne ist es aber schwierig in der Druckphase Kräfte zu übertragen. In der Zugphase wirkt das Körpergewicht gegen die Krafrichtung, so dass hier eine bessere Kraftübertragung gewährleistet ist.

Die widersprüchlichen Ergebnisse der oben genannten Studien zeigen, dass weitere Untersuchungen notwendig sind, um die Biomechanik der Handbikebewegung besser zu verstehen. Dabei beeinflussen viele Faktoren, wie zum Beispiel die Zusammensetzung der Probandengruppe (männlich oder weiblich, mit oder ohne Handbikeerfahrung), die Körperhaltung und Sitzstellung (mit oder ohne Rückenlehne, Rückenlehnenwinkel, Kurbelhöhe) und die zu erbringende Leistung die Verteilung der Kräfte beziehungsweise des Drehmomentes.

Limitierungen

Die Ergebnisse der hier vorgestellten Studie sind nur gültig für die untersuchten Griffwinkel zwischen -30° supinierter und $+30^\circ$ pronierter Stellung und im Bereich submaximaler Leistungslevel. Da der maximale Griffwinkel von $+30^\circ$ Vorteile in der Verrichtung von Arbeit gezeigt hat, sollten in zukünftigen Studien noch stärker pronierte Griffstellungen untersucht werden. Außerdem waren die Griffwinkel in einem Koordinatensystem relativ zum Kurbelwinkel definiert. Da die Gelenkpositionen während der Messungen nicht kontrolliert wurden, könnten Anpassungen der Ellenbogen- und der Schulterposition an den jeweiligen Griffwinkel die Pronation-Supination-Stellung des Unterarmes zum Oberarm, je nach Kurbeltechnik, geändert haben. Zum Beispiel könnte eine Abduktion der Schulter zu einer neutralen Unterarmposition, auch bei proniertem Griffwinkel geführt haben. Dies könnte geprüft werden, indem die Gelenkwinkel während der Handbikebewegung und mit verschiedenen Griffwinkeln untersucht werden.

Ein grundsätzliches Problem bei der Vorgabe einer Pronations-Supinations-Bewegung zeigte sich im Laufe der Messungen: Die Verkippung des Handbikegriffes zum Körper hin beziehungsweise vom Körper weg ist zum Einen abhängig von der Kurbelposition (siehe Abb. 5.36) und zum Anderen von der Kurbeltechnik und somit individuell unterschiedlich. Da eine PSB in Abhängigkeit der Kurbelposition vorgegeben werden müsste, wäre somit auch die Verkippung des Griffes in Richtung des Körpers (um die y -Achse in Abb. 5.36) vorgegeben. Wenn der Sportler sich nicht an diese vorgegebene Verkippung des Griffes zum Körper hin bzw. vom Körper weg halten würde, würde er damit gleichzeitig den Pronations-bzw. Supinations-Winkel des Griffes ändern und somit wäre keine optimale Kraftübertragung mehr gegeben. Ein Griff der eine PSB über einen Handbike-Zyklus vorgeben soll, müsste also an die individuelle Verkippung des einzelnen Sportlers des Griffes zum und vom Körper weg angepasst werden.

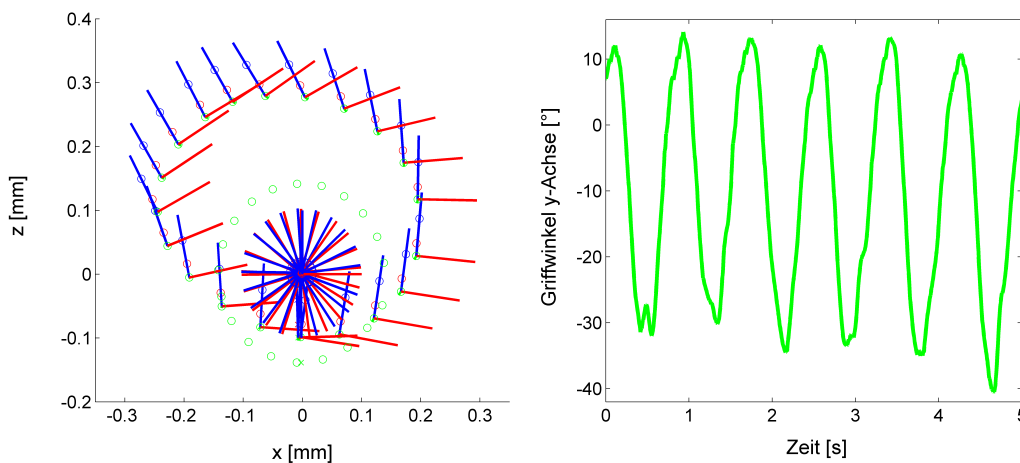


Abbildung 5.36: Beispielmessung eines Probanden: Verkippung des Griffes zum Körper hin bzw. vom Körper weg (y -Achse) über den Handbike-Zyklus (Ursprung des Koordinatensystems in der Kurbelachse: x -Achse nach vorne, y -Achse zur Seite, z -Achse nach oben). links: lokales KOS des Griffes und der Kurbel über einen Zyklus (blaue Linie: z -Achse in Richtung des Griffes, rote Linie: x -Achse senkrecht zum Griff nach vorne); rechts: Verkippung des Griffes um die y -Achse über 6 Handbike-Zyklen.

Die Probanden in dieser Studie waren gehfähig und hatten keine Vorerfahrung im Handbiken. Die Wahl von jungen Erwachsenen, die Sport auf einem freizeitsportlichen Fitness-Level betreiben, geschah rein aus methodischen Gründen: Da bisher wenig bekannt war über den Einfluss des Griffwinkels auf die Verteilung der Arbeit im Handbiken, war der erste Schritt

eine Probandengruppe zu untersuchen, die gleich (un)erfahren in der Sportart Handcycling ist und somit keine Gewöhnungseffekte an einen bestimmten Griffwinkel zeigen kann (siehe Kap. 3.5: "Querschnittgelähmte versus gefähigere Probanden") Es wird davon ausgegangen, dass die Wahl von gefähigen Probanden zwar zu anderen absoluten Ergebnissen im Vergleich zu denen von trainierten Handbikern führt, der Trend und damit die Aussagen allerdings gleich sind. In zukünftigen Studien sollte diese Annahme und die Übertragbarkeit auf querschnittgelähmte Athleten geprüft und der Einfluss verschiedener Läsionshöhen untersucht werden. Die im Handbiken unerfahrenen Probanden in der hier vorgestellten Untersuchung hatten unterschiedliche Kurbeltechniken bezüglich der verrichteten Arbeit in den verschiedenen Zyklus-Sektoren. Dies erklärt teilweise die sehr hohen Standardabweichungen in den Ergebnissen (Arbeitsverteilung und Pronations-Supinations-Winkel mit frei gelagertem Griff).

Die einzelnen Zyklus-Sektoren können nicht unabhängig voneinander betrachtet werden, da die über einen Zyklus zu erbringende Leistung und die Kurbelfrequenz vorgegeben war. Durch die Vorgabe der Leistung und der Kurbelfrequenz war auch die durchschnittliche Kraft festgelegt. Die Probanden konnten nur die Verteilung der Kraft bzw. Arbeit auf die verschiedenen Sektoren individuell und für jeden Griffwinkel ändern. Eine hohe Arbeit in einem Sektor führte somit automatisch zu einer niedrigeren Arbeit in einem anderen Sektor. Unter der Annahme, dass die Probanden ihre Kraft intuitiv so auf die verschiedenen Zyklus-Sektoren verteilen würden, wie es am besten für den jeweiligen Griffwinkel wäre, konnten die Unterschiede zwischen den verschiedenen Griffwinkeln in den einzelnen Sektoren aufgelöst werden. Außer dem vorgegebenen Leistungslevel beeinflusst ebenfalls die Kurbelfrequenz die aufzubringende Kraft: Vorhergehende Studien im Handcycling stellten fest, dass die frei gewählte Kurbelfrequenz, die üblicherweise nicht die effizienteste ist, mit zunehmendem Leistungsniveau ansteigt und dass die Effizienz der Bewegung bezüglich der Krafrichtung mit zunehmender Kurbelfrequenz abnimmt (Marais u. a., 2002; Verellen u. a., 2004b). Außerdem steigt die Effizienz mit zunehmender Leistung (Verellen u. a., 2004b). In zukünftigen Studien sollte die Wechselwirkung zwischen Leistungslevel, Kurbelfrequenz und Effizienz im Handcycling auf die Verteilung der Arbeit und die Leistung untersucht werden. In der hier vorgestellten Untersuchung waren die dynamischen Messungen nur von kurzer Dauer (circa 30 s) und daher wurde keine Ermüdung der Muskeln berücksichtigt. In weiteren Studien sollte untersucht werden, ob eine PSB Vorteile bei länger andauerndem Handbiken hat, da die bei einem festen Griffwinkel signifikant höhere Arbeit im Zug Abwärts-Sektor (Griffwinkel $+30^\circ$) zu einer vorzeitigen Muskelermüdung führen könnte.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass durch den Einsatz einer Prona-

tions-Supinations-Bewegung nur geringe Vorteile zu erwarten sind. Handbikern wird daher empfohlen, einen festen Griffwinkel von $+30^\circ$ (anstelle der heute üblicherweise verwendeten $+10^\circ$ bis $+15^\circ$) einzusetzen, um eine maximale Leistung zu erreichen.

Kapitel 6

Zusammenführung der Ergebnisse und Hypothesenprüfung

In diesem Kapitel werden die aufgestellten Hypothesen (siehe Kap. 4.6) anhand der durchgeführten Untersuchungen (siehe Kap. 5) überprüft. Es werden auch die Zusammenhänge der Ergebnisse der einzelnen Teiluntersuchungen dargestellt. Insbesondere der Vergleich der aerodynamischen Ergebnisse mit der Leistungsfähigkeit des Athleten aufgrund verschiedener Kurbellängen spielen dabei eine entscheidende Rolle.

Hypothese 1: Umso flacher der Rückenlehnenwinkel, desto geringer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät. Ein Liegebiker hat somit einen geringeren Luftwiderstand als ein Kniebiker.

Die Hypothese, dass ein flacherer Rückenlehnenwinkel den Luftwiderstand eines Liegebikers reduziert kann eindeutig bejaht werden. Ein Liegebiker hat allerdings nicht automatisch einen geringeren Luftwiderstand als ein Kniebiker.

Der Rückenlehnenwinkel ist einer der wichtigsten Einflussfaktoren auf den Luftwiderstand eines Liegebikers, da er die Angriffsfläche des Sportlers im Fahrtwind entscheidend mitbestimmt. Bei dem in der Teiluntersuchung "Windkanalmessungen" (siehe Kap. 5.1) vermessenen Athleten sank der Luftwiderstand um 19 %, bei einer Absenkung der Rückenlehne von 54° auf 36° . Liegebiker sollten sich dies zunutze machen und ihre Rückenlehne, unter Berücksichtigung des Regelwerks, möglichst flach einstellen. Interessant ist ein charakteristischer Sprung in der aufzubringenden Leistung, sobald der Fahrer mit Kopf und Oberkörper die laminare Strömung oberhalb des Kurbelgehäuses durchbricht. Ein deutlicher Anstieg im Luftwiderstand ist die Folge. Der Rückenlehnenwinkel bei dem dieser Effekt auftritt variiert je nach Handbike und Fahrer und muss individuell ermittelt werden.

Durch diese Erkenntnis wird auch deutlich, wieso die Annahme, dass ein Liegebiker aerodynamische Vorteile gegenüber einem Kniebiker hat, nicht generell gilt: Entscheidend ist, wie weit der Oberkörper über das Kurbelgehäuse hinaus ragt. Eine sehr tiefe, nach vorne geneigte Knieposition ermöglicht auch einem Kniebiker einen Luftwiderstand in der Größenordnung eines aerodynamisch optimierten Liegebikers.

Auch ein Vergleich verschiedener Handbikes zeigte, dass der Faktor "Höhe des Kopfes über dem Kurbelgehäuse" der entscheidende Einfluss für die Größe des Luftwiderstandes zu sein scheint: Je tiefer sich der Fahrer hinter der Kurbel positioniert, desto geringer ist die zur Überwindung des Luftwiderstandes notwendige Leistung.

Hypothese 2: Umso tiefer das Kurbelgehäuse liegt, desto geringer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät.

Diese Annahme ist insofern richtig, da nur eine tiefe Position des Kurbelgehäuses einen niedrigen Luftwiderstand ermöglicht. Allerdings kann die Lage des Kurbelgehäuses dabei nicht isoliert gesehen werden: Sowohl die Positionierung des Kurbelgehäuses relativ zur Vorderradhöhe, und vor allem die Sitzposition des Fahrers sowie die Höhe des Kopfes über dem Kurbelgehäuse muss berücksichtigt werden (siehe Hypothese 1). Bei den Kniebikes kann die Kurbel in der Regel tiefer angebracht werden als bei den Liegebikes, da die Kurbelbewegung nicht über den Oberschenkeln stattfindet. Ein Liegebiker kann hauptsächlich über die Sitzposition und den Rückenlehnenwinkel positiven Einfluss auf den Luftwiderstand nehmen. Sowohl in der liegenden-, als auch der knieenden Position lassen sich niedrige Luftwiderstände erreichen. Wichtig ist die GesamtAbstimmung von Handbike und Sportler: Sowohl die Kurbel, als auch der Oberkörper des Athleten, sollten nicht über das Vorderrad herausragen.

Hypothese 3: Umso weiter die Kurbelgriffe auseinander liegen, desto größer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät. Umso länger die Kurbeln sind, desto größer ist der Luftwiderstand des Gesamtsystems Athlet-Sportgerät.

Diese Hypothese kann nur teilweise bestätigt werden. Zwar beeinflussen sowohl die Kurbelbreite als auch die Kurbellänge den Luftwiderstand, allerdings gilt nur für die Kurbelbreite, dass der Luftwiderstand umso größer wird, je breiter die Kurbel ist, da dann die Angriffsfläche für den Wind zur Seite hin vergrößert wird. Der Einfluss der Kurbellänge auf den Luftwiderstand ist komplizierter als der der Kurbelbreite, da die Kurbellänge die Angriffsfläche für den Luftwiderstand sowohl oberhalb des Kurbelgehäuses, als auch

auf beiden Seiten vergrößern kann: Eine längere Kurbel vergrößert die Stirnfläche oberhalb des Kurbelgehäuses auf Höhe des Kopfes des Athleten und verschlechtert somit die Aerodynamik. Kürzere Kurbeln können allerdings zu einer Abduktion der Schulter führen und beeinflussen somit die Ellenbogenposition: Durch die Abwinkelung der Oberarme ragen die Ellenbogen weiter in den seitlichen Luftstrom und verschlechtern die Aerodynamik. Welche Kurbellänge die mit dem geringsten Luftwiderstand ist, kommt also auf die Lage des Kurbelgehäuses, die Kurbeltechnik und die Anthropometrie des Sportlers an: die Länge der Kurbel muss zur Armlänge "passen".

In den Windkanaluntersuchungen (siehe Kap. 5.1) wurde für einen Liege- und Kniebiker ein verringerter Luftwiderstand von bis zu 10 % ermittelt, bei einer um 11 cm ($\hat{=}$ 25 %) beziehungsweise um 23 cm ($\hat{=}$ 66 %) schmälere Kurbelbreite. Bei verschiedenen Kurbellängen (Variation von bis zu 2,5 cm $\hat{=}$ 14 %) wurden Unterschiede von bis zu 6 % im Luftwiderstand ermittelt, wobei längere Kurbeln nicht zwangsläufig zu einem höheren Luftwiderstand führten. Die optimale Kurbellänge muss individuell ermittelt werden (siehe auch Hypothese 4).

Hypothese 4: Sowohl die Kurbellänge als auch die Kurbelbreite hat einen signifikanten Einfluss auf die maximale anaerobe Leistung.

Diese Hypothese konnte nur für die Kurbellänge verifiziert werden: Unter den gegebenen Testbedingungen (siehe Kap. 5.3 ab Seite 105) hat die Kurbellänge einen signifikanten Einfluss auf die maximal erreichbare Leistung, Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit im Handcycling, während die Kurbelbreite die maximale Leistung nicht signifikant beeinflusst.

Handbiker sollten die Kurbelbreite also möglichst schmal wählen, um den Luftwiderstand zu reduzieren (Verbesserung von bis zu 10 % möglich, siehe Hypothese 3), da die aufgebrachte Leistung nicht signifikant von der Kurbelbreite abhängt. Bei der Kurbellänge ist das Ziel ein Optimum aus möglichst niedrigem Luftwiderstand bei hoher Leistung zu erreichen. Allerdings scheint auch bei der Kurbellänge der Einfluss auf den Luftwiderstand eine wichtigere Rolle zu spielen als die Beeinflussung der Leistung: Während verschiedene Kurbellängen den Luftwiderstand um bis zu 6 % veränderten (siehe Hypothese 3), verringerte der Einsatz einer Standard-Kurbel von 185 mm, verglichen mit der leistungsstärksten Kurbellänge (26 % der Armreichweite bei mittlerer Kurbelbreite), die maximale Leistung nur um 1,6 %.

Das Zusammenspiel von Aerodynamik und Leistungsfähigkeit in Abhängigkeit der Kurbellänge soll noch am Beispiel eines Einzelfalles gezeigt werden: Bei einem Handbikeathleten im Kniebike (Armreichweite: $AR = 72$ cm, Schulterbreite: $SB = 35$ cm) wurde mit einer Kurbellänge von 185 mm ($\hat{=}$ 26 % der AR) ein um 6 % erhöhter Luftwiderstand festgestellt im Vergleich

zu einer Kurbellänge von 210 mm ($\cong 29\%$ der AR), bei derselben Kurbelbreite von 350 mm (siehe Abb. 5.6, rechts). Gleichzeitig lag die lange Kurbel näher an der leistungsstärksten Kurbellänge von 202 mm (28% der AR bei etwa 98% der SB, siehe Abb. 5.26 auf Seite 116, rechts). Zwischen den drei Kurbellängen ist allerdings nur eine Differenz in der maximalen Leistung von weniger als 1% zu erwarten. Dieser Athlet sollte also sowohl aus aerodynamischer Sicht, als auch aufgrund einer erhöhten Leistungsfähigkeit die längere Kurbel bevorzugen, wobei der aerodynamische Effekt überwiegt.

Hypothese 5: Die leistungsstärkste Kurbellänge ist abhängig von der Armlänge beziehungsweise Armreichweite (AR) des Athleten. Ebenso ist die leistungsstärkste Kurbelbreite abhängig von der Schulterbreite (SB).

Für jede Kurbelbreite war jeweils die lange Kurbel ($\cong 26\%$ der AR) am leistungsstärksten, für jede Kurbellänge wurde jeweils mit der mittleren Kurbelbreite ($\cong 85\%$ der SB) die höchste Leistung erzielt. Insofern lässt sich die aufgestellte Hypothese bestätigen, allerdings war nur der Einfluss der Kurbellänge auf die Leistung signifikant (siehe Hypothese 4).

Die höchste Leistung wurde mit der Kurbelgeometrie von langen Kurbeln (26% der AR) mit einer mittleren Kurbelbreite (85% der SB) sowie einer Kurbelfrequenz von 106,8 U/min und einer Griffgeschwindigkeit von 2,12 m/s erreicht. Ein Vergleich mit dem Radsport zeigt, dass die maximale Leistung beim Handbiken mit einer längeren Kurbel erzielt wird, was zu einer niedrigeren leistungsstärksten Kurbelfrequenz und höheren Griffgeschwindigkeit führt. Der Unterschied in der erreichten maximalen Leistung aufgrund der verschiedenen Kurbellängen (eine Variation der Kurbellänge um 7% der Armreichweite führte zu einem Unterschied in der maximalen Leistung von 12%) ist beim Handbiken deutlich höher als beim Radfahren. Daher ist eine individuelle Anpassung der Kurbellänge an die Anthropometrie des Sportlers beim Handbiken wichtiger als beim Radfahren.

Hypothese 6: Beim Handbiken ist in der Druckphase ein pronierter Griffwinkel und in der Zugphase ein supinierter Griffwinkel bezüglich isometrischer Maximalkräfte von Vorteil.

Diese Hypothese konnte nur für die Druckphase bestätigt werden: Wie erwartet zeigten sich in der Druckphase (225°, siehe Abb. 5.30 auf Seite 130) die höchsten isometrischen Maximalkräfte mit maximal proniertem Griffwinkel (+30°). Die Unterschiede zwischen den Griffwinkeln waren jedoch nicht signifikant. In der Zugphase (90°, Kurbel nach unten) zeigte sich entgegen der Annahme aus oben genannter Hypothese, dass mit pronierten Griffwinkeln (+15° und +30°) signifikant höhere Kräfte im Vergleich zu dem maximal supinierten Griff von -30° möglich sind.

Die Literaturdaten zu maximalen isometrischen und isokinetischen Gelenkmomenten im Ellbogengelenk, die zu der oben aufgeführten Hypothese führten, konnten anhand isometrischer Maximalkraftmessungen beim Handbiken mit verschiedenen Griffwinkeln nicht bestätigt werden. Eine Ableitung von Ergebnissen aus eingelenkigen Maximalkraftmessungen können also nicht ohne weiteres auf eine zweigelenkige Bewegung (Ellbogengelenk beim Handbiken nicht fixiert) übertragen werden.

In den dynamischen Messungen zeigte sich, dass die meiste Arbeit in der Abwärtsbewegung mit einem pronierten Griffwinkel und in der Aufwärtsbewegung mit einem supinierten Griffwinkel verrichtet wurde. Die Abwärts-Aufwärtsbewegung scheint also für den Griffwinkel eine größere Rolle zu spielen als die Vorwärts- Rückwärtsbewegung. Darüber hinaus wurde keine Korrelation der isometrischen mit den dynamischen Messungen gefunden. Ein Rückschluss von isometrischen Messungen (egal ob ein- oder zweigelenkig) auf eine dynamische Messung im submaximalen Bereich ist also nicht möglich.

Hypothese 7: Bei unterschiedlichen Griffwinkeln unterscheiden sich innerhalb verschiedener Sektoren des Handbike-Zyklus die am Griff aufgebrauchten tangentialen Kräfte und somit die geleistete Arbeit voneinander.

Diese Hypothese konnte bestätigt werden: Bei einem submaximalen Leistungslevel (Mittelwert \pm SD aller Probanden: $90,0 \pm 25,8$ W) und mit einer Kurbelfrequenz von 70 U/min, wurde in der Teiluntersuchung "Handbikegriff" (siehe Kap. 5.4), ein signifikanter Einfluss des Griffwinkels und des Zyklus-Sektors auf die verrichtete Arbeit im Handcycling ermittelt.

Allerdings war der Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit nur im Zug Abwärts- und im Aufwärts-Sektor (siehe Abb. 5.30 auf Seite 130) signifikant, wobei die höchste Arbeit mit einem Griffwinkel von $+30^\circ$ proniert beziehungsweise -15° supiniert verrichtet wurde. Der Zug Abwärts-Sektor ist für die Gesamtleistung über einen Handbike-Zyklus sehr wichtig, da in diesem Sektor ein Maximum der Tangentialkraft gefunden wurde. Im Gegensatz dazu wird im Aufwärts-Sektor nur wenig Arbeit verrichtet. Daher kann davon ausgegangen werden, dass der Vorteil einer Pronations-Supinationsbewegung des Handbikegriffes während einer Kurbelumdrehung nur gering ist. Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie wird ein fester Griffwinkel von $+30^\circ$, anstelle des üblicherweise um 10° - 15° gekippten Griffes, für eine optimale Leistung des Athleten vorgeschlagen.

Hypothese 8: Sowohl durch eine elliptische Antriebsbewegung, als auch mit schräggestellten Kurbeln, ist eine höhere maximale Leistung erreichbar als mit der konventionellen runde Antriebsbewegung.

Hypothese 9: Sowohl eine elliptische Antriebsbewegung, als auch schräggestellte Kurbeln, zeigen einen höheren physiologischen Wirkungsgrad an der individuellen anaeroben Schwelle als die konventionelle runde Antriebsbewegung.

Die Hypothesen 8 und 9 konnten beide nicht bestätigt werden. Ein Grund dafür könnte sein, dass die Dimension der verwendeten Ellipse zu groß gewählt wurde. Die lange Halbachse der Ellipse betrug 32 % der Armreichweite der Probanden, während in der Untersuchung verschiedener Kurbellängen (siehe Kap. 5.3) bei der runden Kurbelbewegung eine leistungsstärkste Kurbellänge von 26-28 % der Armreichweite (je nach Kurbelbreite) ermittelt wurde.

Kapitel 7

Schlussfolgerungen und Ausblick

Blickt man auf das Vorgehen im Projekt "Optimierung Handbike" zurück, so ist zu sagen, dass der interdisziplinäre Ansatz aus sport- und ingenieurwissenschaftlicher Sichtweise entscheidend war, um möglichst alle Aspekte der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems Handbike-Sportler zu erfassen und zu untersuchen. Ebenso erwies sich das systematische Vorgehen und die Methodik nach ergonomischen und biomechanischen Gesichtspunkten (siehe Kap. 3.1) als zielführend. So konnten die entscheidenden Kriterien herausgearbeitet werden, die die Leistungsfähigkeit von Handbike-Sportlern beeinflussen. Gerade die Aerodynamik stellte sich als wichtige Größe heraus, die auf jeden Fall berücksichtigt werden muss. Außerdem ist zu beachten, dass die verschiedenen leistungsbestimmenden Parameter miteinander wechselwirken. So beeinflusst zum Beispiel die Kurbellänge einerseits die Kraftfähigkeit des Sportlers und andererseits den Luftwiderstand des Athleten in seinem Handbike. Hierbei ist jeweils eine individuelle Optimierung der Kurbellänge notwendig, da nicht nur die leistungsstärkste Kurbellänge von der Anthropometrie des Sportlers abhängt (siehe Kap. 5.3), sondern auch die Kurbellänge mit dem geringsten Luftwiderstand von der Armlänge des Athleten abhängig ist (siehe Kap. 5.1).

Außer dem systematischen, methodischen Vorgehen war aber auch der Kontakt zu und die Diskussion mit Experten der Sportart Handcycling (Sportler und Handbike-Hersteller) entscheidend, um im Vorfeld Anforderungen zu klären und um Ideen zur Optimierung praxisnah entwickeln zu können. Dadurch besteht allerdings die Gefahr, dass ein Ansatz zu einer möglichen Verbesserung (z.B. Kurbelbreite und -länge sowie Rückenlehnenwinkel während Rennen verstellbar) fallen gelassen wird, weil ein Sportler in einem frühen Stadium der Entwicklung den Nutzen noch nicht erkennen kann. Dennoch muss dabei beachtet werden, dass man sich zu Beginn der Untersuchungen nicht zu sehr in Details verliert, sondern zunächst einen guten Überblick

über alle Parameter erhält, die die Leistung beeinflussen können. Dies wurde in der hier vorgestellten Arbeit dadurch realisiert, dass zunächst allgemeine Untersuchungen wie z.B. die zu einer neuartigen Antriebsbewegung durchgeführt wurden. Auch wenn hier nicht sofort eine optimierte Bewegungsform gefunden wurde, konnten dennoch kritische Parameter, wie zum Beispiel die Kurbellänge und -breite, aufgedeckt und vor allem deren Beeinflussung durch weitere Parameter, wie zum Beispiel der Anthropometrie, erkannt werden. Anschließend wurden diese besonders wichtigen Kriterien in Einzelstudien näher untersucht.

Bei einem komplexen System mit vielen sinnvollen Krafteinsätzen, wie die hier untersuchte obere Extremität, ist es schwierig, eine ergonomische Optimierung aus rein theoretischen Überlegungen abzuleiten. Daher waren die explorativen Untersuchungen in der hier vorgestellten Arbeit essentiell, um die angestellten Überlegungen abzusichern. Gerade die mathematische Modellierung im Zusammenspiel mit den experimentellen Voruntersuchungen spielte die entscheidende Rolle (siehe Kap. 4.4). Dadurch konnte ein vertiefter Einblick in die Handbike-Antriebsbewegung und die Kraftmöglichkeiten der oberen Extremität gewonnen werden, was zu einer Verbesserung der Theoriebildung führte. Der nun folgende und auf der hier vorgestellten Arbeit aufbauende Schritt ist die Verbesserung des Computermodells. Insbesondere ist es mit Hilfe der in Kapitel 4.5 vorgestellten Methode zur Muskellängenberechnung nun möglich, realistische 3D-Mehrkörpermodelle aufzubauen, die auch eine individuelle Optimierung erlauben. Eine denkbare Einsatzmöglichkeit eines solchen MKS-Modelles ist zum Beispiel die Bestimmung des optimalen Verhältnisses von langer zu kurzer Halbachse bei der elliptischen Antriebsbewegung in Abhängigkeit von der Armlänge.

Natürlich sind auch weitere empirische Untersuchungen denkbar, wie zum Beispiel die Ermittlung des Einflusses des Rückenlehnenwinkels bei Liegebikern auf deren Kraftfähigkeit. Allerdings muss hierbei unbedingt der Luftwiderstand berücksichtigt werden, da sich in der hier vorliegenden Arbeit gezeigt hat, dass ein verschlechterter Luftwiderstand die positiven Auswirkungen einer verbesserten Kraftfähigkeit überwiegen kann. Auch sollte überlegt werden, ob der Einfluss der Aerodynamik systematisch untersucht werden kann. Dazu wäre eventuell der Einsatz eines Dummy sinnvoll, um standardisierte Messungen durchführen zu können. Allerdings ist die Übertragbarkeit auf einzelne Sportler schwierig, da der Effekt des Luftwiderstandes individuell sehr unterschiedlich und abhängig von der jeweiligen Sitzposition und Körperhaltung ist. Auch bezüglich der elliptischen Antriebsbewegung ist die Aerodynamik ein interessanter Aspekt: da die Kurbeln am oberen Umkehrpunkt nicht so weit in den Luftstrom hineinragen, würde sich der Luftwiderstand reduzieren. Bei gleichbleibender Leistungsfähigkeit würde der Sportler

somit eine höhere Geschwindigkeit erreichen.

Auch wenn aus den Ergebnissen der hier vorliegenden Arbeit allgemeingültige Aussagen abgeleitet werden konnten (zum Beispiel wie lang die Kurbel in Abhängigkeit der Armlänge sein muss, um eine maximale Leistung zu erzielen), muss im Hochleistungssport jeweils eine individuelle Optimierung für einzelne Sportler stattfinden. Durch geringfügige Änderungen der Konfiguration des Handbikes (zum Beispiel Kurbellänge und -breite) sind erhebliche Verbesserungen möglich.

Anhand der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen kann festgestellt werden, dass es teilweise schwierig ist, konkrete Aussagen für die Athleten aus den Messergebnissen abzuleiten. Das liegt häufig daran, dass grundlegende Erkenntnisse fehlen. Dies ist zum Beispiel beim Thema "runde Kurbelbewegung" (analog zum "runden Tritt" beim Radfahren) der Fall. Zwar können sowohl die tangentialen als auch die radialen Kräfte während der Kurbelbewegung bestimmt werden, Aussagen zur Kurbeltechnik sind jedoch schwierig, da nicht bekannt ist, wie eine optimale Kurbeltechnik aussehen muss. Die Bewegungseffizienz bezüglich der Krafrichtung scheint kein geeignetes Kriterium zu sein, um eine Kurbeltechnik abschließend zu bewerten (Böhm u. a. (2008), siehe auch Kap. 3.4). Dasselbe gilt für Drehmomentanalysen: Ob das Drehmoment bei jedem Kurbelwinkel möglichst gleich hoch sein sollte, oder ob es besser ist Phasen zu haben, in denen die Muskeln besonders viel, beziehungsweise wenig leisten müssen, ist nicht abschließend geklärt. Zu diesem Thema sind also weitere Grundlagenuntersuchungen notwendig, um Kriterien herauszuarbeiten, mit denen die Kurbeltechnik praxisrelevant bewertet werden kann.

In dieser Arbeit wurde aus methodischen Gründen (siehe Kap. 3.5) auf gehfähige Probanden zurückgegriffen. In zukünftigen Studien sollte geprüft werden, inwieweit die Ergebnisse der hier vorgestellten Studien auf querschnittgelähmte Sportler übertragen werden können, beziehungsweise welchen Einfluss die Läsionshöhe besitzt.

Literaturverzeichnis

- [Abel 2002] ABEL, T.: *Energetische und leistungsphysiologische Untersuchungen im Rollstuhlsport unter besonderer Berücksichtigung präventivmedizinischer Aspekte*. Köln, Deutsche Sporthochschule Köln, Dissertation, 2002
- [Abel u. a. 2010] ABEL, T. ; BURKETT, B. ; SCHNEIDER, S. ; LINDSCHULTEN, R. ; STRÜDER, H. K.: The exercise profile of an ultra-long handcycling race: the Styrkeprøven experience. In: *Spinal Cord* 48 (2010), Nr. 12, S. 894–898
- [Abel u. a. 2003a] ABEL, T. ; KRÖNER, M. ; ROJAS, V. S. ; PETERS, C. ; KLOSE, C. ; PLATEN, P: Energy expenditure in wheelchair racing and handbiking - a basis for prevention of cardiovascular diseases in those with disabilities. In: *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation* 10 (2003), S. 371–376
- [Abel u. a. 2003b] ABEL, T. ; ROJAS, V. S. ; BLEICHER, I. ; PLATEN, P: Handbiking: physiological responses to synchronous and asynchronous crank montage. In: *Journal of Sports Science* 3 (2003), Nr. 4, S. 1–9
- [Abel u. a. 2006] ABEL, T. ; SCHNEIDER, S. ; PLATEN, P ; STRÜDER, H. K.: Performance diagnostics in handbiking during competition. In: *Spinal Cord* 44 (2006), Nr. 4, S. 211–216
- [Ackerman u. a. 1995] ACKERMAN, M. J. ; SPITZER, V. M. ; SCHERZINGER, A. L. ; WHITLOCK, D. G.: The Visible Human data set: an image resource for anatomical visualization. In: *Medinfo* 8 (1995), S. 1195–1198
- [Anderson und Pandy 2001] ANDERSON, F. C. ; PANDY, M. G.: Dynamic optimization of human walking. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 123 (2001), S. 381–390
- [Atkinson u. a. 2003] ATKINSON, G. ; DAVISON, R. ; JEUKENDRUP, A. ; PASSFIELD, L.: Science and cycling: current knowledge and future direc-

- tions for research. In: *Journal of Sports Science* 21 (2003), S. 767–787. – URL dx.doi.org/10.1080/0264041031000102097
- [Bafghi u. a. 2008] BAFGHI, H. A. ; HAAN, A. ; HORSTMAN, A. ; WOUDE, L. H. V. van der: Biophysical aspects of submaximal hand cyclinf. In: *International Journal of Sports Medicine* 29 (2008), S. 630–638
- [Bentley u. a. 1998] BENTLEY, D. J. ; WILSON G. J. ; DAVIE A. J. ; ZHOU S.: Correlations between peak power output, muscular strength and cycle time trial performance in triathletes. In: *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 38 (1998), Nr. 3, S. 201–207
- [Bhargava u. a. 2004] BHARGAVA, L. J. ; PANDY, M. G. ; ANDERSON, F. C.: A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction. In: *Journal of Biomechanics* 37 (2004), S. 81–88
- [Böhm 2002] BÖHM, H.: *Computer simulation of muscle series elastic element function in drop jumping*. Tübingen, Eberhard-Karls-Universität, Dissertation, 2002
- [Böhm u. a. 2006a] BÖHM, H. ; COLE G.K. ; BRÜGGEMANN, G. P. ; RUDER, H.: Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping. In: *Journal of Applied Biomechanics* 22 (2006), S. 3–13
- [Böhm und Krämer 2007] BÖHM, H. ; KRÄMER, C.: Optimization of Human Motion exemplified with Handbiking by means of Motion Analysis and Musculoskeletal Models. In: ROSENHAHN, B. (Hrsg.) ; KLETTE, R. (Hrsg.) ; METAXAS, D. (Hrsg.): *Computational Imaging and Vision 36*, Axel Springer Verlag, 2007, S. 409–427. – URL http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4020-6693-1_17
- [Böhm u. a. 2006b] BÖHM, H. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V.: Optimization of the handbike’s drive concept – Mathematical approach. In: MORITZ, E. F. (Hrsg.) ; HAAKE, S. (Hrsg.): *The Engineering of Sport VI* Bd. 2, Axel Springer Verlag, 2006, S. 121–126
- [Böhm u. a. 2008] BÖHM, H. ; SIEBERT, S. ; WALSH, M.: Effects of short-term training using SmartCrank on cycle work distribution and power output during cycling. In: *European Journal of Applied Physiology* 103 (2008), Nr. 2, S. 225–232
- [Brand u. a. 1986] BRAND, R. A. ; PEDERSEN, D. R. ; FRIEDERICH, J. A.: The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. In: *Journal of Biomechanics* 19 (1986), S. 589–596

- [Bressel u. a. 2001] BRESSEL, E. ; BRESSEL M. E. ; MARQUEZ M. ; HEISE G. D.: The effect of handgrip position on the upper extremity neuromuscular response to arm cranking exercise. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11 (2001), Nr. 4, S. 291–298
- [Buchanan u. a. 1993] BUCHANAN, T. S. ; MONIZ, M. J. ; DEWALD, J. P. ; RYMER, W. Z.: Estimation of muscle force about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), Nr. 4-5, S. 547–560
- [Buck und Beckers 1993] BUCK, M. ; BECKERS, D.: *Rehabilitation bei Querschnittlähmung - Ein multidisziplinärer Leitfaden*. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest : Springer, 1993
- [Burandt 1978] BURANDT, U.: *Ergonomie für Design und Entwicklung*. Köln : Otto Schmidt, 1978
- [Caiozzo und Baldwin 1997] CAIOZZO, V. J. ; BALDWIN, K. M.: Determinants of work produced by skeletal muscle: potential limitations of activation and relaxation. In: *American Journal of Physiology* 273 (1997), S. C1049–C1056
- [Cohen 1988] COHEN, J.: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd edn. Hillsdale : Lawrence Erlbaum, 1988
- [Corana u. a. 1987] CORANA, A. ; MARCHESI, M. ; MARTINI, C. ; RIDELLA, S.: Minimizing multimodal functions of continuous variables with the simulated annealing algorithm. In: *ACM Transactions on Mathematical Software* 13 (1987), Nr. 3, S. 262–280
- [Coutts u. a. 1983] COUTTS, K. D. ; RHODES, E. C. ; MCKENZIE, D. C.: Maximal exercise response of tetraplegics and paraplegics. In: *Journal of Applied Physiology* 55 (1983), S. 479–482
- [Coyle u. a. 1988] COYLE, E. F. ; COGGAN, A. R. ; HOPPER, M. K. ; WALTERS, T. J.: Determinants of endurance in well-trained cyclists. In: *Journal of Applied Physiology* 64 (1988), S. 2622–2630
- [Coyle u. a. 1991] COYLE, E. F. ; FELTNER, M. E. ; KAUTZ, S. A. ; HAMILTON, M. T. ; MONTAIN, S. J. ; BAYLOR, A. M. ; ABRAHAM, L. D. ; PETREK, G. W.: Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (1991), S. 93–107

- [Crowninshield und Brand 1981] CROWNINSHIELD, R. D. ; BRAND, R. A.: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 14 (1981), S. 793–801
- [Dallmeijer u. a. 2004a] DALLMEIJER, A. J. ; OTTJES, L. ; WAARDT, E. ; WOUDE, L. H. V. van der: A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling. In: *International Journal of Sports Medicine* 25 (2004), S. 622–626
- [Dallmeijer u. a. 2004b] DALLMEIJER, A. J. ; ZENTGRAAFF, I. D. ; ZIJP, N. I. ; WOUDE, L. H. V. van der: Submaximal physical strain and peak performance in hand cycling versus handrim wheelchair propulsion. In: *Spinal Cord* 42 (2004), S. 91 – 98. – URL [dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3101566](https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101566)
- [Davy und Audu 1987] DAVY, D. T. ; AUDU, M. L.: A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. In: *Journal of Biomechanics* 20 (1987), S. 187–201
- [DeCoster u. a. 1999] DECOSTER, A. ; LAERE, M. van ; BLONDE, W.: Electromyographic activity of shoulder girdle muscles during handbiking. In: WOUDE, L. H. V. van der (Hrsg.) ; HOPMAN, M. T. E. (Hrsg.) ; KEMENADE, C. H. van (Hrsg.): *Biomedical Aspects Manual Wheelchair Prop: The State of the Art II*, IOS Press, 1999, S. 138–139
- [Del Coso und Mora-Rodriguez 2006] DEL COSO, J. ; MORA-RODRIGUEZ, R.: Validity of cycling peak power as measured by a shortsprint test versus the Wingate anaerobic test. In: *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 31 (2006), S. 186–189. – URL [dx.doi.org/10.1139/H05-026](https://doi.org/10.1139/H05-026)
- [Delp und Loan 1995] DELP, S. L. ; LOAN, J. P.: A graphic-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. In: *Computers in Biology and Medicine* 25 (1995), Nr. 1, S. 21–34
- [Di Prampero 2000] DI PRAMPERO, P.: Cycling on earth, in space, on the moon. In: *European Journal of Applied Physiology* 82 (2000), S. 345–360. – URL [dx.doi.org/10.1007/s004210000220](https://doi.org/10.1007/s004210000220)
- [van Dieen u. a. 2003] DIEEN, J. H. van ; KINGMA, I. ; BUG, P.: Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. In: *Journal of Biomechanics* 36 (2003), Nr. 12, S. 1829–1836
- [Dijkstra 1959] DIJKSTRA, E. W.: A note on two problems in connection with graphs. In: *Numerische Mathematik* 1 (1959), S. 83–89

- [DIN-Norm 33402] DIN-NORM: *Ergonomie-Körpermaße des Menschen-Teil 2: Werte*. 33402
- [DIN-Norm 33411] DIN-NORM: *Körperkräfte des Menschen. Teil 2: Zulässige Grenzwerte für Aktionskräfte der Arme (Entwurf, Juni 1984). Teil 4: Maximale statische Aktionskräfte; Isodynem (Mai 1987). Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte; Werte (1999)*. 33411
- [Dong u. a. 2002] DONG, F. ; CLAPWORTHY, G. ; KROKOS, M. ; YAO, J.: An Anatomy-Based Approach to Human Muscle Modeling and Deformation. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 8 (2002), Nr. 2, S. 154–170
- [Dotan und Bar-Or 1983] DOTAN, R. ; BAR-OR, O.: Load optimization for the wingate anaerobic test. In: *European Journal of Applied Physiology* 51 (1983), S. 409–417. – URL dx.doi.org/10.1007/BF00429077
- [Duc u. a. 2005] DUC, S. ; VILLERIUS, V. ; BERTUCCI, W. ; PERNIN, J. N.: Muscular activity level during pedalling is not affected by crank inertial load. In: *European Journal of Applied Physiology* 95 (2005), S. 260–264. – URL dx.doi.org/10.1007/s00421-005-1401-9
- [Edman 1988] EDMAN, K. A. P.: Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. In: *Journal of Physiology* 404 (1988), S. 301–321
- [Edman und Reggiani 1987] EDMAN, K. A. P. ; REGGIANI, C.: The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibres of the frog. In: *Journal of Physiology* 385 (1987), S. 709–732
- [Epstein und Herzog 1998] EPSTEIN, M. ; HERZOG, W.: Hill and Huxley-type models: Biological considerations. In: EPSTEIN, M. (Hrsg.) ; HERZOG, W. (Hrsg.): *Theoretical Models of Skeletal Muscle: Biological and Mathematical Considerations*. New York : John Wiley & Sons, 1998, S. 70–84
- [Eskau 2008/09] ESKAU, Andrea: *BISp-Forschungsprojekte für den paralympischen Sport*. 2008/09. – URL http://www.bisp.de/cln_099/nn_15924/SharedDocs/Downloads/Publikationen/BISp_Report/Report__2008__09__Artikel/Eskau__49,templateId=raw,property=publicationFile.pdf/Eskau_49.pdf. – Zugriffsdatum: 22.06.2011
- [Fagg 2000] FAGG, A.: *A model of muscle geometry for a two degree-of-freedom planar arm: Technical Report #00-03*. 2000

- [Faria u. a. 2005a] FARIA, E. W. ; PARKER, D. L. ; FARIA, I. E.: The science of cycling. Physiology and training-Part 1. In: *Sports Medicine* 35 (2005), Nr. 4, S. 285–312. – URL [dx.doi.org/10.2165/00007256-200535040-00002](https://doi.org/10.2165/00007256-200535040-00002)
- [Faria u. a. 2005b] FARIA, E. W. ; PARKER, D. L. ; FARIA, I. E.: The science of cycling. Physiology and training-Part 2. In: *Sports Medicine* 35 (2005), Nr. 4, S. 313–337
- [Faupin 2005] FAUPIN, A.: *Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles*. Lille, Université du Droit et de la Santé Lille 2, Dissertation, 2005
- [Faupin und Gorce 2008] FAUPIN, A. ; GORCE, P.: The effect of crank adjustments on handbike propulsion: A kinematic model approach. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 38 (2008), S. 577–583
- [Faupin u. a. 2006] FAUPIN, A. ; GORCE, P. ; CAMPILLO, P. ; THEVENON, A. ; RÈMY-NÉRIS, O.: Kinematic analysis of handbike propulsion in various gear ratios: Implications for joint pain. In: *Clinical Biomechanics* 21 (2006), S. 560–566
- [Faupin u. a. 2008] FAUPIN, A. ; GORCE, P. ; MEYER, C. ; THEVENON, A.: Effects of backrest positioning and gear ratio on nondisabled subjects' handcycling sprinting performance and kinematics. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 45 (2008), Nr. 1, S. 109–116. – URL [dx.doi.org/10.1682/JRRD.2006.10.0139](https://doi.org/10.1682/JRRD.2006.10.0139)
- [Felleiter u. a. 2004] FELLEITER, P. ; REINBOTT, S. ; MICHEL, F. ; BAUMBERGER, M.: Das traumatische Querschnittssyndrom - Syndrome transverse traumatique. In: *Schweizerisches Medizin-Forum* 4 (2004), S. 1166–1172
- [Feng u. a. 2002] FENG, G. ; DAMSGAARD, M. ; RASMUSSEN, J. ; CHRISTENSEN, S. T.: Computational method for muscle-path representation in musculoskeletal models. In: *Biological Cybernetics* 87 (2002), S. 199–210
- [Fernandez u. a. 2004] FERNANDEZ, J. ; MITHRARATNE, F. ; THRUPP, S. ; TAWHAI, M. ; HUNTER, P.: Anatomically based geometric modelling of the musculo-skeletal system and other organs. In: *Journal Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 2 (2004), S. 139–155
- [Fregly u. a. 1996] FREGLY, B. J. ; ZAJAC, F. E. ; DAIRAGHI, C. A.: Crank inertial load has little effect on steady-state pedalling coordination. In: *Journal of Biomechanics* 29 (1996), Nr. 12, S. 1559–1567

- [Fritzsche und Bubb 2007] FRITZSCHE, F. ; BUBB, H.: Prediction of Discomfort During Arm Movements. In: DUFFY, V. G. (Hrsg.): *Digital human modeling: Proceedings of the First International Conference on Digital Human Modeling, ICDHM 2007* Bd. 4561. Berlin, Heidelberg : Springer, 2007, S. 66–73. – ISBN 9783540733218
- [Garner und Pandy 2000] GARNER, B. A. ; PANDY, M. G.: The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 3 (2000), S. 1–30
- [Garner und Pandy 2001] GARNER, B. A. ; PANDY, M. G.: Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human dataset. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 4 (2001), S. 93–126
- [Gass u. a. 1995] GASS, E. M. ; HARVEY, L. A. ; GASS, G. C.: Maximal physiological responses during arm cranking and treadmill wheelchair propulsion in T4-T6 paraplegic men. In: *Paraplegia* 33 (1995), Nr. 5, S. 267–270
- [Gass und Camp 1984] GASS, G. C. ; CAMP, E. M.: The maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking exercise in male paraplegics. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16 (1984), Nr. 4, S. 365 – 359
- [Glitsch und Baumann 1997] GLITSCH, U. ; BAUMANN, W.: The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. In: *Journal of Biomechanics* 30 (1997), S. 1123–1131
- [Gloger 1996] GLOGER, S.: *12: Verkehrstechnik / Fahrzeugtechnik*. Bd. 263: *Entwicklung muskelkraftgetriebener Leichtfahrzeuge*. Düsseldorf : VDI Verlag, 1996
- [Gnehm u. a. 1997] GNEHM, P. ; REICHENBACH, S. ; ALTPETER, E. ; WIDMER, H. ; HOPPELER, H.: Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29 (1997), Nr. 6, S. 818–823
- [Goosey-Tolfrey u. a. 2008] GOOSEY-TOLFREY, V. ; ALFANO, H. ; FOWLER, N.: The influence of crank length and cadence on mechanical efficiency in hand cycling. In: *European Journal of Applied Physiology* 102 (2008), S. 189–194. – URL [dx.doi.org/10.1007/s00421-007-0576-7](https://doi.org/10.1007/s00421-007-0576-7)

- [Gordon u. a. 1966] GORDON, A. M. ; HUXLEY, A. F. ; JULIAN, F. J.: The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. In: *Journal of Physiology* 184 (1966), S. 170–192
- [Gressmann 2003] GRESSMANN, M.: *Fahrradphysik und Biomechanik*. Kiel : Moby Dick, 2003
- [Grood und Suntay 1983] GROOD, E. W. ; SUNTAY, W. J.: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Applications to the knee. In: *Journal of Biomedical Engineering* 105 (1983), S. 97–106
- [Gruber 1987] GRUBER, K.: *Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen*. Tübingen, Universität Tübingen, Dissertation, 1987
- [Gruber u. a. 1998] GRUBER, K. ; RUDER, H. ; DENOTH, J. ; SCHNEIDER, K.: A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. In: *Journal of Biomechanics* 31 (1998), S. 439–444
- [Hanavan 1964] HANAVAN, E. P.: *A mathematical model of the human body.: Technical Report*. 1964
- [Hatze 1976] HATZE, H.: The complete optimization of human motion. In: *Mathematical Biosciences* 28 (1976), S. 99–135
- [Hatze 1986] HATZE, H.: *Methoden biomechanischer Bewegungsanalyse*. Wien : Österreichischer Bundesverlag, 1986
- [Hawley und Noakes 1992] HAWLEY, J. ; NOAKES, T. D.: Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance in trained cyclists. In: *European Journal of Applied Physiology* 65 (1992), S. 79–83. – URL [dx.doi.org/10.1007/BF01466278](https://doi.org/10.1007/BF01466278)
- [Herzog u. a. 1991] HERZOG, W. ; GUIMARAES, A. C. ; ANTON, M. G. ; CARTER-ERDMAN, K. A.: Moment–length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (1991), Nr. 11, S. 1289–1296. – URL [dx.doi.org/10.1249/00005768-1991111000-00015](https://doi.org/10.1249/00005768-1991111000-00015)
- [Hill 1938] HILL, A. V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. In: *Proceedings of the Royal Society of London* (1938), Nr. B126, S. 136–195

- [Hintzi u. a. 2002] HINTZI, F. ; TORDI, N. ; PERREY, S.: Muscular efficiency during arm cranking and wheelchair exercise: a comparison. In: *International Journal of Sports Medicine* 23 (2002), S. 408 – 414. – URL [dx.doi.org/10.1055/s-2002-33734](https://doi.org/10.1055/s-2002-33734)
- [Hollmann und Hettinger 2000] HOLLMANN, W. ; HETTINGER, T.: *Sportmedizin – Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin*. 4. Stuttgart : Schattauer, 2000
- [Hollmann und Mader 2000] HOLLMANN, W. ; MADER, A.: Grenzen der Leistungsfähigkeit des Menschen aus pyhsiologischer Sicht. In: *Leistungssport* 30 (2000), Nr. 1, S. 11–17
- [Hopman u. a. 1995] HOPMAN, M. T. E. ; TEFFELEN, W. M. van ; BROUWER, J. ; HOUMAN, S ; BINKHORST, R. A.: Physiological responses to asynchronous and synchronous armcranking exercise. In: *European Journal of Applied Physiology* 71 (1995), Nr. 1-2, S. 111–114
- [van Hopman u. a. 1995] HOPMAN, M. T. E. van ; TEFFELEN, W. M. ; BROUWER, J. ; HOUTMAN, S. ; BINKHORST, R. A.: Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise.: Hopman, M.T.E., van Teffelen, W.M., Brouwer, J., Houtman, S., Binkhorst, R.A., 1995. Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 111-114. In: *European Journal of Applied Physiology* 72 (1995), S. 111–114
- [Houk u. a. 2002] HOUK, J. C. ; FAGG, A. H. ; BARTO, A. G.: Fractional power damping model of joint motion. In: LATASH, Mark L. (Hrsg.) ; BERNSTEIN, Nikolai A. (Hrsg.): *Structure-function relations in voluntary movements* Bd. Vol. 2. Champaign, Ill. : Human Kinetics Publ., 2002, S. 147–178. – ISBN 0736000275
- [Inbar u. a. 1983] INBAR, O. ; DOTAN, R. ; TROUSIL, T. ; DVIR Z.: The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. In: *Ergonomics* 26 (1983), S. 1139–1146. – URL [dx.doi.org/10.1080/00140138308963449](https://doi.org/10.1080/00140138308963449)
- [Janssen u. a. 2001] JANSSEN, T. W. J. ; DALLMEIJER, A. J. ; VAN DER WOUDE L.H.V.: Physical capacity and race performance of handcycle users. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38 (2001), Nr. 1, S. 33–40
- [Karamanidis und Arampatzis 2005] KARAMANIDIS, A. ; ARAMPATZIS, A.: Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units

- in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. In: *Journal of Experimental Biology* 208 (2005), S. 3907–3923
- [Kautz u. a. 2000] KAUTZ, S. A. ; NEPTUNE, R. R. ; ZAJAC, F. E.: General coordination principles elucidated by forward dynamics: Minimum fatigue does not explain muscle excitation in dynamic tasks. In: *Motor Control* 4 (2000), S. 75–80
- [Klöpfer u. a. 2004] KLÖPFER, I. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V. ; PETERS, C.: Vorstellung eines interdisziplinären Ansatzes zur Optimierung des Behindertensportgerätes "Handbike". In: GROS, H. (Hrsg.) ; EDELMANN-NUSSER, J. (Hrsg.) ; WITTE, K. (Hrsg.) ; MORITZ, F. (Hrsg.) ; ROEMER, K. (Hrsg.): *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis III, Beiträge zum 4. divers Workshop*. Aachen : Shaker Verlag, 2004, S. 19–22
- [Klöpfer-Krämer 2009] KLÖPFER-KRÄMER, I. T.: *Vergleichende Bewertung des konventionellen Antriebes mit alternativen Antriebskonzepten für das Behindertensportgerät Handbike*. München, Technische Universität München, Dissertation, 2009
- [Knechtle 2002] KNECHTLE, B.: *Aktuelle Sportphysiologie – Leistung und Ernährung im Sport: Knechtle, B. (2002). Aktuelle Sportphysiologie – Leistung und Ernährung im Sport. Basel: Karger. Basel : Karger, 2002*
- [Knechtle u. a. 2004] KNECHTLE, B. ; MÜLLER, G. ; KNECHT, H.: Optimal exercise intensities for fat metabolism in handbike cycling and cycling. In: *Spinal Cord* 42 (2004), S. 564–572
- [Kohler und Boutellier 2005] KOHLER, G. ; BOUTELLIER, U.: The generalized force-velocity relationship explains why the preferred pedalling rate of cyclists exceeds the most efficient one. In: *European Journal of Applied Physiology* 94 (2005), S. 188–195. – URL [dx.doi.org/10.1007/s00421-004-1283-2](https://doi.org/10.1007/s00421-004-1283-2)
- [Krämer u. a. 2008] KRÄMER, C. ; BÖHM, H. ; SENNER, V.: Creating 3D muscle lengths and moment arms from the Visible Human Dataset. In: BRISSON, P. (Hrsg.) ; ESTIVALET, M. (Hrsg.): *The Engineering of Sport 7* Bd. 2. Paris : Axel Springer Verlag, 2008, S. 143–148
- [Krämer u. a. 2009a] KRÄMER, C. ; HILKER, L. ; BÖHM, H.: Influence of crank length and crank width on maximal hand cycling power and cadence. In: *European Journal of Applied Physiology* 106 (2009), Nr. 5, S. 759–757. – URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1062-1>

- [Krämer u. a. 2006] KRÄMER, C. ; KLÖPFER, I. ; SENNER, V. ; PETERS, C.: Optimization of the handbike's drive concept – Experimental approach. In: MORITZ, E. F. (Hrsg.) ; HAAKE, S. (Hrsg.): *The Engineering of Sport VI* Bd. 2, Axel Springer Verlag, 2006, S. 313–318
- [Krämer u. a. 2009b] KRÄMER, C. ; SCHNEIDER, G. ; BÖHM, H. ; KLÖPFER, I. ; SENNER, V.: Effect of different handgrip angles on work distribution during hand cycling at submaximal power levels. In: *Ergonomics* 52 (2009), Nr. 10, S. 1276–1286. – URL <http://dx.doi.org/10.1080/00140130902971916>
- [Kromer 2007] KROMER, P.: *Langzeitstudien über die technische Entwicklung und die physiologischen Leistungsparameter der Kaderathleten im Handcyclingsport*. Freiburg, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i.Br., Magisterarbeit, 2007
- [Lategan und Krüger 2007] LATEGAN, L. ; KRÜGER, P. E.: Effect of two different handgrip positions on elbow peak torque values. In: *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation* 29 (2007), Nr. 2, S. 67–74. – URL hdl.handle.net/2263/5770
- [Lehner 2007] LEHNER, S.: *Entwicklung und Validierung biomechanischer Computermodelle und deren Einsatz in der Sportwissenschaft*. Koblenz-Landau, Universität Koblenz-Landau, Dissertation, 2007
- [Leidmann 2007] LEIDMANN, F.: *Verstellbare Rückenlehne für Handbikes*. München, Technische Universität München, Diplomarbeit, 2007
- [Lindschulten 2008] LINDSCHULTEN, R.: *Leistungsphysiologische, hämatologische und elektromyographische Untersuchungen im Handbikesport bei Menschen mit einer Verletzung oder Erkrankung des Rückenmarks*. Köln, Deutsche Sporthochschule Köln, Dissertation, 2008
- [Lucia u. a. 2001] LUCIA, A. ; HOYOS, J. ; CHICHARRO, J. L.: Preferred pedalling cadence in professional cycling. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (2001), Nr. 8, S. 1361–1366. – URL dx.doi.org/10.1097/00005768-200108000-00018
- [MacDaniel u. a. 2002] MACDANIEL, J. ; DURSTINE J.L. ; HAND G.A. ; MARTIN J.C.: Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. In: *Journal of Applied Physiology* 93 (2002), S. 823–828

- [Mader u. a. 1976] MADER, A. ; LIESEN, H. ; HECK, H. ; PHILIPPI, H. ; ROST, R. ; SCHÜRCH, P. ; HOLLMANN, W.: Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit im Labor. In: *Sportarzt und Sportmedizin* 27 (1976), Nr. 4,5, S. 80–88, 109–112
- [Magnusson u. a. 2001] MAGNUSSON, S. P. ; AAGARD, P. ; ROSAGER, S. ; POULSEN, P. D.: Load displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. In: *Journal of Physiology* 531 (2001), Nr. 1, S. 277–288
- [Maki u. a. 1995] MAKI, K. C. ; LANGBEIN, E. W. ; REID-LOKOS, C.: Energy cost and locomotive economy of handbike and rowcycle propulsion by persons with spinal cord injury. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32 (1995), Nr. 2, S. 170–178
- [Mandalidis und O'Brien 2001] MANDALIDIS, D. G. ; O'BRIEN, M.: Isokinetic strength of the elbow flexors with the forearm in supination and in the neutral position. In: *Isokinetics and Exercise Science* 9 (2001), Nr. 2-3, S. 111–117
- [Marais u. a. 2002] MARAIS, G. ; DUPONT, L. ; MAILLET, M. ; WEISSLAND, T. ; VANVELCENAHAR, J. ; PELAYO, P.: Spontaneously chosen crank rate variations in submaximal arm exercise with inexperienced subjects. Effects on cardiorespiratory and efficiency parameters. In: *International Journal of Sports Medicine* 23 (2002), S. 120–124. – URL [dx.doi.org/10.1055/s-2002-20131](https://doi.org/10.1055/s-2002-20131)
- [Marées 2003] MARÉES, H.: *Sportphysiologie*. 9. Köln : SPORT und BUCH Strauß, 2003
- [Marsh u. a. 1999] MARSH, G. D. ; PATERSON, D. H. ; GOVINDASAMY, D. ; CUNNINGHAM, D. A.: Anaerobic power of the arms and legs of young and older men. In: *Experimental Physiology* 84 (1999), S. 589–597. – URL [dx.doi.org/10.1017/S0958067099018485](https://doi.org/10.1017/S0958067099018485)
- [Martel u. a. 1991] MARTEL, G. ; NOREAU, L. ; JOBIN, J.: Physiological responses to maximal exercise on arm cranking and wheelchair ergometer with paraplegics. In: *Paraplegia* 29 (1991), Nr. 7, S. 447–456
- [Martin und Spirduso 2001] MARTIN, J. ; SPIRDUSSO, W. W.: Determinants of maximal cycling power : crank length, pedaling rate and pedal speed. In: *European Journal of Applied Physiology* 84 (2001), Nr. 413-418. – URL [dx.doi.org/10.1007/s004210100400](https://doi.org/10.1007/s004210100400)

- [Martin u. a. 2000] MARTIN, J. C. ; BROWN, N. A. ; ANDERSON, F. C. ; SPIRDUSO, W. W.: A governing relationship for repetitive muscular contraction. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000), Nr. 8, S. 969–974. – URL [dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00048-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00048-8)
- [Martin u. a. 1997] MARTIN, J. C. ; WAGNER, B. M. ; COYLE, E. F.: Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29 (1997), S. 1505–1512. – URL [dx.doi.org/10.1097/00005768-199711000-00018](https://doi.org/10.1097/00005768-199711000-00018)
- [McArdle u. a. 2001] MCARDLE, W. D. ; KATCH F.I. ; KATCH V.L.: *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance*. 5. Baltimore, Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2001
- [Michel 1995] MICHEL, D.: Pathophysiologie der traumatischen Querschnittlähmung. In: ZÄCH, G. A. (Hrsg.): *Querschnittlähmung - ganzheitliche Rehabilitation*. Küssnacht ZH, CH : Verlag Felix Wüst, 1995
- [Miller u. a. 2004] MILLER, T. L. ; MATTACOLA, C. G. ; SANTIAGO, M. C.: Influence of varied, controlled distances from the crank axis on peak physiological responses during arm crank ergometry. In: *Journal of Exercise Physiology online* 7 (2004), Nr. 3, S. 61–67
- [Millet u. a. 2002] MILLET, G. P. ; TRONCHE, C. ; FUSTER, N. ; CANDAU, R.: Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34 (2002), Nr. 10, S. 1645–1652. – URL [dx.doi.org/10.1097/00005768-200210000-00017](https://doi.org/10.1097/00005768-200210000-00017)
- [Moseley und Jeukendrup 2001] MOSELEY, L. ; JEUKENDRUP, A.: The reliability of cycling efficiency. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (2001), Nr. 4, S. 621–627
- [Mossberg u. a. 1999] MOSSBERG, K. ; WILLMAN, C. ; TOPOT ; M.A. ; CROOK, H. ; PATAK, S.: Comparison of asynchronous versus synchronous arm crank ergometry. In: *Spinal Cord* 37 (1999), Nr. 8, S. 569–574
- [Mukherjee und Samanta 2001] MUKHERJEE, G. ; SAMANTA, A.: Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38 (2001), Nr. 4, S. 391 – 399
- [Murray und Johnson 2004] MURRAY, I. A. ; JOHNSON, G. R.: A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while

- performing every day tasks. In: *Clinical Biomechanics* 19 (2004), Nr. 6, S. 586–594
- [Murray u. a. 1995] MURRAY, W. M. ; DELP, S. L. ; BUCHANAN, T. S.: Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995), Nr. 5, S. 513–525
- [Nigg 1994] NIGG, B. M.: Modelling. In: NIGG, B. M. (Hrsg.) ; HERZOG, W. (Hrsg.): *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester, New York, Brisbane, Toronto, Singapore : John Wiley & Sons, 1994, S. 365–565. – ISBN 0471944440
- [Nussbaum u. a. 1995] NUSSBAUM, M. A. ; CHAFFIN, D. B. ; RECHTIEN, C. J.: Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modeling: (1995) . *J Biomech* 28: 401–409. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995), S. 401–409
- [Oertel u. a. 1999] OERTEL, J. ; BRUNDIG, B. ; HENZE, W. ; ENGEL, P.: *Spiroergometric field-study of wheelchair propulsion with different hand-drive systems*. Amsterdam : IOS Press, 1999
- [Orthopädie-Technik 2009] ORTHOPÄDIE-TECHNIK: HCT 2009: uneinheitliche Regelungen für Liege- und Kniehandbikes. In: *Orthopädie-Technik Sport* 5 (2009), S. 7
- [Patton u. a. 1985] PATTON, J. F. ; MURPHY, M. M. ; FREDERICK, F. A.: Maximal power outputs during the Wingate anaerobic test. In: *International Journal of Sports Medicine* 6 (1985), S. 82–85. – URL [dx.doi.org/10.1055/s-2008-1025818](https://doi.org/10.1055/s-2008-1025818)
- [Pawlik 1995] PAWLIK, R.: *Biomechanik des Radfahrens: Dissertation*. Wien : Österreichischer Kunst- und Kulturverlag, 1995
- [Peters und Raabe-Oetker 1997] PETERS, C. ; RAABE-OETKER, A.: *Neurologie und Sport, Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie zentral-nervöser Schadensbilder*. Köln : SPORT und BUCH Strauß, 1997
- [Pigeon u. a. 1996] PIGEON, P. ; YAHIA, L. ; FELDMAN, A. G.: Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles. In: *Journal of Biomechanics* 29 (1996), Nr. 10, S. 1365–1370
- [Ren u. a. 2005] REN, L. ; JONEN, R. K. ; HOWARD, D.: Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. In: *Journal of Biomechanics* 38 (2005), Nr. 4, S. 853–863

- [Riedel u. a. 2010] RIEDEL, Martin ; KÖLLING, Thomas ; HÜSING, Matthias ; CORVES, Burkhard ; DISSELHORST-KLUG, Catherine: Entwicklung einer innovativen mechanischen Rollstuhlantriebseinheit für Kinder mit spastischen Behinderungen. In: *Orthopädie Technik* 61 (2010), Nr. 5, S. 346–354
- [Rohmert 1962] ROHMERT, W.: *Untersuchungen über Muskelermüdung und Arbeitsgestaltung*. Berlin : Beuth-Verlag, 1962
- [Rohmert 1966] ROHMERT, W.: *Maximalkräfte von Männern im Bewegungsraum der Arme und Beine*. Opladen : Westdeutscher Verlag, 1966
- [Santaguida und McGill 1995] SANTAGUIDA, P. L. ; MCGILL, S. M.: The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995), S. 339–345
- [Schmid 2002] SCHMID, A.: Rollstuhlgometrie: Standards der Sportmedizin: 53(5), S. 153-154. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 53 (2002), Nr. 5, S. 153–154
- [Schmid u. a. 2000] SCHMID, A. ; HALLE, M. ; STÜTZLE, C. ; KÖNIG, D. ; BAUMSTARK, M. W. ; STORCH, M. J. ; SCHMIDT-TRUCKSÄSS, A. ; LEHMANN, M. ; BERG, A. ; KEUL, J.: Lipoproteins and free plasma catecholamines in spinal cord injured man with different injury levels. In: *Clinical Physiology* 20 (2000), Nr. 4, S. 304–310
- [Schmid u. a. 1998a] SCHMID, A. ; HUONKER, M. ; ARAMENDI, J. F. ; KLÜPPEL, E. ; BARTUREN, J. M. ; GRATHWOHL, D. ; SCHMIDT-TRUCKSÄSS, A. ; BERG, A. ; KEUL, J.: Heart rate deflection compared to 4 mmol⁻¹ lactate threshold during incremental exercise and to lactate during steady-state exercise on an arm-cranking ergometer in paraplegic athletes. In: *European Journal of Applied Physiology* 78 (1998), S. 177–182
- [Schmid u. a. 1998b] SCHMID, A. ; HUONKER, M. ; BARTUREN, J. M. ; STAHL, F. ; SCHMIDT-TRUCKSÄSS, A. ; KÖNIG, D. ; GRATHWOHL, D. ; LEHMANN, M. ; KEUL, J.: Catecholamines, heart rate, and oxygen uptake during exercise in persons with spinal cord injury. In: *Journal of Applied Physiology* 85 (1998), Nr. 2, S. 635–541
- [Schmid u. a. 1998c] SCHMID, A. ; HUONKER, M. ; STAHL, F. ; BARTUREN, J. M. ; KÖNIG, D. ; HEIM, M. ; LEHMANN, M. ; KEUL, J.: Free plasma catecholamines in spinal cord injured persons with different injury levels at rest and during exercise. In: *Journal of Autonomic Nervous System* 68 (1998), Nr. 1-2, S. 96–100

- [Schmidtke 1993] SCHMIDTKE, H.: Der Leistungsbegriff der Ergonomie. In: SCHMIDTKE, H. (Hrsg.): *Ergonomie*. Wien : Carl Hanser München, 1993, S. 110
- [Schneider 2007] SCHNEIDER, G.: *Biomechanische Untersuchung zum Griffwinkel beim Handbiken: Diplomarbeit*. München, Technische Universität München, Diplomarbeit, 2007
- [Senner 2001] SENNER, V.: *Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung*. München, Technische Universität München, Dissertation, 2001
- [Simon u. a. 1981] SIMON, G. ; BERG, A. ; DICKHUTH, H. ; SIMON-ALT, A. ; KEUL, J.: Determination of anaerobic threshold depending on age and performance capacity. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 32 (1981), S. 7–14
- [Smith u. a. 1983] SMITH, P. A. ; GLASER, G. M. ; PETROFSKY, J. S. ; UNDERWOOD, P. D. ; SMITH, G. B. ; RICHARD, J. J.: Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 64 (1983), S. 249 – 254
- [Smith u. a. 2008] SMITH, P. M. ; CHAPMAN, M. L. ; HAZLEHURST, K. E. ; GOSS-SAMPSON, M. A.: The influence of crank configuration on muscle activity and torque production during arm crank ergometry. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008), S. 598–605
- [Stegmann u. a. 1981] STEGMANN, H. ; KINDERMANN, W. ; SCHNABEL, A.: Lactate Kinetics and Individual Anaerobic Threshold. In: *International Journal of Sports Medicine* 2 (1981), Nr. 3, S. 160–165
- [Stuke 2008] STUKE, P.: *Einfache Aerodynamische Untersuchungen am Sportgerät Handbike*. München, Technische Universität München, Semesterarbeit, 2008
- [Teran u. a. 2005] TERAN, J. ; SIFAKIS, E. ; BLEMKER, S. S. ; NG-THOW-HING, V. ; LAU, C. ; FEDKIW, R.: Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 11 (2005), Nr. 3, S. 317–328
- [Teschner u. a. 2008] TESCHNER, M. ; HEIDELBERGER, B. ; MÜLLER-FISCHER, M.: Interacting Deformable Objects. In: ROSENHAHN, B. (Hrsg.) ; KLETTE, R. (Hrsg.) ; METAXAS, D. (Hrsg.): *Human Motion:*

Understanding, Modelling, Capture, and Animation Bd. 36. Dordrecht : Springer, 2008, S. 545–579. – ISBN 9781402066931

- [Thees 2005] THEES, B.: *Vergleichende leistungsphysiologische Untersuchung zum Einfluss von drei verschiedenen Griffpositionen auf die Bewegungssökonomie beim Handbiken*. Köln, Deutsche Sporthochschule Köln, Diplomarbeit, 2005
- [Too und Landwer G.E. 2000] TOO, D. ; LANDWER G.E.: The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry. In: *Journal of Sports Science* 18 (2000), S. 153–161. – URL dx.doi.org/10.1080/026404100365054
- [Tsuang u. a. 1993] TSUANG, Y. H. ; NOVAK, G. J. ; SCHIPPLEIN, O. D. ; HAFEZI, A. ; TRAFIMOW, J. H.: Trunk muscle geometry and centroid location when twisting. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), Nr. 4-5, S. 537–546
- [Union Cycliste Internationale Version: 17.03.2009] UNION CYCLISTE INTERNATIONALE: *UCI Cycling Regulations. Part XVI Para-cycling. Chapter XVII Handcycling*. Version: 17.03.2009
- [US National Library of Medicine 1984] US NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE: *The Visible Human Project*. 1984. – URL <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>. – Zugriffsdatum: 05.08.2009
- [Verellen u. a. 2004a] VERELLEN, J. ; GERS, B. ; VLIET, P. van de ; VANLANDEWIJCK, Y.: Consistency of the within cycle torque distribution pattern during hand cycling: a pilot study. In: *European Bulletin of Adapted Physical Activity* 3 (2004), Nr. 2
- [Verellen u. a. 2008] VERELLEN, J. ; MEYER, C. ; REYNDERS, S. ; BIESEN, D. van ; VANLANDEWIJCK, Y.: Consistency of within-cycle torque distribution pattern in hand cycling. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 45 (2008), Nr. 9, S. 1295–1302
- [Verellen u. a. 2004b] VERELLEN, J. ; THEISSEN, T. ; VANLANDEWIJCK, Y.: Influence of crank rate in hand cycling: Verellen, J, Theissen, T, Vanlandewijck, Y, (2004) Influence of crank rate in hand cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (10), 1826-1831. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (2004), Nr. 10, S. 1826–1831. – URL dx.doi.org/10.1249/01.MSS.0000142367.04918.5A

- [Wallrapp u. a. 2005] WALLRAPP, O. ; GRUND, T. ; BÖHM, H.: Human motion analysis and dynamic simulation of rowing. In: GOICOLEA, J. M. M. Cuadrado J. (Hrsg.) ; ORDEN, J. C. G. (Hrsg.): *Advances in Computational Multibody Dynamics*. Madrid, Spain : CDRom, 2005
- [Weir 1949] WEIR, J. B. V.: New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. In: *Journal of Physiology* 109 (1949), S. 1–9
- [Wells 1955] WELLS, K.: *Kinesiology*. Philadelphia : WB Saunders, 1955
- [Wicks u. a. 1983] WICKS, J. R. ; OLDRIGE, N. B. ; CAMERON, B. J. ; JONES, N. L.: Arm cranking and wheelchair ergometry in elite spinal cord-injured athletes. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15 (1983), Nr. 3, S. 224–231
- [Wilhelm 1890] WILHELM, W.: *Fahrrad und Radfahrer: Allen Radsportgenossen gewidmet*. Nachdruck Dortmund 1979, 3. Auflage 1988. Leipzig : Harenberg Kommunikation, 1890
- [Wimber 2005] WIMBER, J.: *Modellierung des muskulären Energieverbrauches eines Hand-Arm-Systems in SIMPACK für die Berechnung der Muskelkräfte während einer zyklischen Bewegung: Diplomarbeit*. München, Technische Universität München, Diplomarbeit, 2005
- [Winters und Woo 1990] WINTERS, J. M. ; WOO, S. L-Y: *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization*. New York : Springer, 1990
- [van der Woude u. a. 2000] WOUDE, L. H. V. van der ; BOSMANS, I. ; BERVOETS, B. ; VEEGER, H. E. J.: Handcycling: different modes and gear ratios. In: *Journal of Medical Engineering and Technology* 24 (2000), Nr. 6, S. 242–249
- [van der Woude u. a. 2001] WOUDE, L. H. V. van der ; DALLMEIJER, A. J. ; JANSSEN, T. W. J.: Alternative modes of manual wheelchair ambulation: an overview. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 80 (2001), S. 765 – 777. – URL [dx.doi.org/10.1097/00002060-200110000-00012](https://doi.org/10.1097/00002060-200110000-00012)
- [van der Woude u. a. 1986] WOUDE, L. H. V. van der ; GROOT, G. ; HOLLANDER, A. P. ; INGEN, G. J. van ; ROZENDAHL, R. H.: Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. In: *Ergonomics* 29 (1986), Nr. 12, S. 1561 – 1573

- [van der Woude u. a. 2006] WOUDE, L. H. V. van der ; GROOT, S. ; JANSSEN, T. W. J.: Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. In: *Medical Engineering and Physics* 28 (2006), S. 905–915
- [Wua u. a. 2005] WUA, G. ; HELM, F. C. T. van der ; VEEGER, H. E. J. ; MAKHSOUS, M. ; ROY, P. van ; ANGLIN, C. ; NAGELS, J. ; KARDUNA, A. R. ; MCQUADE, K. ; WANG, X. ; WERNER, F. W. ; BUCHHOLZ, B.: ISB: Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion - Part II: Shoulder, Elbow, Hand and Wrist. In: *Journal of Biomechanics* 38 (2005), S. 981–992
- [Yoshihuko und Herzog 1990] YOSHIHUKO, Y. ; HERZOG, W.: Optimal design parameters of the bicycle-rider system for maximal power output. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1990), S. 1069–1079. – URL [dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90322-T](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90322-T)
- [Yoshihuko und Herzog 1996] YOSHIHUKO, Y. ; HERZOG, W.: Maximal power output in cycling: a mathematical approach. In: *Journal of Sports Science* 14 (1996), S. 139–157. – URL [dx.doi.org/10.1080/02640419608727696](https://doi.org/10.1080/02640419608727696)
- [Zacher und Bubb 2004] ZACHER, I. ; BUBB, H.: Strength based discomfort model of posture and movements. In: SAE INTERNATIONAL (Hrsg.): *Digital human modeling for design and engineering* Bd. 1. Rochester, 2004, S. 2139
- [Zajac 1993] ZAJAC, F. E.: Muscle coordination of movement: a perspective. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), Nr. 1, S. 109–124
- [Zameziati u. a. 2006] ZAMEZIATI, K. ; MORNIEUX, G. ; ROUFFET, D. ; BELLI, A.: Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. In: *European Journal of Applied Physiology* 96 (2006), S. 274–281

Abbildungsverzeichnis

1.1	Vergleich von Knie- und Liegebike	2
3.1	Leistungsbestimmende Faktoren beim Handcycling	17
3.2	Isometrische Maximalkraft in Abh. des Ellenbogenwinkels	26
3.3	Kraft-Geschwindigkeits-Relation	27
3.4	Handbike-Divisionen, Läsionshöhe und Kennmuskeln	30
3.5	Inverse versus direkte Dynamik	34
3.6	Muskelmodell nach Hill	36
4.1	Handbike mit konventionellem Griffwinkel	43
4.2	Biomechanik Radfahren und Handbiken	45
4.3	Messung isometrischer Gelenkmomente im Ellenbogen	48
4.4	Markerset und lokales KOS im Ellenbogengelenk für den Unterarm	50
4.5	Muskel-Skelett-Modell: Simulation der Antriebsbewegung	51
4.6	Aktivierungsfunktion des m. brachialis	52
4.7	Grafische Darstellung des Optimierungsprozesses	53
4.8	Maximale Gelenkmomente des Ellenbogen und der Schulter	55
4.9	Flexionswinkel des Ellenbogenlenks während der Handbike- und Ruderbewegung	56
4.10	Bestimmung des Momentenpotentials der Handbikebewegung	57
4.11	Momentenpotentiale im Rudern und Handbiken	58
4.12	Maximale Gelenkbelastungen beim Rudern und Handbiken	59
4.13	Energieverbrauch Ellipse versus runde Bewegung	59
4.14	Schnittbild durch den Oberkörper aus dem VHP	62
4.15	Segmentierte Knochen des rechten Oberarmes	62
4.16	Berechnung der Muskellänge mittels Dijkstra Algorithmus	63
4.17	Gui mit Knochen, Markern und Gelenksphäre	64
4.18	Muskellänge für verschiedene Gelenkwinkel	64
4.19	Muskellänge des m. brachialis und m. triceps	65
4.20	Muskelvolumendarstellung aus dem VHP	67

4.21	Muskeldeformation berechnet nach Teschner u. a. (2008)	67
5.1	Windkanalmessungen	74
5.2	Liegebike vs Kniebike: Messungen	78
5.3	Leistung in Abh. der Kurbelposition	79
5.4	Luftwiderstand: Dynamische Messung	80
5.5	Luftwiderstand in Abh. der Kurbelgeometrie (Liegebike)	81
5.6	Luftwiderstand in Abh. der Kurbelgeometrie (Kniebike)	82
5.7	Luftwiderstand in Abh. des Rückenlehnenwinkels	83
5.8	Einflussfaktoren auf den Luftwiderstand	84
5.9	Aerodynamisch gestaltete Sitzschale	85
5.10	Halterungen für Kniebike KB 3 auf Kraftaufnehmern	87
5.11	Kurbeltechnik und Oberkörperbewegung beim Kniebiken	89
5.12	Optimale Sitzposition im Liegerad	92
5.13	Handbike-Ergometer	95
5.14	Elliptischer Antrieb	96
5.15	Runde und elliptische Antriebsbewegung	97
5.16	Variationsmöglichkeiten der Ellipsenorientierung	98
5.17	Variationsmöglichkeiten der schräggestellten Kurbeln	98
5.18	Bestimmung des physiologischen Wirkungsgrades an der IAT	100
5.19	Leistung in Abh. von der Armlänge	104
5.20	Handbike-Ergometer für die "inertial load" Methode	107
5.21	Individuell anpassbare Rückenlehnenkontur	108
5.22	Leistung in Abh. der Kurbelumdrehungen	111
5.23	Leistung in Abh. der Kurbelfrequenz	112
5.24	Prozentuale maximale Leistung aller Kurbelgeometrien	114
5.25	Leistungsstärkste Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit	115
5.26	Max. Leistung in Abhängigkeit der Kurbellänge	116
5.27	Leistung in Abh. der Kurbelfrequenz, Griffgeschw. und Zentripetalbeschl.	123
5.28	Winkelverstellbarer Handbikegriff	126
5.29	Messung der isometrischen und dynamischen Kräfte	127
5.30	Sektoren des Handbike-Zyklus	130
5.31	Isometrische Maximalkräfte	132
5.32	Einfluss des Griffwinkels auf die Arbeit	134
5.33	Einfluss des Zyklus-Sektors auf die Arbeit	135
5.34	Griffwinkel des frei gelagerten Griffes	136
5.35	Tangentiale Kraft von männlichen und weiblichen Probanden	142
5.36	Verkipfung des Griffes um y-Achse	145

Tabellenverzeichnis

5.1	Luftwiderstand verschiedener Handbikes	76
5.2	Einstellmöglichkeiten Handbike Ergometer	95
5.3	Antriebsbewegung: Anthropometrie der Probanden	99
5.4	Physiologische Parameter der drei Antriebskonzepte	101
5.5	Übersetzungsverhältnis und Trägheits-Widerstand	109
5.6	Leistung, Kurbelfrequenz und Griffgeschwindigkeit	113
5.7	Arbeitsverteilung für versch. Griffwinkel und Zyklus-Sektoren	133
5.8	Vergleich der isometrischen und dynamischen Kräften	136

Veröffentlichungen

Teile der hier vorgestellten Arbeit wurden bereits veröffentlicht:

KLÖPFER, I. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V. ; PETERS, C.: Vorstellung eines interdisziplinären Ansatzes zur Optimierung des Behindertensportgerätes "Handbike". In: Gros, H. (Hrsg.) ; Edelman-Nusser, J. (Hrsg.) ; Witte, K. (Hrsg.) ; Moritz, F. (Hrsg.) ; Roemer, K. (Hrsg.): *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis III*, Beiträge zum 4. divers Workshop, Shaker Verlag - Aachen, 2004, S. 19-23

BÖHM, H. ; KLÖPFER, I. ; KRÄMER, C. ; SEITZ, T. ; RECLUTA, D. ; SENNER, V.: Evaluation of handbike and rowing propulsion in terms of athletes torque generation ability. In: *Proceedings of the 5th Conference of the International shoulder Group*, Lisboa, Portugal, 2004, S. 61 - 62

BÖHM, H. ; WIMBER, J. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V.: Evaluation of handbike drive concepts by means of a simulation model. In: *Proceedings of the 3th Conference of the IACSS*, Hvar, Croatia, 2005, S. 80 - 82

GRUND, T. ; KRÄMER, C. ; BÖHM, H. ; WALLRAPP, O.: Handbike vs. rowing: Comparison of the stress in elbow and shoulder using multi-body simulation. *Poster*. Symposium Biomechanica, Hamburg, 2005

KRÄMER, C. ; KLÖPFER, I. ; PETERS, C. ; SENNER, V.: Optimierung des Behinderten-sportgerätes Handbike durch technische Modifikationen und verbesserte individuelle Anpassung, In: *BISP-Jahrbuch - Forschungsförderung 2005/06*, 2005, S. 89-92

KRÄMER, C. ; KLÖPFER, I. ; SENNER, V. ; PETERS, C.: Optimization of the handbike's drive concept - experimental approach. In: Moritz, E. F. (Hrsg.) ; Haake, S. (Hrsg.): *The Engineering of Sport VI* Bd. 2, Axel Springer Verlag, 2006, S. 313-318

BÖHM, H. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V.: Optimization of the handbike's drive concept – Mathematical approach. In: Moritz, E. F. (Hrsg.) ; Haake, S. (Hrsg.): *The Engineering of Sport VI* Bd. 2, Axel Springer Verlag, 2006, S. 121-126

BÖHM, H. ; KRÄMER, C. ; SENNER, V.: Optimization of the handbike's drive concept by means of a simulation model, In: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), Suppl. 1, S. 421

BÖHM, H. ; KRÄMER, C.: Optimization of Human Motion exemplified with Handbiking by means of Motion Analysis and Musculoskeletal Models. In: Rosenhahn, B. (Hrsg.) ; Klette, R. (Hrsg.) ; Metaxas, D. (Hrsg.): *Computational Imaging and Vision 36*, , Axel Springer Verlag, 2007, S. 409-427. http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4020-6693-1_17

KRÄMER, C. ; KLÖPFER, I. ; SCHNEIDER, G. ; BÖHM, H.: Biomechanische Untersuchung zum Griffwinkelverlauf während des Kurbelzyklus beim Handbiken. In: Edelmann-Nusser, J. (Hrsg.) ; Moritz, F. (Hrsg.) ; Senner, V. (Hrsg.) ; Witte, K. (Hrsg.): *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis V*, Beiträge zum 6. divers Workshop, Shaker Verlag – Aachen, 2008, S. 9-23

KRÄMER, C. ; BÖHM, H. ; SENNER, V.: Creating 3D muscle lengths and moment arms from the Visible Human Dataset, In: Brisson, P. (Hrsg.) ; Estivalet, M. (Hrsg.): *The Engineering of Sport 7* Bd. 2, Axel Springer Verlag, 2008, S. 143-148.

KRÄMER, C. ; HLKER, L. ; BÖHM, H.: Influence of crank length and crank width on maximal hand cycling power and cadence. In: *European Journal of Applied Physiology* 106 (2009), Nr. 5, S. 749-757. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1062-1>

KRÄMER, C. ; SCHNEIDER, G. ; BÖHM, H. ; KLÖPFER, I. ; SENNER, V.: Effect of different handgrip angles on work distribution during hand cycling at submaximal power levels. In: *Ergonomics* 52 (2009), Nr. 10, S. 1276-1286. <http://dx.doi.org/10.1080/00140130902971916>