

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Fachgebiet für Sportgeräte und Materialien

Vergleichende Bewertung des konventionellen Antriebes mit alternativen Antriebskonzepten für das Behindertensportgerät Handbike

Isabella Tina Klöpfer-Krämer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Philosophie (Dr. phil.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. J. Loibl

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. V. St. Senner

2. Univ.-Prof. Dr. R. M. Oberhoffer

Die Dissertation wurde am 03.06.2008 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sportwissenschaft am 23.03.2009 angenommen.

Zusammenfassung

In den letzten Jahren hat die Sportart Handbiken unter Rollstuhlsportlern rasant an Popularität gewonnen. Im Jahre 2004 war Handbiken zum ersten Mal als eigene Disziplin bei den Paralympics vertreten. Vor dem Hintergrund, dass der komplette Antrieb vom normalen Fahrrad übernommen wurde, stellt sich die Frage, ob dieser auch für das Hand-Arm-Schulter-System, sowie in Bezug auf verschiedene Läsionshöhen biomechanisch die beste Lösung darstellt. Ziele der vorliegenden Untersuchung waren es, anhand theoretischer Überlegungen alternative Antriebsbewegungen abzuleiten und diese hinsichtlich des metabolischen Energieverbrauches während der Bewegung zu vergleichen.

Methoden: In einem eigens entwickelten Handbike-Versuchsstand wurden drei verschiedene Antriebskonzepte umgesetzt: die klassische Kurbelbewegung, schräggestellte Kurbeln (nach innen bzw. außen gekippt) und eine elliptische Bewegung. Zusätzlich wurden alle variablen Parameter (Rückenlehnenwinkel, Sitzabstand, Antriebshöhe) eines handelsüblichen Handbikes protokolliert. N=30 gehfähige (able-bodied, AB) und n=13 querschnittgelähmte Probanden (spinal cord injury, SCI) führten für alle drei Antriebskonzepte jeweils einen Stufentest mit Spirometrie (VO_2 , VCO_2 , HF, Laktat) durch. Mittels dieser Parameter wurde der physiologische Wirkungsgrad, definiert als Quotient von Leistung am Ergometer und durch den Athleten aufgebrauchte metabolische Energie, berechnet. Die Anfangsbelastung betrug 20 Watt und die Stufendauer drei Minuten. Die Steigerung pro Stufe und das Abbruchkriterium variierten je nach Läsionshöhe, Fitnesslevel und Geschlecht (AB: bis zur subjektiven Ausbelastung; männlich Steigerung 20 Watt, weiblich 10 Watt; SCI: bis zur submaximalen Ausbelastung; Probanden aus klinischem Bereich (CLIN): Tetraplegiker (TP): 5 Watt, Paraplegiker (P): 10 Watt; Probanden aus Rollstuhlsportverein (RSV): TP: 10 Watt, P: 20 Watt). Nach jedem Stufentest wurden die Antriebskonzepte anhand eines Fragebogens mit vierstufiger Ratingskala subjektiv bewertet.

Ergebnisse: Das subjektive Ranking aus dem Fragebogen zeigte für beide Gruppen eine Bevorzugung der schräggestellten Kurbeln (AB: 43% Rang 1, SCI: 69% Rang 1). Bezüglich des physiologischen Wirkungsgrades wurde mit dem konventionellen Antrieb für beide Gruppen der höchste Wert erreicht (AB:

47%, SCI: 46%), gefolgt von der Schrägstellung (AB: 30%, SCI: 39%). Der Wirkungsgrad des elliptischen Antriebs hängt von der individuellen Anthropometrie (Armlänge) der Probanden ab. Für die Wirkungsgrade an der individuellen anaeroben Schwelle (IAT) wurde für die männlichen Gehfähigen ein signifikanter Unterschied nachgewiesen (AB: männlich $p=0,004$, weiblich $p=0,102$, ANOVA, Messwiederholung). Auch hier zeigte sich der klassische Antrieb mit dem höchsten Wirkungsgrad, gefolgt von der Schrägstellung und der Ellipse.

Schlussfolgerung: Sowohl im subjektiven als auch im objektiven Ranking zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen den Antriebskonzepten. Beide Probandengruppen (AB und SCI) bevorzugten subjektiv die schräggestellten Kurbeln, obwohl der runde Antrieb bezüglich des physiologischen Wirkungsgrades am Besten abschnitt. Die elliptische Bewegung zeigte gegenüber den beiden anderen Antriebskonzepten Nachteile. Die Untersuchung hat jedoch gezeigt, dass der Wirkungsgrad und somit das zu bevorzugende Antriebskonzept, sehr stark von der individuellen Anthropometrie der Probanden abhängt. Die Studie belegt somit den Zusammenhang zwischen Anthropometrie und dem physiologischen Wirkungsgrad und unterstreicht damit die Bedeutsamkeit der individuellen Anpassung der Sitzposition und der Antriebskinematik an die Athleten.

Schlagwörter:

Querschnittlähmung, Handbike, alternatives Antriebskonzept,
Wirkungsgrad

Abstract

Within the last few years handbiking (handcycling) has become very popular among disabled athletes. In 2004 it became a paralympic discipline for the first time. As the driving movement and the drive-train have been adopted from conventional cycling it is questionable if this is the best solution for the hand-arm-shoulder system especially in combination with different levels of spinal cord injuries. The purpose of this study was to examine the relationship between different drive concepts and the metabolic energy consumption (gross efficiency (GE)).

Methods: In a specially built handbike measurement facility three drive-concepts have been realized: the conventional, a motion with tilted cranks, and an elliptical motion. Additionally all parameters of conventional handbikes (angle of backrest, distance seat to drive-train, height of drive-train) have been recorded. N=30 able-bodied (AB) and n=13 persons with spinal cord injury (SCI) absolved each three incremental tests for each drive-concept, by means of spirometric measurements. By use of these parameters, gross efficiency, defined as ratio of power output at the ergometer and enraged metabolic energy by the athlete, could be calculated. Tests started at 20 W, duration of the steps was 3 minutes. Increments of power output and end of the test varied depending on height of lesion, fitness level and sex (AB: until max. subjective exhaustion, male 20W-steps, female 10W-steps; SCI: until submax. exhaustion; SCI of the clinical group (CLIN): tetraplegic (TP): 5W-steps, paraplegic (P): 10W-steps, subjects with greater fitness (RSV): TP: 10W-steps, P: 20W-steps). After each test the suitability of the drive-concept had to be rated in a four-step rating scale questionnaire.

Results: The subjective ranking by questionnaire showed for both groups a preference of the tilted cranks (AB: 43% rank 1, SCI: 69% rank 1). Concerning gross efficiency, for both groups the highest values could be reached with the conventional drive-train (AB: 47%, SCI: 46%) followed by the tilted cranks (AB: 30%, SCI: 39%). Gross efficiency of the ellipse depends on the subjects' individual anthropometry (arm length). For gross efficiency at individual anaerobic threshold (IAT) a significant difference could be proven for the male able-bodied subjects (AB: male $p=0,004$, female $p=0,102$, ANOVA, repeated

measures). Once again the conventional drive showed the highest GE, followed by the tilted cranks and the ellipse.

Conclusion: As well as in subjective and objective ranking clear differences between the drive-trains could be shown. Both groups (AB and SCI) subjectively preferred the tilted cranks although the conventional drive was the best concerning GE. In opposite to the other drives the elliptic movement showed some disadvantages. Having a closer look at individual results it could be shown that gross efficiency and thus the preferred drive-concept depends on individual anthropometry of the subjects. With these results as well as by significant correlations with anthropometry, the meaning of an individual adjustment of the handbike and the drive-concept is proven. Thus this investigation demonstrates the correlation in-between anthropometry and gross efficiency, and shows the importance of an individual adaptation of seating position and kinematics of the drive-train.

Keywords:

Spinal cord lesion, handbike, alternative drive-concept, gross efficiency

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung 3

Abstract 5

Widmung 13

1 Einleitung..... 15

 1.1 Der Forschungsgegenstand der vorliegenden Arbeit 15

 1.2 Zum Aufbau und den Inhalten der vorliegenden Arbeit..... 17

2 Notwendiges Hintergrundwissen 19

 2.1 Die Querschnittlähmung 19

 2.1.1 Definition 19

 2.1.2 Zahlen zur Querschnittlähmung 20

 2.1.3 Leistungsdiagnostik bei Querschnittlähmung 23

 2.2 Das Handbike: seine Geschichte und dessen Entwicklung als
 Therapie- und Sportgerät..... 26

 2.2.1 Geschichtliches: Sir Ludwig Guttmann und der Weg zur
 Sporttherapie 26

 2.2.2 Geschichte des Handbikes und State of the Art..... 27

 2.2.3 Bedeutung des Handbikes für Querschnittgelähmte 29

 2.2.4 Das Handbike als Sportgerät und das aktuelle Reglement für
 Wettkämpfe 31

 2.2.4.1 Divisionen Handbike IPC 31

 2.2.4.2 Technisches Reglement IPC 32

 2.2.4.3 Reglement EHC 33

3 Aktueller Stand der Forschung zum Handbike 35

4 Theoriebildung und Vorexperimente 39

 4.1 Theoriebildung aus Literaturdaten 39

 4.1.1 Bewertung der Bewegungsgrobformen 40

 4.1.2 Ergebnisse der Bewertung 41

4.1.3	Konkretisierung der Vor-/Zurück-Bewegung	47
4.1.4	Schlussfolgerung aus der theoretischen Abhandlung	50
4.2	Theoriebildung aus Vorexperimenten	50
4.2.1	Vergleich der Handbike- mit der Ruderbewegung	50
4.2.2	Kraftmessung.....	52
4.2.3	Rückschlüsse aus Kraftmessung und den Vorexperimenten	53
4.3	Hypothesenformulierung	54
5	Hauptuntersuchung.....	59
5.1	Übersicht der Methoden	59
5.2	Aufbau des Versuchsstands.....	59
5.3	Versuchsplanung.....	62
5.4	Ablauf der Messtermine.....	63
5.5	Fragebogen	69
5.6	Stufentests und Belastungsschemata	70
5.6.1	Datenerfassung Stufentest mit gefährigten Probanden.....	71
5.6.2	Datenerfassung Stufentest mit querschnittgelähmten Probanden .	72
5.7	Berechnung Wirkungsgrad	73
5.8	Datenaufbereitung und Auswertung	75
5.9	Statistische Analyse	78
5.9.1	Deskriptive Verfahren	78
5.9.2	Inferenzstatistische Verfahren.....	79
6	Ergebnisse	81
6.1	Ergebnisse Spirometrie	81
6.1.1	Objektiver Vergleich und subjektive Bewertung	81
6.1.2	Wirkungsgrade an der IAT	85
6.1.3	Spirometrische Messwerte.....	87
6.1.3.1	Maximal erreichte Leistung.....	88

6.1.3.2	Maximal erreichte Herzfrequenz	89
6.1.3.3	Maximal erreichter Respiratorischer Quotient (RQ)	90
6.1.3.4	Maximal erreichte Sauerstoffaufnahme (VO ₂).....	90
6.1.3.5	Maximal erreichtes Laktat	92
6.1.4	Korrelation von Dauer der Rollstuhlabhängigkeit und Anthropometrie mit dem Ranking für den Wirkungsgrad über alle Wattstufen	93
6.2	Ergebnisse Befragung	95
6.2.1	Unterschiede in der Beantwortung für die drei Antriebskonzepte ..	96
6.2.2	Korrelation der Anthropometrie mit dem subjektiven Ranking	99
6.2.3	Ergebnisse Sitzposition (Wunscheinstellungen)	100
6.2.3.1	Korrelationen zwischen den Einstellungen	100
6.2.3.2	Unterschiede zwischen den Einstellungen der drei Antriebskonzepte	103
6.2.3.3	Einstellung der Schrägstellung.....	104
6.2.3.4	Einstellung der Ellipsen-Orientierung.....	105
6.2.3.5	Korrelation der Einstellungen mit Daten zur Anthropometrie, Läsionshöhe, Handbikeerfahrung	106
6.2.3.6	Faustformel zu einer individuellen Einstellung der Sitzposition	112
6.3	Vergleich der Ergebnisse von gehfähigen und querschnittgelähmten Probanden	114
6.3.1	Vergleich der Wirkungsgrade	114
6.3.2	Vergleich maximale Leistung	115
6.3.3	Vergleich der subjektiven Bewertung im Fragebogen.....	115
6.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	117
7	Diskussion.....	121
7.1	Vergleich der Messdaten mit Daten aus der Literatur.....	121
7.2	Prüfen und Diskussion der Ergebnisse.....	127

7.2.1	Hypothesen zu den spirometrischen Messwerten.....	127
7.2.2	Hypothesen zu Sitzeinstellungen und Fragebogen.....	133
7.3	Methodik und Limitierungen	140
8	Schlussfolgerungen und Ausblick	143
	Literaturverzeichnis.....	147
	Abkürzungsverzeichnis.....	161
	Abbildungsverzeichnis.....	165
	Tabellenverzeichnis.....	167
	Anhang	173
	Danksagung	215
	Lebenslauf.....	217

*Le mouvement fait partie de notre nature. La tranquillité absolue est la mort.
(Zu unserer Natur gehört die Bewegung. Die vollkommene Ruhe ist der Tod.)*

Blaise Pascal (1623-62), frz. Mathematiker u. Philosoph

Für meine Eltern

als Dank für die liebevolle Unterstützung, dauerhafte Motivation und dafür,
dass sie mir diese Doktorarbeit ermöglicht haben.

1 Einleitung

Das Handbike gilt aufgrund seiner einfachen Nutzbarkeit mittlerweile wohl als das populärste Behindertensportgerät. Doch die Weiterentwicklung des Sportgerätes führt wie etliche Bereiche des Behinderten(leistungs-)sportes eher ein Schattendasein, sodass die Entwicklung meist von einzelnen ambitionierten Sportlern ausgeht. Die vorliegende Dissertation soll einen technischen Aspekt des Handbikes – die Antriebseinheit – herausgreifen und sich mit einer effizienteren und für Querschnittgelähmte optimierten Antriebsbewegung beschäftigen. Die nachfolgenden Kapitel sollen dabei einen ersten Einblick in das Forschungsproblem der vorliegenden Arbeit, sowie eine knappe Darstellung zum Aufbau der Arbeit und deren Inhalte geben.

1.1 Der Forschungsgegenstand der vorliegenden Arbeit

Das Handbike unterliegt seit Jahren einer fortlaufenden Entwicklung (das erste kommerzielle Handbike kam 1989 auf den Markt) und einer ebenso rasant ansteigenden Popularität. Nicht zuletzt seit der Integration als paralympische Disziplin bei den Olympischen Spielen 2004 in Athen erfreut sich das Handbike einer immer größeren Beliebtheit unter den Rollstuhlfahrern – als Sportgerät und auch als Fortbewegungsmittel.

Der Antrieb des Handbikes besteht jedoch auch heute noch aus gängigen Fahrradkomponenten und wurde letztendlich vom Fahrrad komplett übernommen. Die vorliegende Arbeit widmet sich der Fragestellung ob dieser, für die untere Extremität konzipierte und perfektionierte Antrieb, aus biomechanischer Sicht auch der für die obere Extremität Optimale ist (s. Abb. 1).

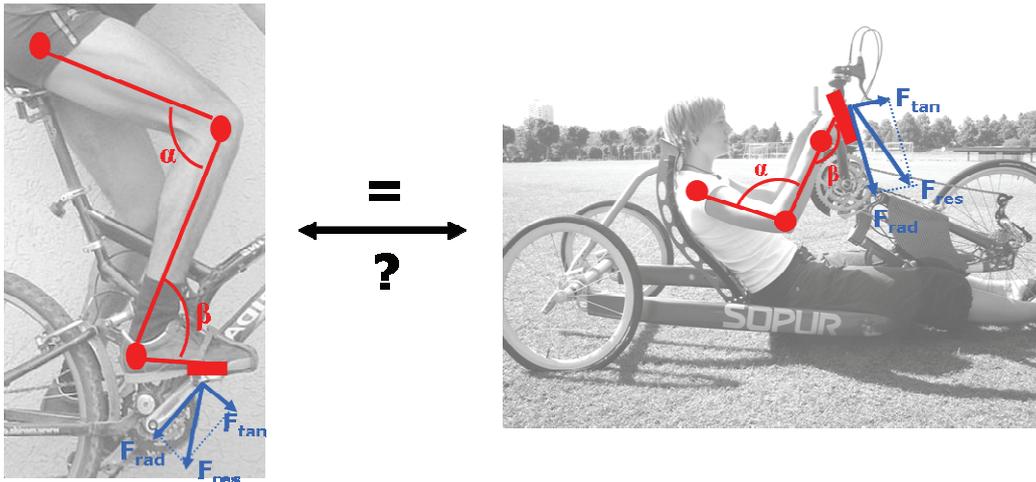


Abb. 1: Biomechanische Verhältnisse obere und untere Extremität im Vergleich

Das Schultergelenk, welches sich in der Anatomie von der des Hüftgelenks grundlegend unterscheidet, besitzt deutlich mehr Bewegungsfreiheiten und ermöglicht somit auch mehr Bewegungsformen und Krafteinsätze.

Vor diesem Hintergrund ist es naheliegend nach alternativen Antriebsformen für das Handbike zu suchen. Dem liegen folgende Fragen zugrunde:

1. Gibt es Antriebsformen die insgesamt effizienter, also weniger arbeitsintensiv, für den Athleten sind?
2. Gibt es Antriebskonzepte, die vom Sportler geringere Krafteinsätze fordern?
3. Gibt es Antriebskonzepte, die (kurzzeitig) höhere Fahrgeschwindigkeiten erlauben?
4. Gibt es Antriebskonzepte, die von den Athleten subjektiv bevorzugt werden?
5. Besteht ein Zusammenhang zwischen subjektiver Bevorzugung und einer hohen Effizienz der Antriebskonzepte?
6. Besteht ein Zusammenhang zwischen subjektiver Bevorzugung bzw. hoher Effizienz mit den Körpermaßen (z. B. Armlänge, Sitzhöhe) der Athleten?
7. Gibt es Antriebsformen, die für Athleten mit bestimmten Läsionshöhen besser geeignet sind als für andere?
8. Gibt es Antriebsbewegungen, die in Ihrer Ausführung die Gelenke weniger belasten, also aus präventiver Sicht besonders geeignet sind?
9. Gibt es eine Faustformel, dafür wie die Sitzeinstellungen für eine Antriebsform optimal vorzunehmen sind?

10. Besteht ein Zusammenhang zwischen den Sitzeinstellungen und den Körpermaßen des Athleten?

Das Ziel eines biomechanisch optimierten Antriebskonzeptes ist es zum einen höhere Fahrgeschwindigkeiten zu ermöglichen, zum anderen längere Strecken zurückzulegen (Fragen 1 bis 3). Außer einer objektiven Bewertung zum Beispiel anhand des physiologischen Wirkungsgrades eines Antriebes (Bestimmung über den metabolischen Energieverbrauch während der Bewegung), spielt jedoch auch das subjektive Empfinden der Athleten (Frage 4) eine entscheidende Rolle. Interessant ist es festzustellen ob ein Zusammenhang zwischen der subjektiven und objektiven Bewertung besteht (Frage 5) bzw. ob die Bewertungen abhängig von der Anthropometrie der Sportler sind (Frage 6). Weiterhin sollen die Sitzeinstellungen in Abhängigkeit des Antriebskonzeptes sowie der Anthropometrie des Athleten berücksichtigt werden (Frage 9, 10). Besonders wichtig ist es das Antriebskonzept des Handbikes an die Läsionshöhe der Sportler anzupassen. Es ist davon auszugehen, dass für verschiedene Läsionshöhen unterschiedliche Antriebsbewegungen besser geeignet sind (Frage 7). Diese Fragen sollen innerhalb der vorliegenden Arbeit geklärt werden.

Da das Schultergelenk von Rollstuhlfahrern meist schon einer Überlastung unterliegt, ist es wichtig die Gelenkbelastung bei alternativen Bewegungen gering zu halten (Frage 8). Diese Überlegungen konnten im Rahmen dieser sportwissenschaftlichen Arbeit nicht bearbeitet werden, sollen jedoch im Rahmen einer Promotion im Bereich Ingenieurwissenschaft (Promotion Krämer, C.) beantwortet werden. Hier werden mit Hilfe von mathematischen Muskel-Skelettmodellen und den darauf beruhenden Simulationen die Informationen zu Gelenkbelastungen geliefert.

1.2 Zum Aufbau und den Inhalten der vorliegenden Arbeit

Die vorgestellte Arbeit gliedert sich im Wesentlichen in drei Teile:

- Darstellung und Aufarbeiten des notwendigen Hintergrundwissens
- Vorexperimente zur Theoriebildung, aus welchen schließlich die der vorliegenden Arbeit zugrunde liegenden Hypothesen abgeleitet werden

- Hauptuntersuchungen, in welchen die Hypothesen im Rahmen von Experimenten verifiziert bzw. falsifiziert werden

In Kapitel 2 werden nachfolgend das für ein besseres Verständnis der Arbeit notwendige Hintergrundwissen zur Querschnittlähmung, Besonderheiten der Leistungsdiagnostik sowie ein Überblick zu dem technischen Reglement für das Handbike in Wettkämpfen gegeben.

Kapitel 3 gibt einen knappen Überblick mit Literaturangaben zu dem aktuellen Forschungsstand zum Thema Handbike.

Kapitel 4 weist den Weg der Theoriebildung, der Suche nach alternativen Bewegungsformen und schließlich der Hypothesenformulierung auf.

Die Methodik der Hauptexperimente und Schritte der statistischen Auswertung werden detailliert in Kapitel 5 dargestellt.

Die Kapitel 6 und 7 beschäftigen sich mit der Daten- und Ergebnisdarstellung sowie der anschließenden Diskussion. Die Schlussfolgerungen aus dieser Arbeit werden in Kapitel 8 aufgeführt.

2 Notwendiges Hintergrundwissen

Dieses Kapitel soll das Lesen der vorliegenden Arbeit erleichtern und ein Hintergrundwissen zu medizinischen Aspekten der Querschnittlähmung, Zahlen zu Betroffenen, Besonderheiten der Leistungsdiagnostik und natürlich den Entwicklungsweg des Handbikes aufzeigen.

2.1 Die Querschnittlähmung

2.1.1 Definition

Die Querschnittlähmung als Kontinuitätsunterbrechung der neuralen Verbindung zwischen Gehirn und Körper kann auf unterschiedlichen Ursachen beruhen. Die Schädigung des Rückenmarks (medulla spinalis) ist meist traumatisch bedingt (Verkehrsunfälle). Sie kann aber auch durch Druck bei raumfordernden (Tumore, Metastasen) sowie anhand von degenerativen Prozessen (Bandscheibe, Wirbelkörper) erfolgen. Außerdem können Entzündungen (z. B. Enzephalitis), Durchblutungsstörungen, spezielle Erkrankungen (Multiple Sklerose) oder angeborene Fehlbildungen des Rückenmarks (Spina bifida) eine Querschnittlähmung bedingen (Peters, Raabe-Oetker, 1997). Weiterhin kann zwischen kompletter und inkompletter Querschnittlähmung unterschieden werden: Beim kompletten Querschnittsyndrom ist das gesamte Rückenmark in seinem Durchmesser auf einer Höhe geschädigt, beim inkompletten Querschnittsyndrom nur ein Teilbereich (Brown-Séquard-Syndrom: halbseitige Schädigung des Myelons; vorderes/zentrales Rückenmarksyndrom) (Michel, 1995). Entsprechend der Art der Läsion sind auch die Auswirkungen unterschiedlich. Da auf einer Ebene des Rückenmarks nicht nur Funktionen zur Innervation von Muskeln sondern auch zur sensorischen Versorgung von Hautarealen und des vegetativen Nervensystems (Parasympathikus, Sympathikus) liegen, kommt es auch zu vegetativen und sensorischen Ausfällen. Es kommt also auch zum Fehlen von motorischen Fremd- und Eigenreflexen, zum Ausfall von Mastdarm- und Blasenkontrolle, Sexualfunktion, Sensibilität sowie Störungen von Kreislauf-, Atem- und Thermoregulation. Beim kompletten Querschnittsyndrom kommt es unterhalb der Läsion zu der Trias von Ausfall motorischer, sensibler und

vegetativer Funktionen (Felleiter, Reinbott, Michel, Baumberger, 2004). Beim inkompletten Querschnitt fallen vereinfacht gesagt nur Teilbereiche aus. Für den sportlich aktiven Rollstuhlfahrer ergeben sich daraus verschiedenste Einschränkungen. So besteht z. B. durch die verminderte bzw. fehlende Fähigkeit zum Schwitzen die Gefahr einer Hyperthermie (Überhitzung) (Theisen, Vanlandewijck, Sturbois, Francaux, 2000; Theisen, et. al, 2001; Theisen, Vanlandewijck, 2002). Die verminderte oder auch gänzlich fehlende Sensibilität unterhalb der Läsion führt zu einer erschwerten Sitzbalance und der Gefahr zur Entwicklung von Dekubitusulcera.

Weiterhin ist auch eine Unterscheidung nach der Läsionshöhe von Bedeutung. So führen (komplette) Rückenmarksschädigungen auf der Höhe des Halsmarks (C₁₋₈) zu einer Tetraplegie (alle vier Extremitäten betroffen) und bei einer Schädigung von Brust- und Lendenmark (Th₁ und tiefer) zu einer Paraplegie (Rumpfanteile und untere Extremitäten betroffen) (Michel, 1995).

2.1.2 Zahlen zur Querschnittlähmung

Die aktuellen Zahlen des Statistischen Bundesamts Deutschland geben für das Jahr 2003 in der Schwerbehindertenstatistik eine Gesamtzahl von 6.638.892 Schwerbehinderten an (entspricht einem Anteil von rund 8,0% der Bevölkerung). Als schwerbehinderte Menschen gelten Personen, die einen Grad der Behinderung (GdB) von 50% oder mehr zuerkannt bekommen haben. Zudem wird die Einteilung der Behinderungsart „nicht primär an der ursächlichen Krankheitsdiagnose (z. B. Multiple Sklerose), sondern an der Erscheinungsform der Behinderung und der durch sie bestimmten Funktionseinschränkung (z. B. funktionelle Veränderung an den Gliedmaßen) orientiert“ (Statistisches Bundesamt, Statistik der Schwerbehinderten Menschen, 2003, Erläuterungen). Die Zahlen stellen sich folgendermaßen dar: 1989 mit 5,3 Mio. Betroffenen, 2001 mit einem Gipfel von 6,7 Mio. und im Jahre 2003 leicht rückläufig mit 6,6 Mio. Schwerbehinderten.

Von dieser Gesamtzahl waren 16.794 Querschnittgelähmte. Das Gros von 3.883 Querschnittgelähmten ist im Alter von 35–45 Jahren anzutreffen (45-55 Jahre: 3.193; 25-35 Jahre: 2.140 Personen). Als Hauptursache für die

Querschnittlähmung (s. Abb. 2) mit 7.421 Personen stehen „allgemeine Krankheit (inklusive Impfschaden)“, die zweitgrößte Gruppe von 2.849 erlitt ihre Querschnittlähmung durch einen Verkehrsunfall, gefolgt von 1.946 Fällen bedingt durch „Arbeitsunfall (einschl. Wege- und Betriebswegeunfall), Berufskrankheit“ und 1.825 Personen durch „sonstige oder nicht näher bezeichnete Unfälle“ (Statistisches Bundesamt, Statistik der Schwerbehinderten Menschen, 2003).

Ursachen der Querschnittlähmung

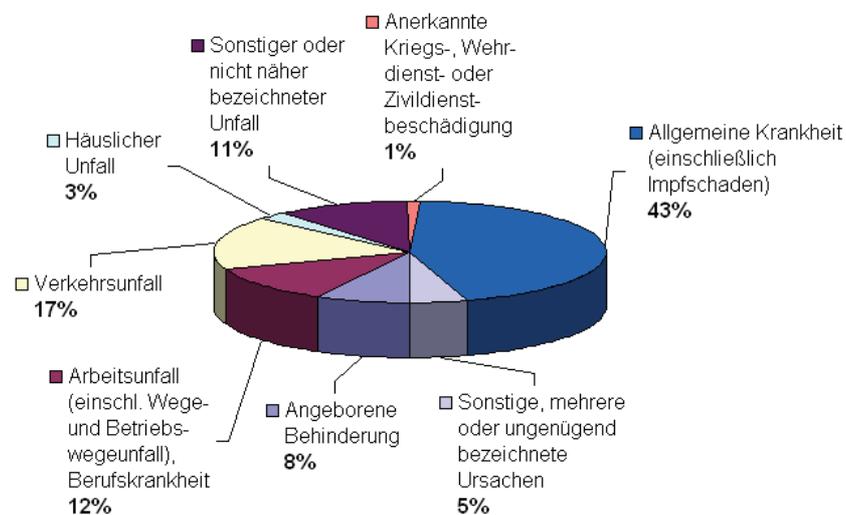


Abb. 2: Ursachen der Querschnittlähmung (Datenquelle: Statistisches Bundesamt, Statistik der Schwerbehinderten Menschen, 2003)

Wie das Schweizer Paraplegiker-Zentrum Nottwil für den Zeitraum von 1999 bis 2003 angibt, liegen ein Gipfel unfallbedingter Rückenmarkverletzungen in der Altersgruppe von 15 bis 19 Jahren und ein weiterer Gipfel in der Gruppe von 45 bis 49 Jahren.

Die Grafik in Abb. 3 zeigt auch für die Verteilung Läsionshöhen zwei Maxima.

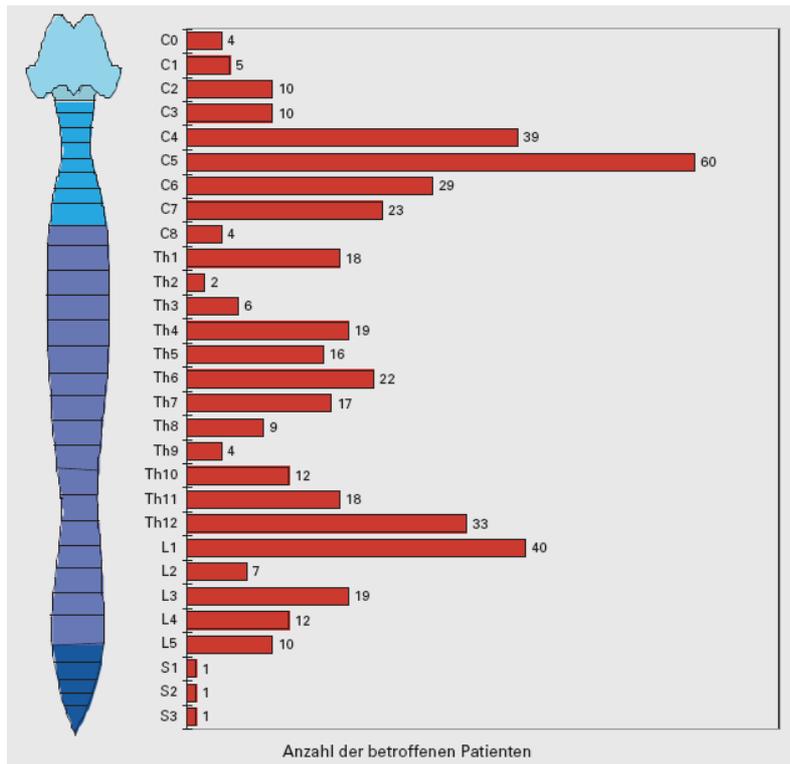


Abb. 3: Neurologisches Niveau der unfallbedingten Lähmungen, Schweizer Paraplegiker-Zentrum Nottwil, 1999-2003, n= 470; (Quelle: Felleiter, Reinbott, Michel, Baumberger, 2004)

Einer liegt bei einer Höhe des Rückenmarks von C₄ / C₅ (21% der Betroffenen), welches zu einer erheblichen Beeinträchtigung des Betroffenen führt. Zusätzlich zu den oben bereits genannten motorischen, sensiblen und vegetativen Ausfällen, zeigen sich hier weitere gravierende Folgen. Dem Segment C₄ entspringen unter anderem die Nervenfasern (s. Tab. 1) welche zur Innervation des Zwerchfells nötig sind (bei deren Ausfall Beatmung nötig) als auch des m. deltoideus (Abduktion des Armes). Das Segment C₅ ist auch zuständig für den m. biceps brachii, was bei einem Funktionsausfall die Armbeugung und damit z.B. das Führen der Hand zum Mund verwehrt.

Das zweite Maximum liegt bei einer Läsionshöhe von Th₁₂ / L₁ (16% der Betroffenen), was zu einem Ausfall der Interkostalmuskulatur und der Bauchmuskeln führt. Dies hat Auswirkungen auf eine verminderte Rumpfstabilität, Sitzbalance und auch auf das Atemvolumen (Buck & Beckers, 1993).

Tab. 1: Kennmuskeln zur motorischen Typisierung (Quelle: Buck & Beckers, 1993, S.5)

Rückenmarksegment	Kennmuskel
C ₁₋₃	Nackenmuskel, M. trapezius pars ascendens
C ₄	Zwerchfell, M. deltoideus
C ₅	M. biceps brachii
C ₆	M. extensor carpi radialis
C ₇	M. triceps brachii
C ₈	M. flexor digitorum
Th ₁	Kleine Handmuskulatur
Th ₂₋₁₂	Interkostalmuskulatur
Th ₇ -L ₁	Bauchmuskeln
L ₂	M. iliopsoas, Adduktorenmuskulatur
L ₃	M. quadriceps femoris
L ₄	M. tibialis anterior
L ₅	M. tibialis posterior, M. extensor hallucis
S ₁	M. gastrocnemius, M. soleus, M. flexor hallucis
S ₂	M. flexor digitorum
S ₃	Blase und Darm

2.1.3 Leistungsdiagnostik bei Querschnittlähmung

Bei einer Rückenmarksverletzung kommt es auch zu einer Schädigung des vegetativen Nervensystems, welches aus den drei Anteilen Sympathikus, Parasympathikus und dem enteritischen Nervensystem besteht. Dessen Leitungsbahnen laufen auch durch die Medulla spinalis und sind zuständig für die Kontrolle der Organfunktionen: Herz-, Kreislauf- und Atmungsfunktion, Verdauung, Stoffwechsel, Ausscheidung, Wärme- und Energiehaushalt. Somit stimuliert das System auch die Herzmuskulatur, die Drüsen und die gesamte glatte Muskulatur des Körpers (Faller, 1999). Die für die einzelnen Organe zuständigen Ganglien werden wiederum von bestimmten Rückenmarkssegmenten versorgt (s. Abb. 4).

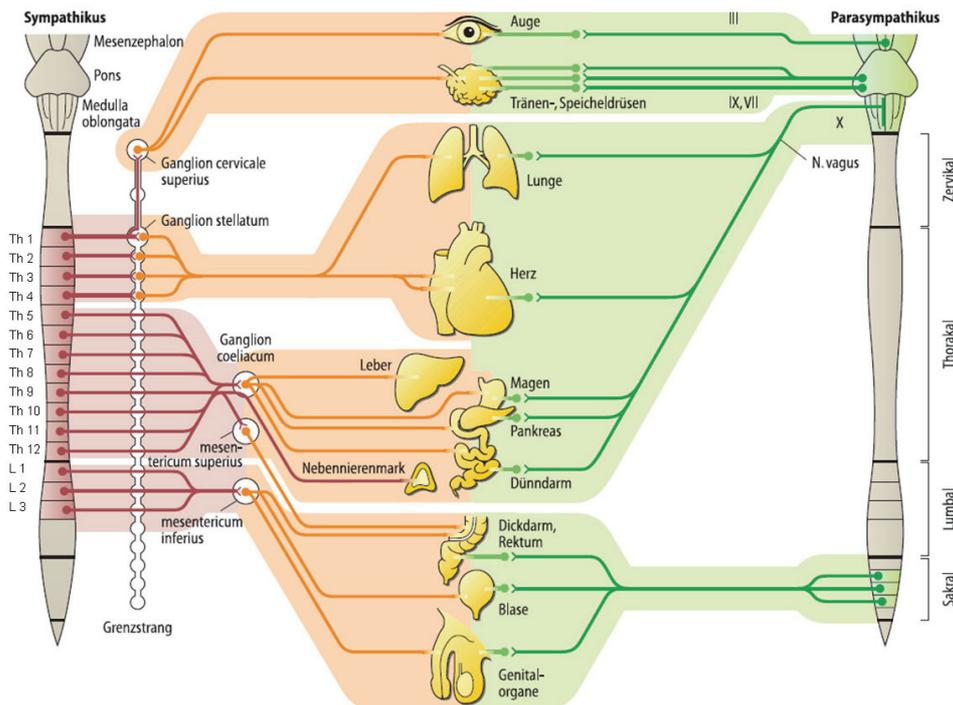


Abb. 4: Ursprünge von Sympathikus und Parasympathikus und die von ihnen innervierten Organe (Quelle: Birbaumer, Schmidt, 2006)

Wie aus der Grafik zu erkennen ist, wird das Herz über das Ganglion stellatum sympathisch innerviert. Dessen präganglionäre Neurone entspringen dem Niveau von Th₁₋₄. Die präganglionären Neurone, die zum Ganglion coeliacum ziehen und damit unter anderem das Nebennierenmark (Produktionsstätte von Adrenalin und Noradrenalin: führt zur Erhöhung von HF, Schlagvolumen, etc.) sympathisch innervieren, treten überwiegend zwischen Th₅₋₉ aus. Dies führt bei Rückenmarkverletzten je nach Läsionshöhe zu Veränderungen von kardiozirkulatorischen und metabolischen Reaktionen unter Belastung. So zeigt sich bei Tetraplegikern beispielsweise eine Regulationsstarre der Herzfrequenz (HF_{max} bei 110/min). Bei Paraplegikern kommt es bei Armarbeit zu annähernd normalen Belastungsreaktionen, es kann jedoch zu einer hypertonen Blutdrucklage kommen. Generell sind Ergebnisse aus der Laktatdiagnostik für die Trainingsgestaltung nutzbar, für Tetraplegiker sind jedoch noch sehr wenige Daten vorhanden (Schmid, 2002). Ausführliche Abhandlungen zu leistungsphysiologischen Untersuchungen bei Rollstuhlsportlern, zum Verhalten der Katecholamine (Adrenalin, Noradrenalin), der Herzfrequenz und der Sauerstoffaufnahme unter Belastung bei Rückenmarkverletzten, sowie zur

Festlegung von Standards in der Rollstuhlergometrie wurden von Schmid und Mitarbeitern aus Freiburg erarbeitet (s. Tab. 2).

Tab. 2: Untersuchungen der Gruppe um Schmid, A.

Forschergruppe	Titel
Schmid, A., Huonker, M., Aramendi, J.F., Dürr, H., Klüppel, E., Barturen, J.M., Keul, J., 1996	Herz-Kreislauf- und Stoffwechselfunktion bei ausdauertrainierten Paraplegikern
Schmid A., Huonker M., Stahl F., Barturen J.M., König D., Heim M., Lehmann M., Keul J., 1998a	Free plasma catecholamines in spinal cord injured persons with different injury levels at rest and during exercise
Huonker, M., Schmid, A., Sorichter, S., Schmidt-Trucksäß, A., Mrosek, P., Keul, J., 1998b	Cardiovascular differences between sedentary and wheelchair-trained subjects with paraplegia
Schmid A., Huonker M., Barturen J.M., Stahl F., Schmidt-Trucksäss A., König D., Grathwohl D., Lehmann M., Keul J., 1998c	Catecholamines, heart rate, and oxygen uptake during exercise in persons with spinal cord injury
Schmid, A., Huonker, M., Aramendi, J.F., Klüppel, E., Barturen, J.M., Grathwohl, D., Schmidt-Trucksäß, A., Berg, A., Keul, J., 1998d	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
Schmid, A., Huonker, M., Stober, P., Barturen, J.-M., Schmidt-Trucksäß, A., Dürr, H., Völpel, H.-J., Keul, J., 1998e	Physical performance and cardiovascular and metabolic adaptation of elite female wheelchair basketball players in wheelchair ergometry and in competition
Schmid, A., 1999	Leistungsphysiologische Untersuchungen bei unterschiedlichen Sportarten des Behinderten-Leistungssports
Schmid, A., Halle, M., Stütze, C., König, D., Baumstark, M.W., Storch, M.-J., Schmidt-Trucksäß, A., Lehmann, M., Berg, A., Keul, J., 2000	Lipoproteins and free plasma catecholamines in spinal cord injured man with different injury levels
Schmid, A., Schmidt-Trucksäß, A., Huonker, M., König, D., Eisenbarth, I., Sauerwein, H., Brunner, C., Storch, M.J., Lehmann, M., Keul, J., 2001	Catecholamines response of high performance wheelchair athletes at rest and during exercise with autonomic dysreflexia
Schmid, A., 2002	Rollstuhlergometrie - Standards der Sportmedizin

2.2 Das Handbike: seine Geschichte und dessen Entwicklung als Therapie- und Sportgerät

2.2.1 Geschichtliches: Sir Ludwig Guttmann und der Weg zur Sporttherapie

Dass heutzutage Sport und Querschnittlähmung untrennbar scheinen, war nicht schon immer selbstverständlich. Die Entwicklungen gehen dabei auf die Zeit des 2. Weltkrieges und auf Sir Ludwig Guttmann zurück (Müller, S., 2002, S. 210). Professor Sir Ludwig Guttmann, Neurologe, der während des 2. Weltkriegs im Stoke Mandeville Hospital, Aylesbury / England tätig war, setzte im Bereich der Behandlung und Rehabilitation querschnittgelähmter Menschen völlig neue Maßstäbe (Scruton, 1998).

Zu der damaligen Zeit lag die Lebenserwartung für Menschen mit einer Querschnittlähmung bei ca. 2-3 Jahren, da die Betroffenen oftmals an einer Sepsis durch Dekubitusulcera oder an Nierenschäden durch über die gelähmte Blase aufgestiegene Infektionen verstarben.

Im Jahr 1944 eröffnete Sir Ludwig Guttmann schließlich auf den Beschluss der britischen Regierung hin im Stoke Mandeville Hospital das Zentrum für Querschnittgelähmte. Er führte dabei ein umfassendes Konzept der Rehabilitation – psychologisch und sozial – ein, welches sich an verschiedenen Grundsätzen orientierte. Einer davon war die Mobilisierung bereits vorhandener Fähigkeiten und den Ausbau kompensatorischer Funktionen um das Leben der querschnittgelähmten Menschen zu verlängern und, deren Unabhängigkeit zu fördern. Um diese Ziele zu erreichen, waren unter anderem neue Behandlungsmethoden nötig – hierunter auch sportliche Aktivitäten. Sir Ludwig Guttmann führte z. B. Übungen am Punchingball (s. Abb. 5), Kletterseil, Kegeln oder auch das Rollstuhl-Polo ein.



Abb. 5: Übungen am Punchingball während des Klinikaufenthalts (Quelle: Guttman, 1979, S.23)

Durch den großen Erfolg des Sports in der klinischen Behandlung wurden am 28. Juli 1948 schließlich die Spiele von Stoke Mandeville gegründet: ein jährlich stattfindendes Sportfest für Gelähmte, eine Art Vorreiter zu den Paralympics. Der Rhythmus – die Durchführung eines Internationalen Stoke Mandeville-Festes zu jeden Olympischen Spielen – wurde bis heute beibehalten.

In allen Querschnittszentren ist der Sport auch heute fester Bestandteil der Therapie. Die Patienten erkennen, dass sie trotz ihrer Behinderung Sport treiben können und das bis hin zum Niveau des Leistungssports. Durch den Sport kann der Rollstuhlfahrer seine Unabhängigkeit wieder erarbeiten und erkennen, sowie gleichzeitig sein Handling mit dem Rollstuhl spielerisch schulen.

2.2.2 Geschichte des Handbikes und State of the Art

Bereits im 17. Jahrhundert konstruierte Stephan Farfler das erste Handbike. Farfler, der von Beruf Uhrmacher war, erlitt im Alter von 3 Jahren einen Unfall, der zur Querschnittlähmung führte. Dieses erste Handbike, der „Farflerskunstwagen“ (s. Abb. 6), baute sich Farfler, um wieder selbsttätig in die Kirche gehen zu können (Sawatzky, 2002; http://de.wikipedia.org/wiki/Stephan_Farfler, http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html, Zugriff am 22. November 2006).

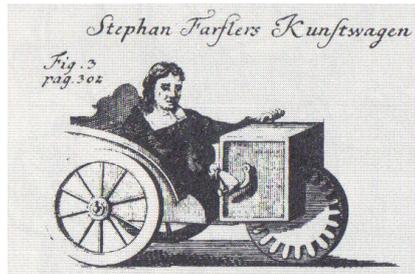


Abb. 6: Farflers Rollstuhl von 1655; (Quelle: Leufen, J., Möller, E., 1987; Sawatzky, 2002)

Die weitere Entwicklung der Handbikes setzte sich ebenso durch Tüfteleien einzelner engagierter Rollstuhlfahrer, die sich aus normalen Fahrradteilen ein Bike „zusammenschraubten und –schweißten“, fort. Einer dieser Vorreiter war Hans Olpp, der sich an die ersten Handbikekonstruktionen heranwagte. In Deutschland kam die Firma Stricker 1989 als erster kommerzieller Anbieter mit einem Adaptivbike auf den Markt, in den USA die Firma Shadow 1990 mit dem „Cycle One“.

Die ersten reinen Sportbikes entstanden durch Chris Peterson (USA, 1991), in Europa durch Kees van Breukelen und Gregor Golombek (1993). Im Frühjahr 1995 entwickelten schließlich Heino Schull und Wolfgang Peterson das erste deutsche Racebike. Diese Racebikes wurden auch in jüngster Zeit bzgl. einer Variation der Sitzposition weiter modifiziert. Es gibt die herkömmliche sitzende bis liegende Position des Athleten sowie eine knieende Position (s. Abb. 7).

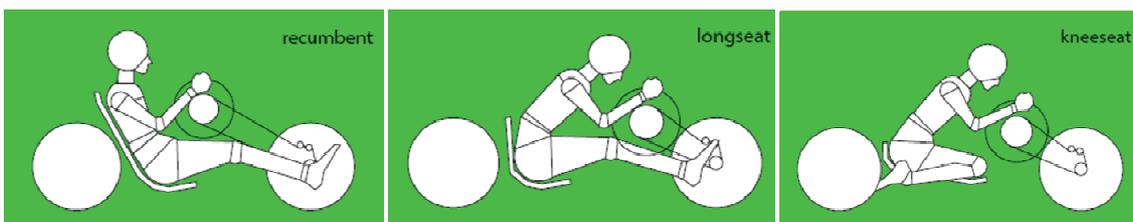


Abb. 7: Verschiedene Sitzpositionen im Racebike (Quelle: van Breukelen, 2001, S.1)

Die liegende Position wird hierbei eher von Athleten mit höherem Querschnitt gefahren, während die knieende Position nur für Querschnittgelähmte mit tiefem Querschnitt oder für Beinamputierte möglich ist. Diese Position erfordert ausreichende Rumpfstabilität und Sitzbalance (s. Tab. 1).

Durch die vermehrte Sporttauglichkeit der Handbikes kam es schließlich 1993 auch zu ersten Wettkämpfen, die noch im Rahmen der Liegeradrennen der „Human Powered Vehicles“ (HPV; Verein der sich mit neuartigen

Fahrradkonstruktionen und Liegerädern befasst) stattfanden. Der Anfang der Handbikerennen lag dabei wohl in den vielfach stattfindenden Stadtmarathons. Die Organisation und Umsetzung der Handbikerennen besserte sich zusehends, als im Jahr 1998 die Handbiker in die Radsport-Abteilung des Deutschen Behindertensportverbands (DBS) integriert wurden und im Deutschen Rollstuhlsportverband (DRS) ein eigener Fachbereich gegründet wurde.

Auch, was das Leistungsspektrum angeht, konnten von den ersten Handbikerennen – die Durchschnittsgeschwindigkeit lag hier noch bei ca. 30 km/h – bis zum heutigen Tag zu einer Durchschnittsgeschwindigkeit von 34,07 km/h bei einer Strecke von 44 km (Paralympics Athen 2004) große Schritte getan werden (Schmull, http://www.handbike.de/handbikes_de.html, Zugriff am 22. November 2006). Auch die Distanzen, die in diversen Rennen zurückgelegt werden, haben mittlerweile die Marathon-Distanz weit überschritten: beispielsweise 177 km bei der "Tour de Lac Lemane" um den Genfer See, oder auch das Styrkeprøven (= Kraftprobe) –Rennen von Trondheim nach Oslo (540 km, 4.500 Höhenmeter und ein Zeitlimit von 40 Stunden) welches Errol Marklein als Handbiker erfolgreich beendete.

2.2.3 Bedeutung des Handbikes für Querschnittgelähmte

Für das Erarbeiten der neuen Unabhängigkeit trägt vor allem auch der Einsatz des Handbikes in der Therapie bei. Es ermöglicht das Zurücklegen großer Distanzen und erweitert damit wieder den Aktionsradius der Betroffenen. In einer seiner Ausführungen – dem Adaptivbike, welches einfach an den Rollstuhl angeklemt werden kann (s. Abb. 8 links) – ermöglicht es dem Rollstuhlfahrer beispielsweise Alltagstätigkeiten selbstständig zu meistern.

Anhand der unter 2.1.2 dargestellten Zahlen zeigt sich, dass es leider eine große Gruppe an Betroffenen mit Querschnittlähmung gibt, von welchen wiederum ein Großteil von einer Handbike-Versorgung profitiert. Aus einem 10-Jahres-Follow-up (1995-2004) zur Hilfsmittelversorgung mit einem Handbike aus der Sporttherapie der BG Unfallklinik Murnau zeigten sich ebenfalls interessante Daten. Aus einer Fragebogenaktion mit 83 rückläufigen Bögen gaben 65% der Befragten an von Ihrem Kostenträger ein Handbike bekommen

zu haben. Von den 83 Befragten bekamen 29 ihr Handbike ohne Selbstbeteiligung von der BG bezahlt, 40 (9 mit Eigenbeteiligung) von den Krankenkassen und 14 Personen mussten sich ihr Handbike selbst oder über Spenden finanzieren. Auch zu der Nutzung des Handbikes ergaben sich aufschlussreiche Daten. So ergab sich aus den Angaben der Handbikefahrer eine durchschnittliche Nutzung ihres Bikes von 72 Tagen im Jahr. Die Entfernungen, die dabei zurückgelegt werden, ergaben Strecken von durchschnittlich 1200 km im Jahr. Genannt seien an dieser Stelle auch die Beobachtungen zu seelischem und körperlichem Wohlbefinden durch die Handbike-Nutzung, wie Verbesserung der Kondition, Ausgeglichenheit, Integration, Selbstständigkeit, Mobilität sowie Verdauungsförderung, Reduktion von Körpergewicht und Spastik (Mach, 2005).

Wichtiger Faktor des Handbikes ist, dass es den Rollstuhlfahrern einen großen Teil von Mobilität und Unabhängigkeit zurückgibt. So kann es als „Fahrrad-Ersatz“ für alltägliche Erledigungen genutzt werden, oder auch als Sportgerät. Nicht zu verachten ist neben der Mobilität auch der gesundheitliche Aspekt, welchen die Handbike-Nutzung mit sich bringt (Mukherjee, Bhowmik, Samanta, 2001). Viele Rollstuhlfahrer beklagen auch die Mühseligkeit, einen Gehsteig mitsamt seiner Absenkungen zu überwinden. Dadurch, dass im Bereich der Absenkungen immer ein Gegenschub (um den Rollstuhl die Absenkung wieder hinauf zu lenken) erzeugt werden muss, wird das bereits schon überbeanspruchte Schultergelenk des Rollstuhlfahrers noch mehr belastet. Dadurch kommt es auch zu vermehrten Scheuerbeanspruchungen an Gesäß und Becken, welche wiederum die Dekubitusgefahr erhöhen. Durch ein an den Rollstuhl anklemmbares Handbike (Adaptivbike, s. Abb. 8, links) können beide Risikofaktoren reduziert werden (van der Woude, Dallmeijer, Janssen, Veeger, 2001).



Abb. 8: Handbike-Typen: links Adaptivbike, rechts Racebike (Firma Speedy Rehatechnik, Delbrück; Quelle: <http://www.speedy.de/>)

Das Handbike an sich ist für den Rollstuhlfahrer auch die einfachste Möglichkeit sportlich aktiv zu werden (s. auch Abb. 8, Racebike) bzw. zu bleiben und damit Herz-Kreislauf-Erkrankungen vorzubeugen (Maki, Langbein, Reid-Lokos, 1995; Janssen, Dallmeijer, van der Woude, 2001; Abel, 2002; Abel, Kröner, Rojas Vega, Peters, Klose, Platen, 2003). So wie für den „Fußgänger“ das einfachste Sportgerät seine Lafschuhe sind, so ist dies gewissermaßen das Handbike für den Rollstuhlfahrer. Die Einfachheit der Sportart – sie muss nicht weiter erlernt werden wie z. B. die Technik beim Rollstuhlschnellfahren – setzt das Handbiken in die Rolle eines Pendants zum Laufen oder Radfahren beim Gehfähigen.

2.2.4 Das Handbike als Sportgerät und das aktuelle Reglement für Wettkämpfe

Das International Paralympic Committee (IPC) hat ein festes Regelbuch für alle paralympischen Disziplinen erstellt, wobei die Disziplin Handbike dem Fachbereich Cycling des UCI (International Cycling Union) untersteht. Das Regelbuch für die Disziplin Handbike umfasst dabei verschiedene Bereiche, wie z. B. das System der Klassifizierung der Athleten (Divisionen) als auch genaue Regelvorschriften zum Gerät selbst (technisches Reglement).

Ein weiteres Regelbuch wurde durch den European Handbike Circuit (EHC) erstellt. Der EHC ist ein gemeinnütziger internationaler Verein mit 10 Mitgliedsländern (Deutschland, Belgien, Frankreich, Tschechien, Niederlande, Schweiz, Österreich, Italien, Großbritannien, Portugal). Das Ziel des Vereins ist es den Handbikesport zu strukturieren (Regeln, Klassifizierung), den Athleten hochklassige Rennen zu stellen und die noch bestehenden Barrieren zwischen Behinderten und Nichtbehinderten auf sportlicher Ebene abzubauen.

2.2.4.1 *Divisionen Handbike IPC*

Generell wird in drei Divisionen unterteilt, in welchen die Athleten zum Wettkampf antreten, wobei für Frauen und Männer getrennte Wettkämpfe stattfinden. Zugelassen sind nur Athleten, die auch für die Alltagsmobilität einen Rollstuhl benötigen, oder aufgrund einer Behinderung der unteren Extremitäten kein konventionelles Fahrrad oder Dreirad verwenden können. Da eine

detaillierte Darstellung der einzelnen Divisionen mit ihren Unterklassen zu umfangreich wäre, sollen hier nur die drei Übergruppen angegeben werden:

- HC division A – classes HC 1 & 2 (Tetraplegiker, bis C8)
- HC division B – classes HC 3; 4 & 5 (Paraplegiker, Th1 bis Th9/10)
- HC division C – classes HC 6; 7 & 8 (Paraplegiker ab Th11 bis L4, Beinamputierte)

2.2.4.2 Technisches Reglement IPC

Das technische Reglement des International Paralympic Committee (IPC) gibt bestimmte Anforderungen an Handbike (und Fahrer) die an Wettkämpfen teilnehmen vor. Nachfolgend soll eine Auswahl der für die vorliegende Arbeit interessanten Vorgaben aufgezeigt werden:

Allgemeines

- Das Handbike ist ein Dreirad mit aufrechter oder halb liegender Sitzposition
- Das Vorderrad darf dabei eine von den Hinterrädern abweichende Größe haben
- Das / die Vorderrad/räder müssen steuerbar sein
- Die minimale Bodenfreiheit soll 8cm betragen
- Das Vorderrad soll durch ein System aus Handgriffen und einer Kette angetrieben werden

Sitz und Rückenlehne

- der Fahrer soll sich in einer relativ aufrechten Position befinden, das Körpergewicht wird vom Sitz getragen
- eine Rückenlehne ist erlaubt, sie darf jedoch nicht so flach sein, dass das ganze Körpergewicht durch sie getragen wird
- es muss ein Rückenlehnenwinkel von mindestens 45° zwischen Rücken des Athleten und der Horizontalen bestehen um eine freie Sicht zu gewährleisten

Antriebseinheit und Antriebsbewegung

- das Handbike soll nur durch eine Kette, Kettenblätter und Kurbeln eines normalen Fahrradtriebs angetrieben werden
- die Fußpedale des Fahrradtriebs sind durch Handgriffe ersetzt
- die Kurbeln müssen dabei nicht wie beim Fahrrad um 180° versetzt sein
- die antreibende Kraft soll nur von Händen, Armen und Oberkörper kommen
- Die Sicht des Fahrers darf nicht durch das Tretlager, Kurbeln, Kettenblätter, -schutz, Schaltung und Bremshebel beeinträchtigt werden

Abmessungen

- Ein Handbike soll nicht länger als 250 cm und nicht breiter als 90 cm „über alles“ sein

Rahmenkonstruktion

- jegliche Streben zwischen Rohren sollen lediglich der Versteifung dienen
- unfunktionelle, aerodynamische Bauteile/Vorrichtungen sind im Wettkampf nicht erlaubt

Abstandhalter

- für Handbikes mit 2 Hinterrädern wird für Straßenrennen ein Abstandhalter empfohlen der verhindern soll, dass das Vorderrad eines nachkommenden Handbikes zwischen die Hinterräder kommt
- der Abstandhalter darf die Breite jedes Hinterradreifens und aller geschlossenen oder verbundenen Rohr- bzw. Rahmen-Enden nicht überschreiten

(UCI Cycling Regulations, Part 16: Cycling for Riders with disabilities, Dec. 2005)

2.2.4.3 Reglement EHC

Das Regelbuch des EHC orientiert sich bis auf ein paar Ausnahmen an dem IPC-Reglement, weswegen an dieser Stelle auch lediglich die Ausnahmen kurz dargestellt werden sollen. Im Punkt Klassifizierung gibt es folgende

Unterschiede: die Klassifizierung erfolgt in noch mehr Klassen, es werden auch Nichtbehinderte zugelassen, als auch behinderte Athleten die aufgrund der Eligibility-Rule N°3 des IPC nicht zugelassen sind (s. Tab. 3). Im Rahmen des technischen Reglements gibt es folgende Ausnahmen: keine verbindliche 45°-Regel den Rückenlehnenwinkel betreffend, an Handbikes mit 2 Hinterrädern muss ein Abstandhalter montiert werden, Ausnahmen zur Regelung der Spurbreite, sowie aus Sicherheitsgründen die Empfehlung Speichenschützer oder Scheibenräder zu verwenden (EHC-Regelbuch, 2006).

Tab. 3: Divisionen des EHC (Quelle: EHC Regelbuch 2006)

Männer		
Division	Klasse	Profil
A	A1	Tetraplegiker entspr. T51 im Rennrollstuhlsport
	A2	Tetraplegiker entspr. T52 im Rennrollstuhlsport
B	B	Paraplegiker von Th1 bis Th9/10
C	C1 Langsitz	alle übrigen Athleten (Bedingung: Beine muss (müssen) nach vorne gerichtet sein)
	C2 Kniesitz	alle übrigen Athleten im Kniesitz und Doppel-Unter(Ober)schenkelamputierte
Frauen		
Division	Klasse	Profil
F	FA	Tetraplegiker
	FB	Paraplegiker von Th1 bis Th9/10
	FC	Alle übrigen Athleten

Jeder Athlet der Klassen A2 und B im Kniesitz muss in der nächst höheren Klasse starten: A2→B; B→C2

3 Aktueller Stand der Forschung zum Handbike

Die Forschung zum Thema Handbike beschränkt sich hauptsächlich auf Untersuchungen der konventionellen, runden Kurbelbewegung unter Betrachtung leistungsphysiologischer Parameter (z. B. Herzfrequenz, Laktat, Energieverbrauch, Wirkungsgrad, Muskelaktivität, Momentenverlauf). Eine Auswahl von Veröffentlichungen zu diesen Themen ist in Tab. 4 zusammengestellt.

Tab. 4: Untersuchungen im Bereich Handbike zu Herzfrequenz, Laktat, Energieverbrauch, Wirkungsgrad, Muskelaktivität, Momentenverlauf

Forschergruppe	Thematik
Gass and Camp, 1984.	Max. physiological responses, wheelchair vs. arm cranking
Gass, Harvey, Gass, 1995.	Max. physiological responses, wheelchair vs. arm cranking, T4-T6 paraplegic men.
Schmid, Huonker, Stahl, Barturen, König, Heim, Lehmann, Keul, 1998a.	Free plasma catecholamines during rest & exercise, different injury levels
Schmid, Huonker, Barturen, Stahl, Schmidt-Trucksäss, König, Grathwohl, Lehmann, Keul, 1998c.	Catecholamines, heart rate, oxygen uptake during exercise
Schmid, Hounker, Aramendi, Klüppel, Barturen, Grathwohl, Schmidt-Trucksäß, Berg, Keul, 1998d.	Heart rate deflection, arm-cranking
DeCoster, Van Laere and Blondé, 1999.	Handbiking, electromyographic activity of shoulder girdle muscles
Janssen, Dallmeijer, van der Woude, 2001.	Physical capacity, race performance, gross efficiency, physical strain
Mukherjee and Samanta, 2001.	Physiological response, hand-rim and arm-crank propulsion
Abel, 2002.	Energetische und leistungsphysiologische Untersuchungen im Rollstuhlsport, präventivmedizinische Aspekte.
Abel, Kröner, Rojas Vega, Peters, Klose, Platen, 2003.	Energy expenditure handbiking and wheelchair racing, basis for prevention
Abel, Platen, 2003.	Synchronous vs. Asynchronous crank montage, physiological responses
Verellen, Gers, Van de Vliet, Vanlandewijck, 2004a.	Torque distribution pattern during handcycling
Verellen, Theisen, and Vanlandewijck, 2004b.	Influence crank rate in handcycling, mechanical efficiency

Knechtle, Müller, Knecht, 2004.	Optimal exercise intensities, fat metabolism
Dallmeijer, Zentgraaff, Zijp, van der Woude, 2004.	Handcycling vs. handrim wheelchair propulsion, submax. Physical strain, peak performance
Abel, Schneider, Platen and Strüder, 2005.	Performance diagnostics during competition, mechanical efficiency

Kardiozirkulatorische, metabolische und hormonelle Veränderungen querschnittgelähmter Sportler unter Belastungsbedingungen wurden dabei vor allem von der Arbeitsgruppe um Schmid aus Freiburg in den letzten Jahren ausführlich untersucht. Eine vergleichsweise geringere sympathische Aktivität verbunden mit einer verminderten Katecholaminausschüttung bei Tetraplegikern konnte dabei ebenso nachgewiesen werden, wie unterschiedliche kardiophysiologische Belastungsreaktionen hoher bzw. niedriger Paraplegiker im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen. Darüber hinaus vorliegende Erkenntnisse über Anpassungsmechanismen des Körpers querschnittgelähmter Menschen an ein regelmäßiges, mit ausreichender Intensität und Umfang betriebenes Ausdauertraining ermöglichen mittlerweile konkrete auf leistungsdiagnostischen Untersuchungen basierende Trainingsempfehlungen, sodass von sportmedizinischer und trainingswissenschaftlicher Seite mittlerweile gute strukturelle Voraussetzungen bestehen, den Athleten im Hinblick auf seine Wettkampfhöhepunkte in Topform zu bringen.

Eine Beschränkung wissenschaftlicher Untersuchungen auf rein leistungsphysiologische Fragestellungen bei Rollstuhlfahrern ist jedoch unbefriedigend, da gerätetechnische bzw. biomechanische Faktoren die Leistung in großem Maße mitbestimmen. So sind Verschiebungen von Herzfrequenzen, Laktatverhalten sowie spirometrische Ergebnisse nicht nur von der Leistungsfähigkeit des Athleten, sondern auch maßgeblich von der technischen Beschaffenheit des Sportgerätes, Windverhältnissen und Aerodynamik, Sitzposition, Ergonomie oder auch Rolleigenschaften abhängig (Peters und Raabe-Oetker, 1997). Da die Leistungsdichte in der nationalen und internationalen Spitze immer größer wird und allein körperliche Leistungsfähigkeit nicht mehr ausreicht, um zu gewinnen, sichert nur die

geeignete Konstellation eines bestens trainierten Athleten in Verbindung mit einem optimal auf die Anforderungen der Sportart abgestimmten Sportgerät gute Wettkampfergebnisse und damit den Erfolg.

Dennoch wurden bisher lediglich die Auswirkungen der beiden Kurbelanordnungen des Handbike-Antriebs, die vorherrschende synchrone (parallele) Anordnung der Kurbeln und im Vergleich dazu die asynchrone Anordnung wie beim Fahrrad untersucht. Die nachfolgenden Veröffentlichungen sind wiederum nur eine Auswahl der hierzu vorhandenen Arbeiten (Tab. 5):

Tab. 5: Untersuchungen im Bereich Handbike zur synchronen und asynchronen Kurbelanordnung

Forschergruppe	Thematik
Hopman, van Teeffelen, Brouwer, Houtman, Binkhorst, 1995.	Synchronous vs. Asynchronous crank montage, power output, mechanical efficiency
Mossberg, Williams, Topor, Crook and Patak, 1999.	Synchronous vs. Asynchronous crank montage, physiological responses
Abel, Rojas Vega, Bleicher and Platen, 2003.	Synchronous vs. Asynchronous crank montage, physiological responses
Dallmeijer, Ottjes, de Waardt and van der Woude, 2004.	Synchronous vs. Asynchronous crank montage, different cadences, mechanical efficiency

Hopman und Mitarbeiter (1995) befassten sich in ihren Untersuchungen erstmalig mit „technischen“ Fragestellungen der Armkurbelbewegung, zunächst noch losgelöst von der später rasanten Entwicklung der Sportart Handbiken. Während die Arbeitsgruppe bei Nichtbehinderten keine signifikanten Unterschiede in der maximalen Wattleistung beim Vergleich einer synchronparallelen Anordnung der Antriebskurbeln zueinander (Gleichzug) mit einer dem Fahrradfahren vergleichbaren asynchronen Anordnung der beiden Kurbeln (Wechselzug) feststellen konnten, erwies sich in der Arbeitsgruppe um Mossberg (1999) bei einer gemischten Probandengruppe aus behinderten und nichtbehinderten Menschen die Gleichzug- im Vergleich zur Wechselzugtechnik als die weniger effiziente Antriebstechnik. Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse der Kölner Arbeitsgruppe (Abel, 2002) zur Überprüfung der ökonomischeren Kurbelposition beim Handbiken. Die Forscher konnten zeigen, dass ein höherer Wirkungsgrad mithilfe der Gleichzugtechnik erzielt werden

kann und diese Positionierung für den Athleten im Sinne des Vortriebes effizienter ist. Die divergierenden und zum Teil widersprüchlichen Ergebnisse in der Literatur können ihre Ursache u.a. in der unterschiedlichen Auswahl der Probanden sowie unterschiedlichen Testbedingungen und Messmethoden haben. Sie zeigen aber auch deutlich die Informationsdefizite auf und machen den Forschungsbedarf in diesem Arbeitsfeld und dieser Sportart deutlich.

Die Studie von Maki et al. (1995) beschäftigte sich schließlich mit dem Vergleich von handbiking versus rowcycling (durch eine Ruderbewegung angetriebenes Handbike) in Hinblick auf die Beeinflussung von Herzfrequenz, Atemminutenvolumen, O₂-Aufnahme und Energieverbrauch. Signifikante Unterschiede in Bezug auf diese Parameter konnten zwischen diesen beiden Bewegungsformen nicht festgestellt werden. Ein Teilnehmer mit Tetraplegie gab jedoch an, dass die Ruderbewegung für seine Läsionshöhe und damit verbundenen muskulären Einschränkungen (afunktionseller m. triceps brachii) besser geeignet wäre. An der Université de Lille wurden von Faupin et al. verschiedenste biomechanische Aspekte im Bezug auf das Handbike, wie z. B. Einfluss des Rückenlehnenwinkels, oder auch des Übersetzungsverhältnisses auf die Kinematik bei der Handbikebewegung untersucht (Faupin, Campillo, Bouilland, Thevenon, Gorce, Rémy-Néris, 2004, Faupin et al., 2006). Ein weiteres Forschungsprojekt an der RWTH Aachen richtet seinen Fokus auf eine komplett neuartige Antriebsbewegung für das Handbike. Für diese Studie wurde ein Adaptivbike entwickelt, welches mit einem Linearantrieb, und damit einer koordinativ einfacheren Bewegung, spastisch gelähmten Kindern die Fortbewegung mit einem Handbike ermöglicht. Es zeigte sich somit, dass Überlegungen zum Handbikeantrieb durchaus von Interesse sind. Allerdings haben sich bisher nur wenige Forschergruppen mit dieser Thematik befasst.

4 Theoriebildung und Vorexperimente

Nur wenige Studien beschäftigen sich mit der Untersuchung von bzw. der Suche nach alternativen Antriebsbewegungen für das Handbike (siehe Kap. 3). Daher wurde in dieser Untersuchung zunächst eine Literaturrecherche zu grundsätzlichen Kraft- und Bewegungsmöglichkeiten des Hand-Arm-Systems durchgeführt. Ergänzend zu den theoretischen Überlegungen schufen Vorexperimente zur Kinematik und zum Kräfteinsatz während der Handbike-Bewegung eine Ausgangsbasis, auf deren Grundlage alternative Bewegungsformen bewertet wurden.

Das nachfolgende Kapitel zeigt den Weg dieser Theoriebildung auf: In Kapitel 4.1 erfolgt als erstes die Darstellung der Ergebnisse aus der Literaturrecherche. In 4.2 folgen schließlich die Erkenntnisse aus den Vorexperimenten.

4.1 Theoriebildung aus Literaturdaten

Der zentrale Ausgangspunkt war die Suche nach alternativen Bewegungsformen zu der vorherrschenden runden Kurbelbewegung. Im ersten Schritt wurden die grundlegenden Bewegungsmöglichkeiten im Hand-Arm-System ermittelt. Die funktionelle Anatomie (Kapandji, 1992) diente dabei als Orientierung. Außerdem wurden bereits im Alltag oder Sportbereich umgesetzte Bewegungsformen berücksichtigt. Eine Auswahl möglicher Bewegungsformen ist in Abb. 9 gezeigt.

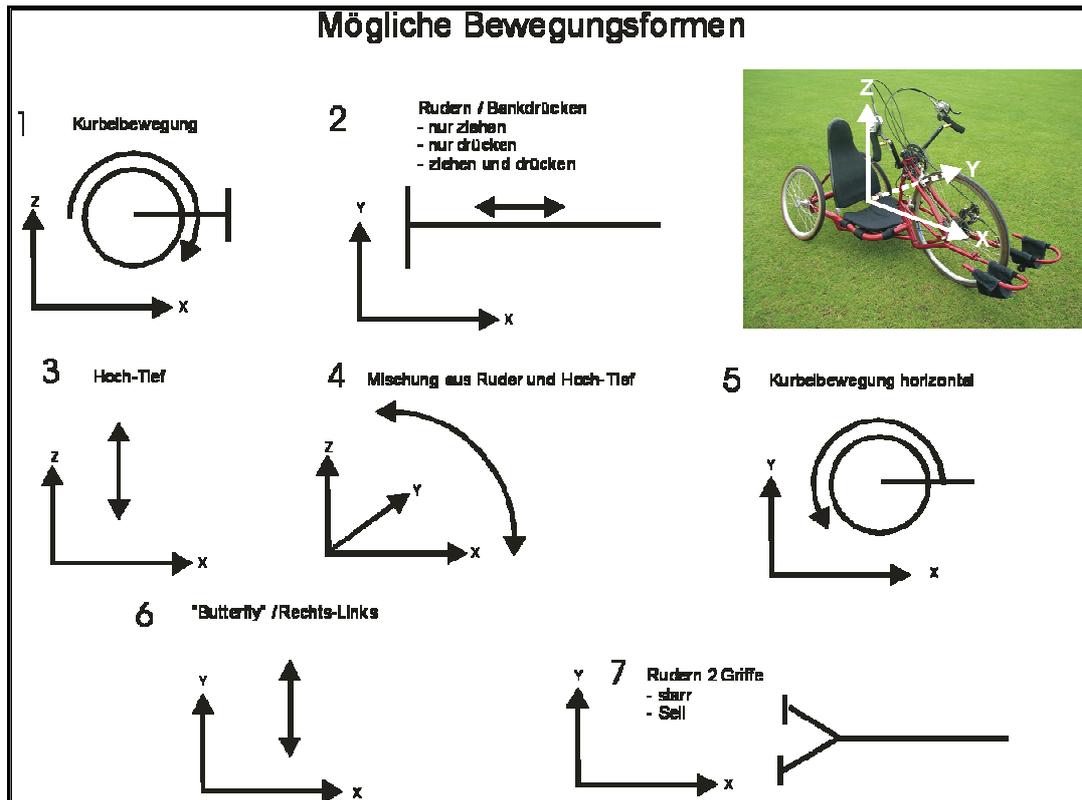


Abb. 9: Skizze möglicher Bewegungsformen des Hand-Arm-Systems

Die große Anzahl der anatomisch und konstruktiv umsetzbaren Bewegungsformen wurde schließlich auf drei Grobformen reduziert, aus denen sich alle anderen Bewegungen zusammensetzen lassen: eine Vor-/Zurück-Bewegung (Abb. 9, Nr. 2) wie beim Rudern (umgesetzt auch im Fahrrad als „rowbike“, z. B. Firma rowcycle), eine Hoch-/Tief-Bewegung (Abb. 9, Nr. 3) die bereits in der Draisine umgesetzt wurde und schließlich noch ein Auswärts-/Einwärts-Bewegung, wie sie aus dem Fitness-Bereich von der Butterfly-Kraftmaschine her bekannt ist.

4.1.1 Bewertung der Bewegungsgrobformen

Die drei Bewegungsgrobformen wurden anhand verschiedener Kriterien bewertet, um die effizienteste Bewegungsrichtung zu finden. Die Kriterien waren dabei im Einzelnen:

Statische Maximalkraft

Die statische Maximalkraft sollte in Richtung der ausgeführten Bewegung möglichst groß sein, damit ein maximaler Vortrieb erzeugt werden kann.

Kraftausdauer

Mindestens ebenso wichtig wie die statische Maximalkraft ist die Kraftausdauer, da das Handbike als Sportgerät hauptsächlich im Langstreckenbereich (z. B. Marathondistanz von 42 km) eingesetzt wird.

Intuitive Beurteilung

Da die Akzeptanz einer neuartigen Bewegungsform stark vom Empfinden des Fahrers abhängt, wurde eine intuitive Beurteilung der Bewegung in Form einer Expertenbefragung durchgeführt. Aktiven Handbike-Athleten wurden verschiedene Antriebsbewegungen zur Auswahl gestellt und von Ihnen bewertet.

Einfluss der Läsionshöhe

Besonders entscheidend war natürlich, ob eine Bewegung bei unterschiedlichen Läsionshöhen noch ausführbar ist. Dabei spielen vor allem die noch einsetzbaren Muskeln (Funktionalität des m. triceps brachii sowie der Rumpfmuskeln) eine Rolle. Während die Tetraplegiker oftmals einen afunktionellen m. triceps brachii haben – also keine Streckfunktion im Ellbogen – können die Paraplegiker im Ellbogengelenk sowohl beugen als auch strecken.

Präventive Aspekte

Nicht zu vernachlässigen ist schließlich auch der präventive Aspekt einer neuartigen Antriebsform. Bei Rollstuhlfahrern wird durch die ständige Schubbewegung im Rollstuhl das Schultergelenk bereits stark be-, bzw. sogar überbeansprucht. Aus diesem Grund sollten die Belastungen, vor allem der Schulter, möglichst gering gehalten werden.

4.1.2 Ergebnisse der Bewertung

Um die Bewegungen nach der oben aufgeführten Kriterienliste bewerten zu können, wurde eine ausführliche Literaturrecherche und Datensammlung in den Bereichen Arbeitsphysiologie und Ergonomie sowie der Sportwissenschaft durchgeführt. Nachfolgend soll die zur Bewertung herangezogene Literatur dargestellt werden.

Statische Maximalkraft

Zur Bewertung der statischen Maximalkraft wurde sowohl die DIN Norm 33 411 (Körperkräfte des Menschen) als auch das Siemens-Burandt-Verfahren (Burandt, Ulrich. Ergonomie für Design und Entwicklung. Köln: O. Schmidt, 1978) herangezogen. Die DIN Norm (Abb. 10) beinhaltet viele verschiedene Körperhaltungen und Krafrichtungen. Allerdings können die verschiedenen Untersuchungen, die zur Erstellung der DIN Norm führten, aufgrund unterschiedlicher Rahmenbedingungen (z. B. sitzend - stehend - knieend, Rücken abgestützt – nicht abgestützt) kaum verglichen werden und passen selten auf das konkrete, hier vorliegende Problem. Außerdem wurden die Daten aus verschiedenen Probandengruppen ermittelt. Problematisch sind auch die zum Teil widersprüchliche Angaben der verschiedenen Untersuchungen.

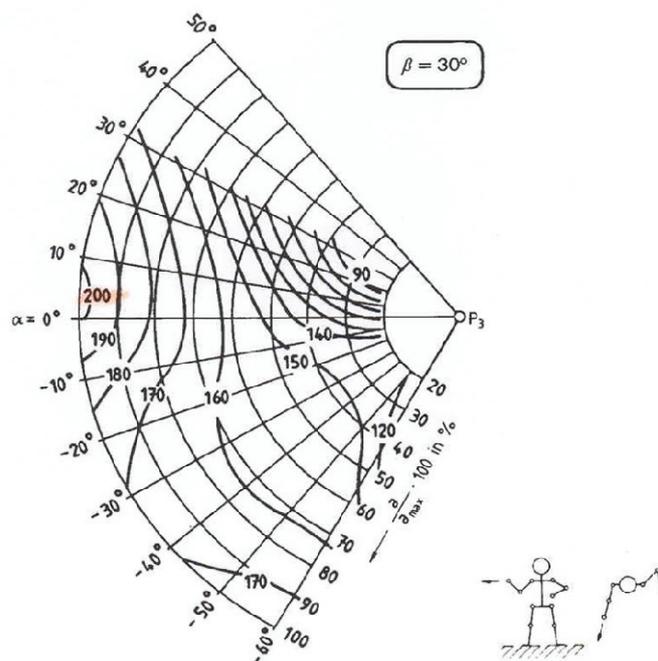


Abb. 10: Auszug aus der DIN Norm 33411: Isodynennetze, β = Seitenwinkel des Arms

Für das Siemens-Burandt-Verfahren (Abb. 11) sprechen die gute Anwendbarkeit, Praxis-Bewährung und die eindeutigen Aussagen, die mit dem Verfahren getroffen werden können. Negativ ist jedoch die fehlende wissenschaftliche Basis und die unklare Beschreibung der

Rahmenbedingungen (z. B. stehend - sitzend, abgestützt - nicht abgestützt) und Bewegungsausführungen.

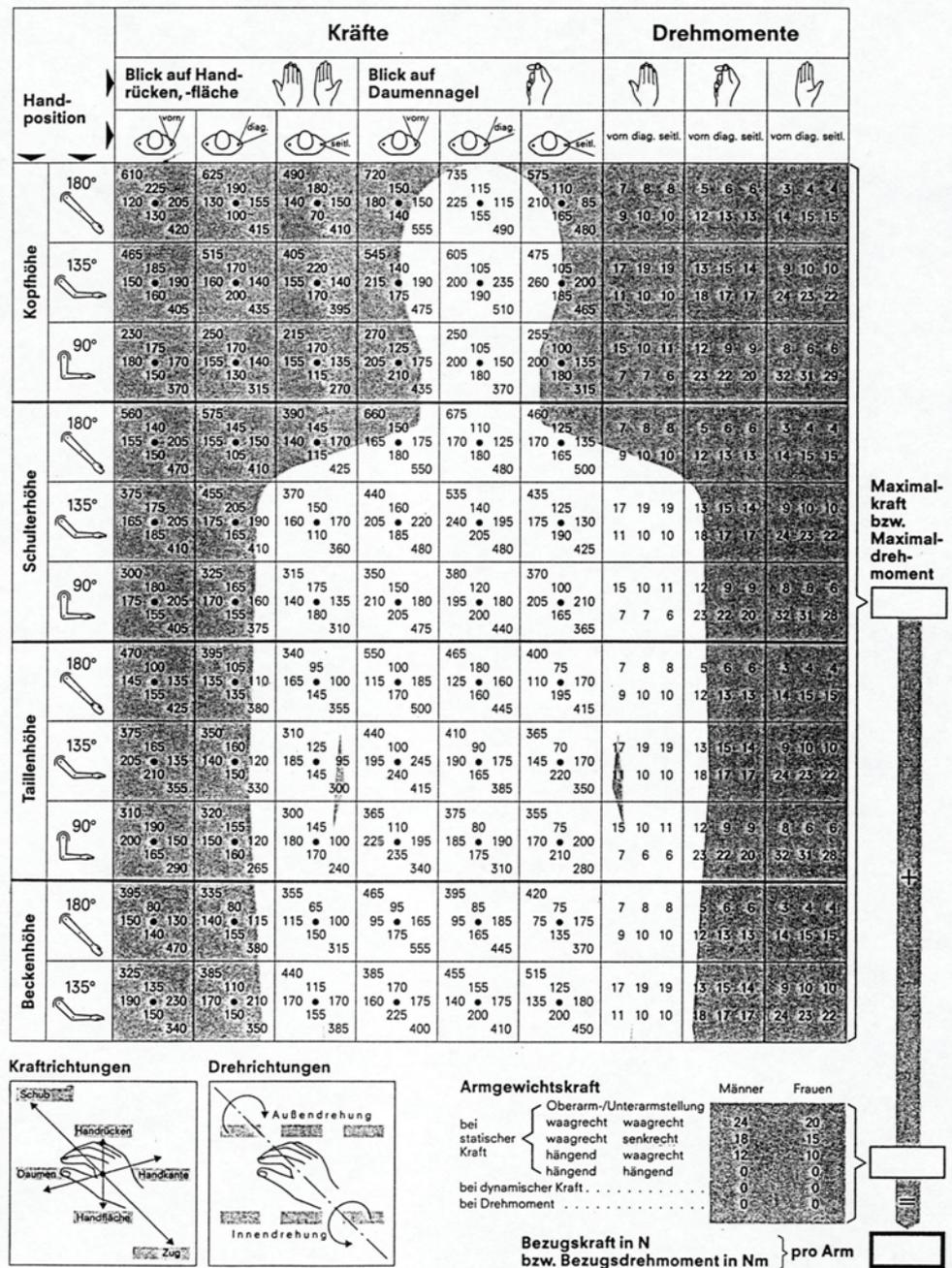


Abb. 11: Siemens-Burandt-Verfahren; (Quelle: Burandt, 1978)

Kraftausdauer

Kriterien zur Bewertung der Kraftausdauer sind die Anzahl der eingesetzten Muskelgruppen bei einer Bewegung sowie deren physiologischer Muskelquerschnitt (PCSA) (Grosser, 1998). Daher wurde eine Analyse jeder Bewegungsform bezüglich der beanspruchten Muskelgruppen und der zugehörigen physiologischen Muskelquerschnitte durchgeführt (Winters, 1990).

Die Bewegung, deren Gesamt-Muskelquerschnitt am größten ist, bietet die besten Voraussetzungen für hohe Kräfte und eine große Kraftausdauer (s. Abb. 12).

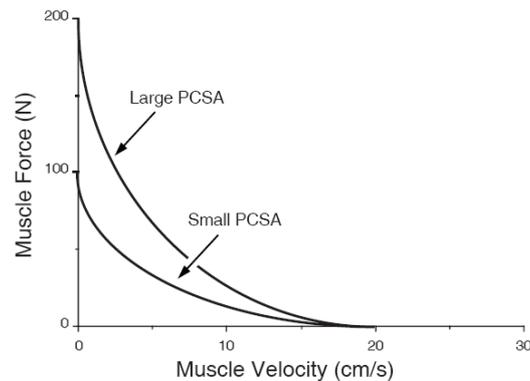


Abb. 12: Einfluss der PCSA auf die Kraft-Geschwindigkeits-Relation; (Quelle: Lieber, R.L., Bodine-Fowler, S.C., 1993).

Die Beurteilung anhand von den an den Bewegungen beteiligten Muskelgruppen gestaltete sich als schwierig, da hierzu kaum vergleichbare Literaturquellen vorhanden sind. Die untersuchten Bewegungsformen passten dabei nicht zu den Daten in der Literatur. Weitere Unklarheit bestand darüber, wie viele Muskeln in die Bewertung miteinbezogen werden müssten, z. B. auch Muskulatur zur Stabilitäts- und Balance-Sicherung.

Ein weiteres Problem war es zu beurteilen welchen Anteil die einzelnen Muskeln an der Bewegung haben (bzgl. Kraft und Zeit) und wie sich ihre Kraftmöglichkeiten über den Bewegungs-/Winkelverlauf entwickeln (Kraft-/Lastarm-Verhältnisse). Exemplarisch sind die physiologischen Muskelquerschnitte beteiligter Muskelgruppen an der Vor-/Zurück-Bewegung in untenstehender Tabelle dargestellt. Für die Daten zum PCSA wurde Winters et al. (1990) herangezogen, für die Zusammenstellung der beteiligten Muskelgruppen Moll et al. (1993).

Tab. 6 Beteiligte Muskelgruppen an der Vor-/Zurück-Bewegung: Physiologische Muskelquerschnitte und segmentale Innervation

Vor-/Zurück-Bewegung (Rudern)

Gelenk	Bewegung und beanspruchte Muskulatur	PCSA [cm²]	Segmentale Innervation
Ziehen			
Ellbogen	Flex: - m. Brachialis - m. Biceps brachii - m. Brachioradialis	6,76 4,79 1,804	C4-6 C4-6 C5/6
Schultergelenk	Retrov: - m. Deltoideus (pars spinalis) - m. Triceps brachii (cap longum) - m. Latissimus dorsi - m. Teres major	3,87 (5,29) 9,135 6,86	C4-6 C7/Th1 C7/Th1 C5/7
Schultergürtel	Drehen Scapula nach hinten: - mm. Rhomboidei - m. levator scapulae zusammenziehen scapulae: - m. Trapezius pars transversus	7,1 17,75 7,10	C4/5 C3-5 C2-4
Rumpf	Rückenstrecker	15,73	C1-L5 (je nach Niveau)
Drücken			
Ellbogen	Ext : - m. Triceps brachii - m. Anconaeus	15,21 2,207	C7/Th1 k.A.
Schultergelenk	Antev: - m. deltoideus (pars clavicularis) - m. pectoralis major (pars clavicularis) - m. coracobrachialis - m. biceps brachii Abd: - m. deltoideus - m. supraspinatus	4,52 5,16 2,87 (4,79) 13,55 5,173	C4-6 C5-Th1 k.A. C4-6 C4-6 k.A.
Schultergürtel	Drehen Scapula nach vorne: - m. serratus anterior	12,91	C5-7
Rumpf	Bauchmuskulatur	19,11	Th6-L1
	Summe PCSA Drücken/Ziehen	161,609	

Intuitive Beurteilung

Die subjektive Bewertung erfolgte in Form einer Expertenbefragung (aktive Handbike-Athleten).

Einfluss der Läsionshöhe

Aus Cotta et al. (1983) wurde die Tabelle zur segmentalen Innervation (s. auch Tab. 6) zur Bewertung herangezogen. Anhand dieser Tabelle war es möglich zu beurteilen, welche Bewegungen, in Abhängigkeit der zu aktivierenden Muskeln, bei verschiedenen Läsionshöhen noch ausführbar sind.

Präventive Aspekte

Da Überkopf-Bewegungen häufig zu Schulterproblemen führen, sollten Bewegungsformen mit einem „Überkopf-Anteil“ aus präventiver Sicht vermieden werden (Like, Burkhart, Imhoff, 2003; Künstlinger, 2000).

Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse der Bewertung, aufgelistet nach den einzelnen Kriterien:

Statische Maximalkraft

Sowohl aus der DIN-Norm zu den Körperkräften des Menschen als auch aus dem Siemens-Burandt-Verfahren ergab sich eine Bevorzugung der Hoch/Tief und der Vor/Zurück-Bewegung gegenüber einer Seitwärtsbewegung.

Kraftausdauer

Anhand des physiologischen Muskelquerschnitts der beteiligten Muskelgruppen war es schwierig eine Aussage zu treffen, da bei allen drei Grobformen vergleichbare Muskelgruppen im Einsatz sind. Es wäre erforderlich die genauen Aktivitäten der einzelnen Muskeln zu kennen, sowie jeweils die entsprechenden Hebelverhältnisse zu berücksichtigen. Ohne Berücksichtigung dieser Aspekte ergeben sich für die physiologischen Muskelquerschnitte von Vor-Zurück- (PCSA=161,609), Hoch/Tief- (PCSA=160,306) und Seitwärts-Bewegung, (PCSA=156,872) nur geringe Unterschiede, wobei zudem unklar ist ab wie viel cm^2 Unterschied eine Bewegung tatsächlich einen Vorteil gegenüber einer anderen bringen würde.

Intuitive Beurteilung

Die Expertenbefragung ergab eine eindeutige Bevorzugung der Vor/Zück-Bewegung (Drücken und Ziehen / Ruderbewegung).

Einfluss der Läsionshöhe

Bewegungsmöglichkeiten behinderter Menschen variieren individuell sehr stark, je nach Schadensbild (inkompletter/kompletter Querschnitt) und oftmals zusätzlichen Verletzungen (z. B. Armplexus). Somit sind keine allgemeinen Aussagen möglich.

Präventive Aspekte

Belastungen der Schulter sind besonders hoch bei Überkopf-Bewegungen. Auch wenn gerade dort die Kräfte bei Hoch/Tief-Bewegungen besonders hoch sind, sind für Querschnittgelähmte Überkopf-Bewegungen aufgrund afunktionaler Muskelgruppen auch oftmals nicht durchführbar. Dies ist ein Hinweis für die Bevorzugung der Vor/Zück-Bewegung gegenüber einer Hoch/Tief-Bewegung.

4.1.3 Konkretisierung der Vor-/Zurück-Bewegung

Bisher wurden nur die drei Grobformen der Bewegung betrachtet, sodass auch nur Aussagen zu der Bewegungsrichtung getroffen werden konnten. Das Ziel war es jedoch eine konkrete optimierte Bewegungsform zu finden. Auch dies wurde anhand der schon genannten Literaturquellen durchgeführt. In Abb. 13 ist beispielhaft ein Ausschnitt aus der DIN-Norm 33411 zu den Körperkräften des Menschen gezeigt. Die durchgezogenen Linien stellen die Isodynien („Höhenlinien“ der Kraft) bei einer bestimmten Bewegungsausführung (statisch), in Abhängigkeit vom Höhen- und Seitenwinkel des Arms, der Armreichweite sowie der Kraftwirkrichtung, dar.

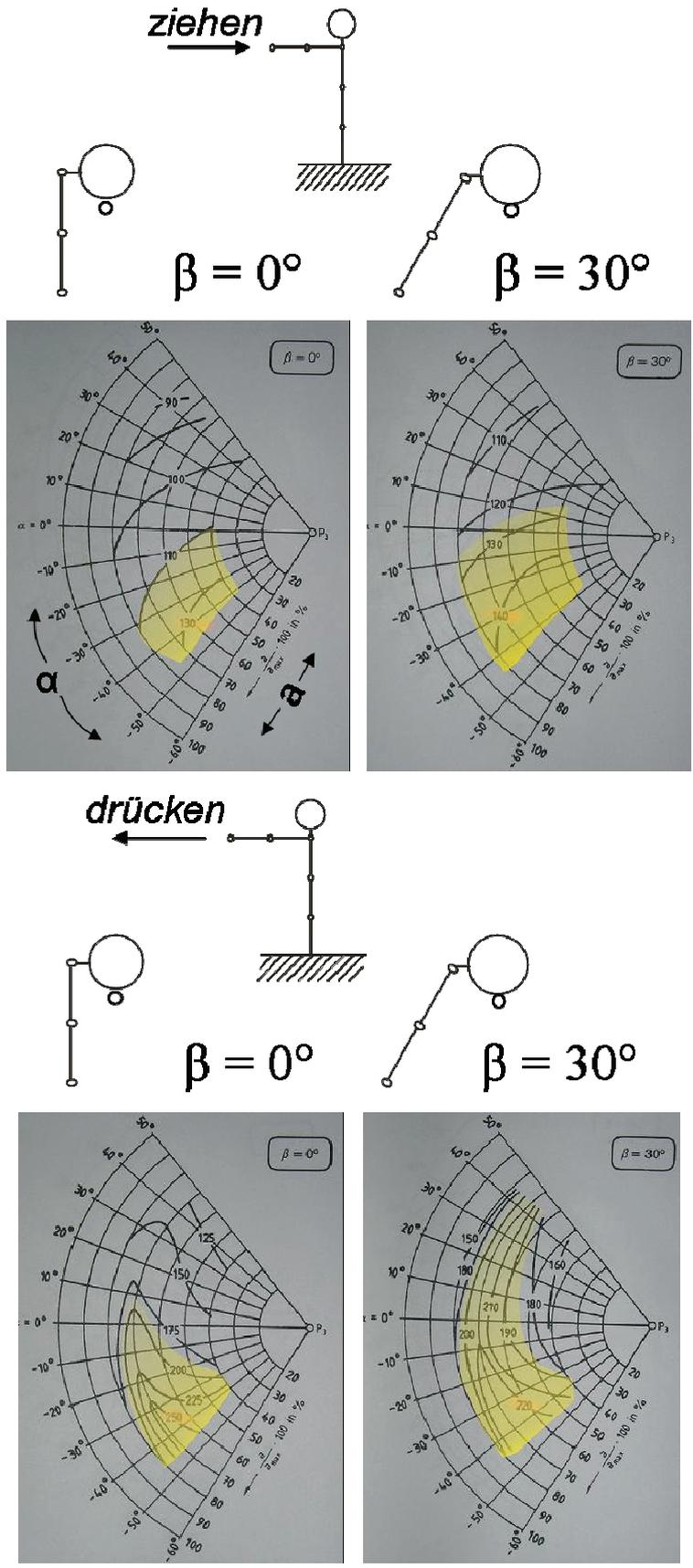


Abb. 13: Isodyn in Abhängigkeit vom Höhenwinkel α , Seitenwinkel β und der Armreichweite a

Da sich aus den Überlegungen zu den drei Bewegungsgrobformen gezeigt hat, dass eine Vor/Zurück-Bewegung als Hauptbewegungsrichtung gegenüber anderen Bewegungsrichtungen zu bevorzugen ist, ist eine solche Bewegungsform in Abb. 13 gezeigt: Die Krafrichtung verläuft horizontal und parallel zur Körpersymmetrieebene. In den oberen beiden Grafiken ist die Rückwärtsbewegung (Zug) dargestellt, einmal mit einem Armseitenwinkel von 0° und einmal mit Seitenwinkel von 30° . In den unteren beiden Grafiken ist analog dazu die Vorwärts - (Druck) Bewegung dargestellt. Es sind jeweils diejenigen Bereiche gelb eingefärbt, bei denen die Kräfte über 50% des jeweils angegebenen maximalen Isodynens-Wertes liegen. Dadurch sollten die Bereiche mit besonders hohen einsetzbaren Kräften gefunden werden.

Es zeigte sich, dass die gelben Bereiche in allen Fällen ähnlich liegen. Anhand der hier gezeigten Grafiken zeigt sich, dass eine Vor/Zurück-Bewegung unterhalb der Schulterhöhe liegen sollte, bei einem Höhenwinkel des Arms zwischen -40 und -10 Grad. Die maximale Armreichweite sollte nicht mehr als 80% betragen. Bei der Rückwärtsbewegung ist ein Seitenwinkel von 30° vorzuziehen, da dann erstens der Bereich von hohen Kräften größer ist und zweitens die maximal erreichbaren Kräfte höher liegen: 130-140 N bei 30° gegenüber 110-130 N bei 0° . Bei der Vorwärtsbewegung ist zwar der gelb eingefärbte Bereich bei einem Armseitenwinkel von 30° auch größer als derjenige bei 0° , allerdings sind die erreichbaren Kräfte bei 0° Seitenwinkel höher: zwischen 187-250 N im Vergleich zu 185-220 N.

Es ist also eine Armbewegung zu bevorzugen, die beim nach vorne gehen nach „unten - in die Mitte“ gerichtet ist und beim zurück gehen „nach oben – außen“ (s. Abb. 14).

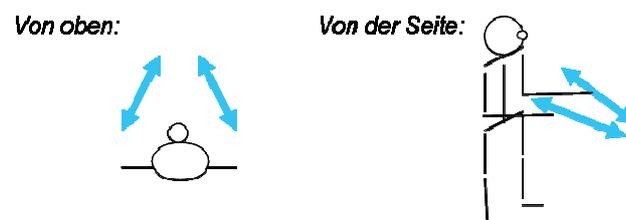


Abb. 14: Herleitung einer „optimalen Armbewegung“ aus Daten zur statischen Maximalkraft

Zu beachten war allerdings, dass die Kräfte der DIN Norm horizontal bestimmt wurden, bei der hier beispielhaft beschriebenen Alternativbewegung die Kräfte jedoch Richtung Schulter gerichtet wären.

4.1.4 Schlussfolgerung aus der theoretischen Abhandlung

Aus der theoretischen Abhandlung war eine Tendenz bzgl. bevorzugter Bewegungen erkennbar. Allerdings passen die vorhandenen Daten aus der Literatur nicht exakt zu den hier gewählten Bewegungsformen. Des Weiteren fehlen häufig Angaben zu Probanden und Rahmenbedingungen (z. B. Körperhaltung) der Studien. Außerdem entstammen die Daten rein statischen Messungen, sodass es schwierig war, von den statischen Kraftwerten auf dynamische Bedingungen zu schließen (Klöpper, Krämer, Senner, Peters, 2004). Daher mussten aufbauend auf den theoretischen Überlegungen Vorexperimente durchgeführt werden, um mittels Bewegungsanalyse und Kraftmessungen die konventionelle Handbikebewegung mit der vermeintlich besseren Vor-/Zurück- (Ruder-) Bewegung zu vergleichen.

4.2 Theoriebildung aus Vorexperimenten

4.2.1 Vergleich der Handbike- mit der Ruderbewegung

Da die theoretischen Vorüberlegungen ergaben, dass über eine Vor/Zurück-Bewegung im Hand-Arm-System die höchsten Kräfte aufgebracht werden können (s. Kap. 4.1.2), wurde anhand einer 3D-Bewegungsanalyse ein Vergleich zwischen dem Rudern (Vor/Zurück-Bewegung) und der Kurbelbewegung im Handbike durchgeführt. Zur Bestimmung der Gelenkwinkel wurde das Marker Set nach ISB Standard (Int. Society of Biomechanics) verwendet (Wu, van der Helm, Veeger, Makhsous, Roy, Anglin, Nagels, Karduna, McQuade, Wang, Werner, Buchholz, 2005). Zusätzliche Marker wurden am Handbikegriff, -sitz und Kurbeldrehpunkt sowie am Ruderergometer angebracht. Die Berechnung der Gelenkwinkel erfolgte mittels MATLAB (Version 7.3, The MathWorks, Inc.).

Die beiden Bewegungen wurden dann bezüglich ihres Potentials Drehmomente (Kräfte) in den jeweils auftretenden Gelenkwinkeln zu erzeugen verglichen. Die

Daten zu den Maximalmomenten des Hand-Arm-Systems in verschiedenen Winkelstellungen wurden vom Lehrstuhl für Ergonomie der TU München zur Verfügung gestellt. In der nachfolgenden Grafik (s. Abb. 15) sind die von sieben Probanden gemittelten und normierten Maximalmomente dargestellt. Beispielhaft ist hier für das Ellbogengelenk die Flexion-Extension sowie Supination-Pronation dargestellt. Für das Schultergelenk ergibt sich eine analoge Darstellung. Die blauen Datenpunkte stellen die Messwerte dar, die 3D-Oberfläche zwischen den Einzelwerten wurde interpoliert. Die roten Bereiche stellen hohe, die grünen / blauen Bereiche geringe Drehmomente dar.

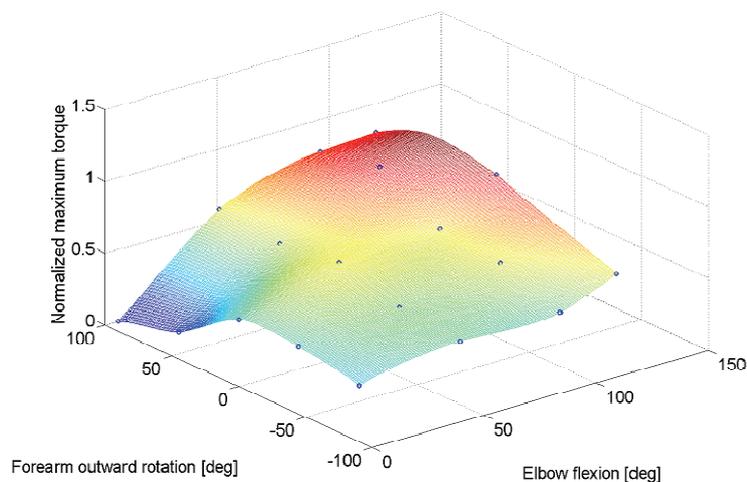


Abb. 15: Maximale (normierte) Drehmomente für Schulter und Ellbogen

Abb. 16 zeigt die Gelenkwinkelverläufe zweier gefähiger Probanden, jeweils für die Handbike- (blau) und die Ruderbewegung (rot). Analog zu Abb. 15 stehen die rot eingefärbten Flächen für Gelenkwinkelbereiche mit hohen, grüne für niedrige Drehmomente. Durch die größere Ellbogen-Flexion während der Ruderbewegung können größere Drehmomente über einen längeren Zeitraum erzeugt werden (Abb. 16). Insofern ist die Ruderbewegung hinsichtlich der Fähigkeit maximale Kräfte zu übertragen effektiver als die Kurbelbewegung.

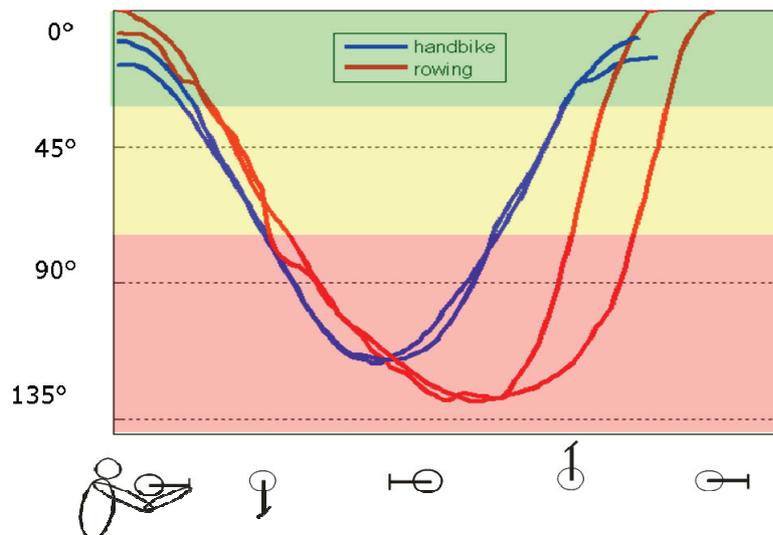


Abb. 16: Vergleich der Gelenkwinkelverläufe hinsichtlich ihres Potenzials zur Drehmomenterzeugung im Ellbogengelenk, n=2 gefähige Probanden, Handbike vs. Rudern: rot = Bereiche hoher Kraftentwicklung, gelb = mittlere Kraftentwicklung, grün = schlechte Kraftentwicklung, blaue Kurven= Handbike, rote Kurven= Rudern.

Einzelheiten zum Versuchsaufbau und weiteren Ergebnissen können den Proceedings der 5th Conference der International Shoulder Group, Lisboa 2004 (Böhm, H., Klöpfer, I., Krämer, C., Seitz, T., Recluta, D., and Senner, V., 2004) und Böhm (Böhm, H., Krämer, C., 2007) entnommen werden.

4.2.2 Kraftmessung

Um weitere Informationen über die konventionelle runde Kurbelbewegung zu erhalten, wurden in den Vorexperimenten zusätzlich zu den Gelenkwinkeln die Kräfte während der Handbikebewegung aufgezeichnet. Dazu wurden auf der Achse des Handbikegriffes Dehnungsmessstreifen appliziert (s. Abb. 17).

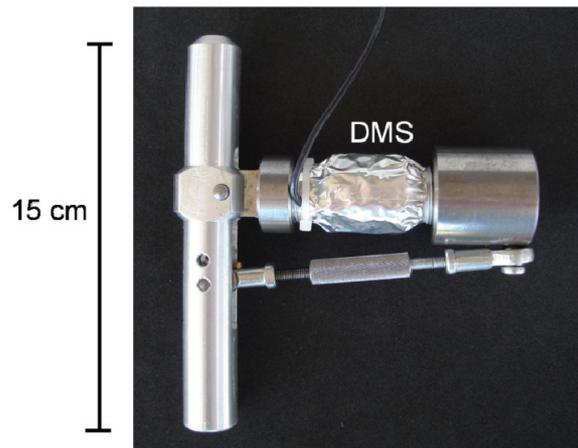


Abb. 17: Handbikegriff mit Dehnungsmessstreifen

In Abb. 18 sind die gemittelten tangentialen (= vortriebswirksam) Kräfte von 20 Probanden dargestellt. Es zeigt sich, dass die Handbikebewegung aus zwei aktiven Phasen besteht (2 Kraftmaxima), ein Maximum während der Zugphase (zwischen 30° und 60°) und eines während der Druckphase (zwischen 220° und 250°). Die Totpunkte (minimale Kraftübertragung) liegen körpernah (150°) und körperfern (330°). Die Auf- und Abwärtsbewegung kann also kaum vortriebswirksam genutzt werden.

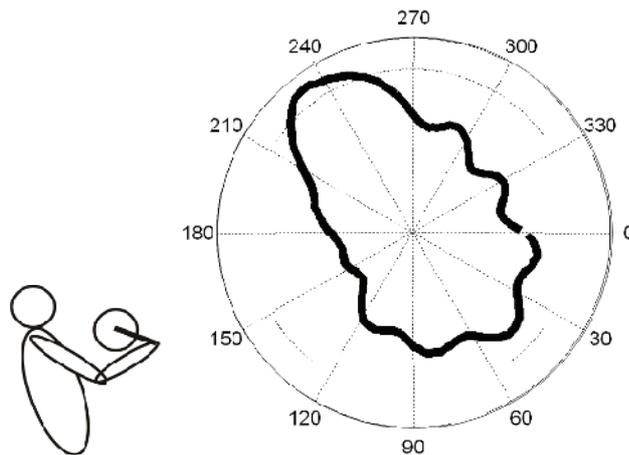


Abb. 18: Tangentialkraft während der Handbikebewegung

4.2.3 Rückschlüsse aus Kraftmessung und den Vorexperimenten

Aus den in Kap. 4.1 und 4.2 genannten Überlegungen zeigt sich, dass eine lineare Vor-/Zurück-Bewegung Vorteile gegenüber der konventionellen runden

Kurbelbewegung hat. Ein Nachteil der linearen Bewegung sind jedoch die hohen Kraftspitzen am körpernahen bzw. körperfernen Umkehrpunkt der Bewegung: Da sich hier die Krafrichtung umkehrt, führt dies zu hohen Gelenkbelastungen. Außerdem hat sich im Fahrradsport bei einem Vergleich einer reinen Linearbewegung mit der runden Bewegung gezeigt, dass die Probanden die Umkehrpunkte bei der linearen Bewegung als sehr unangenehm empfanden (Gloger, 1996). Um die Vorteile beider Bewegungsformen zu verbinden (lineare Bewegung ohne Bewegungsumkehr) ist eine ellipsenförmige Bewegungsbahn geeignet. Nicht zu verwechseln ist diese Antriebsbewegung mit den im Fahrradbereich bereits umgesetzten ovalen Kettenblättern (BioPace, Shimano; Puch Ei), da es sich bei dem gewünschten Antrieb um eine elliptische *Bewegungsbahn* handelt. Beim Puch Ei oder dem BioPace Kettenblatt beschreiben die Kurbeln nach wie vor eine Kreisbewegung, lediglich das Kettenblatt hat eine leicht elliptische Form. Bei dem gewünschten elliptischen Antrieb beschreiben die Kurbeln selbst, also die Hände welche die Bewegung ausführen, eine Ellipsenbahn.

Weiterhin könnte es sinnvoll sein eine Bewegungsrichtung zuzulassen, die nicht in der Sagittalebene liegt (und z. B. in der Zugphase nach außen, in der Druckphase nach innen gerichtet ist, s. Kap. 4.1.3).

Um diese Überlegungen in der Praxis, also im Experiment überprüfen zu können, war der Bau eines Versuchsstands nötig welcher die Umsetzung einer **elliptischen** Antriebsbewegung, der **Schrägstellung** und des **klassischen** Antriebs ermöglicht.

4.3 Hypothesenformulierung

Aus den oben ausgeführten Vorüberlegungen und Vorexperimenten ergaben sich schließlich mehrere Hypothesen, welche im Rahmen der Hauptexperimente zu überprüfen waren. Diese beziehen sich zum einen konkret auf die verschiedenen Antriebskonzepte, deren Wirkungsgrade, erreichte physiologische Parameter und auf Zusammenhänge mit der Anthropometrie der Probanden. Zum anderen folgen die Hypothesen, welche sich auf die Sitzeinstellungen am Versuchsstand und auf die subjektive

Bewertung der Probanden beziehen. Das Abfragen der subjektiven Wahrnehmung wurde ebenso als sehr wichtig eingestuft, da das „Wohlbefinden“ bei einer Bewegung mit Sicherheit ein starkes Kriterium für die Wahl eines Antriebskonzeptes darstellt. Nachfolgend sind die zu prüfenden Hypothesen in einer ausführlichen Formulierung aufgezeigt, sowie in einer Kurzformulierung, wie sie im Verlauf der Arbeit eingesetzt werden sollen.

Hypothesen bezüglich spirometrischer Messungen:

H₁ Arbeitshypothese: Zwischen den drei Antriebskonzepten zeigt sich ein signifikanter Unterschied im erreichten physiologischen Wirkungsgrad.

Mittels der Hypothese H1 sollte überprüft werden, ob sich aus einem Vergleich der berechneten Wirkungsgrade aller drei Antriebskonzepte ein signifikanter Unterschied ergibt.

H₂ Arbeitshypothese: Es besteht ein signifikanter Zusammenhang von subjektivem und dem objektiven Ranking (aus dem Wirkungsgrad).

Anhand einer Korrelation sollte überprüft werden, ob ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem aus der Befragung gewonnen subjektiven Ranking und jenem objektiven Ranking der Wirkungsgrade besteht.

H₃ Arbeitshypothese: Die physiologischen Messwerte (VO₂max, max. Laktat, max. Leistung, max. RQ etc.) der Antriebskonzepte sind signifikant unterschiedlich.

Mittels H₃ sollte nach einem signifikanten Unterschied zwischen den gewonnenen physiologischen Messwerten, wie beispielsweise den max. Laktatwerten, aller drei Antriebskonzepte gesucht werden.

H₄ Arbeitshypothese: Das objektive Ranking zeigt einen Zusammenhang mit der Anthropometrie, dem Alter, der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit der Probanden.

Die H₄ sollte prüfen ob eine Korrelation von Ranking des Wirkungsgrades und verschiedenen Messwerten der Anthropometrie (wie z. B. Armlänge, Körpergröße), Alter, Dauer der Rollstuhlabhängigkeit ein signifikantes Ergebnis liefern würden.

Hypothesen bezüglich der Sitzeinstellungen und der subjektiven Bewertung:

H₅ Arbeitshypothese: Im Rahmen der subjektiven Bewertung der Antriebskonzepte im Fragebogen zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebskonzepten.

H₅ ging der Frage nach, ob die Bewertung der Antriebskonzepte im Fragebogen für die drei Antriebskonzepte unterschiedlich vorgenommen wurde.

H₆ Arbeitshypothese: Das subjektive Ranking zeigt einen Zusammenhang mit der Anthropometrie der Probanden.

H₆ sollte prüfen, ob es eine signifikante Korrelation von Körpergröße, Armlänge, etc. der Probanden und deren jeweiliger Antriebsbewertung im Fragebogen gab.

H₇ Arbeitshypothese: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Einstellungen von Sitzabstand, Rückenlehnenwinkel und Antriebshöhe.

H₇ befasste sich mit der Frage ob die Wahl von Sitzabstand, der Höhe des Antriebs und der Rückenlehnenwinkel für jedes Antriebskonzept in einer miteinander korrelierenden Form vorgenommen wurden (z. B. hoher Antrieb, geringer Sitzabstand und flache Lehne).

H₈ Arbeitshypothese: Die Sitzeinstellungen werden für alle drei Antriebskonzepte signifikant unterschiedlich vorgenommen.

H₈ sollte prüfen, ob die Versuchspersonen für jedes Antriebskonzept eine eigene Sitzposition wählten, oder ob eine Einstellung für alle Antriebe übernommen wurde.

H₉ Arbeitshypothese: Die Einstellung der Schrägstellung (vorne-auseinander / vorne- zusammen) erfolgt nach „vorne-zusammen“.

In der Hypothese H₉ wurde geprüft, ob die Einstellung der Schrägstellung gemäß den Erwartungen aus der Theoriebildung erfolgte.

H₁₀ Arbeitshypothese: Die Einstellung der Ellipsen-Orientierung (horizontal / vorne- unten / vorne-oben) erfolgt nach „vorne-unten“.

Die Hypothese H₁₀ prüfte dieselbe Frage wie H₉ jedoch bzgl. der Erwartungen für die Ellipse.

H₁₁ Arbeitshypothese: Die Sitzeinstellungen korrelieren mit der Anthropometrie der Probanden.

Die H₁₁ sollte zu guter Letzt prüfen, ob die Wahl der Sitzposition einen Zusammenhang mit den Körperproportionen der Versuchspersonen hatte.

5 Hauptuntersuchung

5.1 Übersicht der Methoden

Die Ableitung der Hypothesen machte deutlich, dass deren Überprüfung nur im Experiment möglich ist. Feldstudien wären für diese Fragestellungen die geeignetste Form des Experiments gewesen, doch aufgrund der fehlenden technischen Umsetzung verschiedener Antriebskonzepte in konventionelle Handbikes war dieser Weg nicht möglich. Es musste ein Kompromiss, die Durchführung von Laborversuchen, eingegangen werden. Durch die Konstruktion eines Handbike-Versuchsstandes (s. Kap. 5.2) konnten alle drei Antriebskonzepte klassisch, schräggestellte Kurbeln und die Ellipse umgesetzt werden. Das Experiment wurde dabei in zwei Phasen durchgeführt. In der ersten Phase wurden gehfähige Probanden rekrutiert, in der Zweiten Querschnittgelähmte. Einen Schwerpunkt bildeten dabei spirometrische Messungen, aus welchen der physiologische Wirkungsgrad berechnet wurde und somit einen auf metrischen Daten beruhenden „objektiven Vergleich“ der drei Antriebsbewegungen ermöglichte. Zusätzlich zu den Messwerten aus der Spirometrie wurden in einem Fragebogen die individuellen Bewertungen der Antriebskonzepte als „subjektive Bewertung“ erfasst. Die Begriffe „objektiver Vergleich“ und „subjektive Bewertung“, werden in den folgenden Kapiteln weiter verwendet, wobei der „objektive Vergleich“ nicht für die Absolutwerte des Wirkungsgrades steht, sondern für das daraus resultierende Ranking. Der Begriff „subjektiver Vergleich“ steht für das von den Probanden vergebene Ranking der Antriebskonzepte. Die Bezeichnungen „Platz 1“, „Platz 2“ und „Platz 3“ sind den Platzierungen im Sport gleichzusetzen.

Zur Hypothesenprüfung erfolgte schließlich eine statistische Daten-Auswertung. Die Details zu den statistischen Methoden sind dem Kap. 5.9 zu entnehmen.

5.2 Aufbau des Versuchsstands

Um die Möglichkeit zu schaffen verschiedene Antriebskonzepte im Experiment mit Probanden zu überprüfen und zu evaluieren, wurde ein flexibler Handbike-Versuchsstand konstruiert (s. Abb. 19).

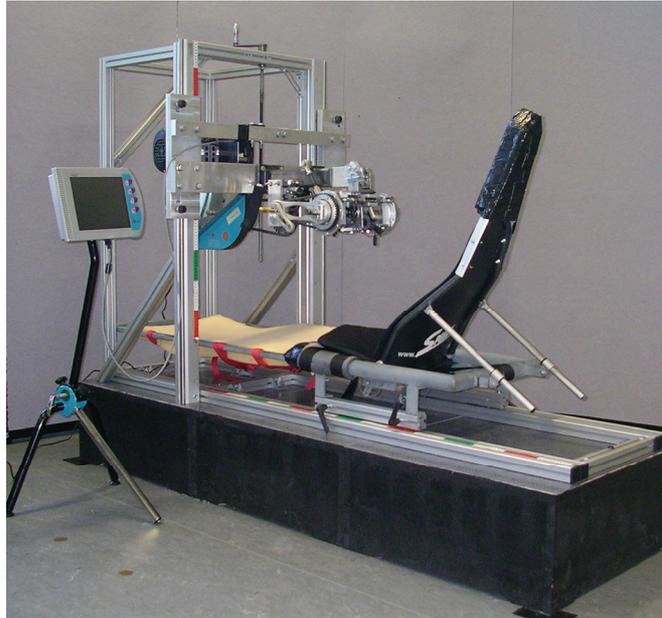


Abb. 19: Handbike-Versuchsstand

Dieser Versuchsstand ermöglicht folgende Antriebsbewegungen: die klassische runde Kurbelbewegung (s. Abb. 20a), eine elliptische Bewegungsbahn (Abb. 20b) als auch eine Bewegungsform, bei der die Kurbeln nicht zueinander parallel stehen, sondern mit einem beliebigen Grad der Schrägstellung gegeneinander verkippt werden können (Abb. 20c).

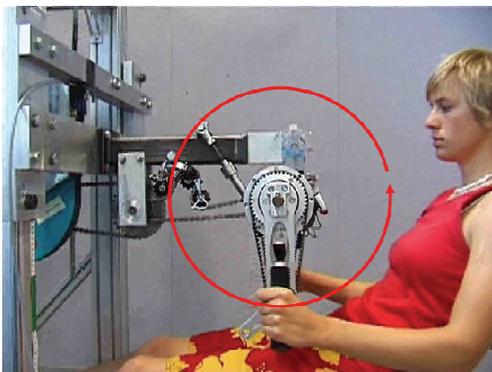
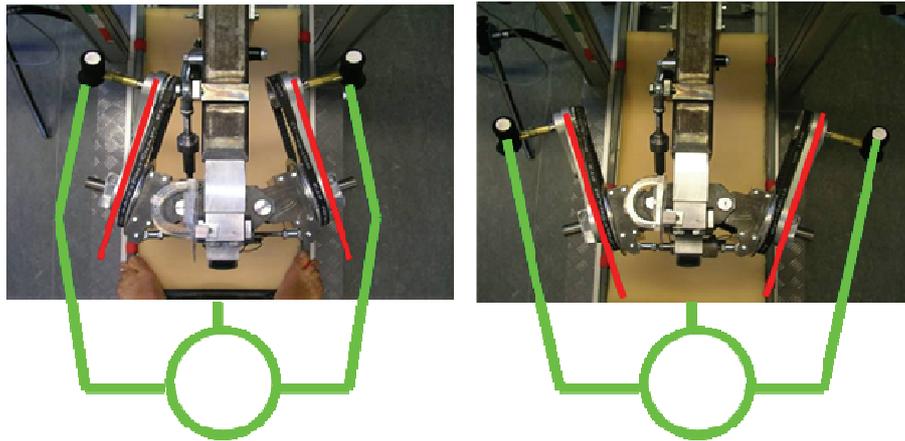


Abb. 20 a: klassische Antriebsbewegung



b: elliptische Antriebsbewegung



c: schräggestellte Kurbeln, Draufsicht der Antriebseinheit

Die elliptische Bewegungsbahn wurde über einen elliptischen Antrieb (Luca Motion™, Lucabike, Steven Ascher) realisiert. Außerdem ist es möglich, die Orientierung der Ellipse um die Ausrichtung der Ellipsen-Hauptachse zur Horizontalen zu verändern (Abb. 21).

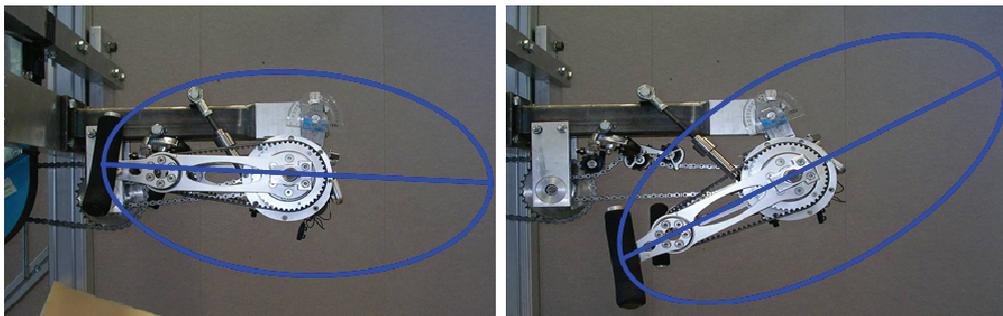


Abb. 21: Variationsmöglichkeit der Orientierung der Ellipse

Der Grad der Schrägstellung kann variiert werden, sodass sich die Hände in der Streckphase der Arme annähern oder entfernen (s. Abb. 20c). Die Antriebseinheit wurde über einen Träger an einer Linearführung befestigt, um die Höhenverstellbarkeit der Antriebseinheit über eine Gewindestange mit Handkurbel zu ermöglichen (s. Abb. 19). Außerdem wurde über die Antriebseinheit der bereits in den Vorexperimenten verwendete Ergometer (Cyclus 2, Firma Avantronic) betrieben. Der Sitz – bestehend aus einem maßgeschweißten Rahmen, ergänzt durch die Sitzfläche und Rückenlehne eines Handbikes der Firma Speedy – wurde so konstruiert, dass er auf den Schienen des Rahmens mittels Gleitnutsteinen stufenlos verschiebbar ist. Dadurch kann außer dem Rückenlehnenwinkel der Abstand des Sitzes zum Antrieb stufenlos variiert werden.

5.3 Versuchsplanung

Die eingesetzten drei Antriebskonzepte bildeten die unabhängige Variable (UV) dieser Untersuchungen. Deren Einfluss auf die abhängigen Variablen (AV) wurde erfasst. Die AVs waren dabei folgende gemessene Parameter: die physiologischen Parameter (Herzfrequenz (Hf), Sauerstoffaufnahme (VO_2), Kohlendioxidabgabe (VCO_2), Laktat), die erbrachte Leistung am Ergometer und die subjektive Bewertung im Fragebogen. Ebenso zählen hierzu die aus Messwerten berechneten Parameter wie der Respiratorische Quotient (RQ) oder der physiologische Wirkungsgrad.

Die Messung teilte sich wie bereits erwähnt in 2 Phasen / Messblöcke, welche jeweils mit unterschiedlichen Probandengruppen durchgeführt wurden. Die Stichprobe der Phase 1 wurde aus $n=30$ ($\text{♀}=12$, $\text{♂}=18$) Sportstudenten der TU München gebildet. $N=13$ rückenmarkverletzte Probanden ($\text{♀}=3$, $\text{♂}=10$; Tetraplegie=1, Paraplegie=12), rekrutiert aus dem Patientenstamm der Unfallklinik Murnau und dem angegliederten Rollstuhlsportverein Murnau e.V., bildeten die Stichprobe für die Phase 2 der Untersuchungen.

Für die Phase 1 wurde aus mehreren Gründen eine Gruppe gefähiger Probanden ausgewählt. Bei der Gruppe der gefähigen Probanden konnte gesichert werden Versuchspersonen ohne jegliche Handbikeerfahrung zu rekrutieren. Nur so konnte gewährleistet werden, dass keine Voreingenommenheit gegenüber neuartigen und ungewohnten Antriebsbewegungen besteht. Aus den Daten der gefähigen Probanden konnte des Weiteren ein Grundstock an Informationen bei neuartigen Bewegungsformen für das Hand-Arm-Schulter-System angelegt werden. Der Einflussfaktor der Querschnittlähmung musste hierbei noch nicht berücksichtigt werden und erleichterte damit den ersten Messblock. Nicht zu unterschätzen ist auch die Möglichkeit die Mess-Ergebnisse von Gefähigen und Rückenmarkverletzten miteinander in Bezug setzen zu können, sowie Erkenntnisse für die Behindertenforschung abzuleiten. Da sich über die kooperierende Unfallklinik Murnau im Zeitraum der Messungen keine weiteren Probanden rekrutieren ließen, ergab sich für diese Stichprobe eine relative geringe Größe.

Als Versuchsplan wurde für beide Stichproben ein einfaktorieller Mehrstufenplan mit Wiederholungsmessung gewählt. Auf diese Weise ist die Homogenität in den Blöcken am höchsten, da ein Block aus je einer Versuchsperson besteht. Um Störvariablen wie Lerneffekte und Übertragungseffekte zu minimieren, wurde die Reihenfolge der „verabreichten“ Ausprägungen der UV (UV = Antrieb; Ausprägung = klassisch, schräg, elliptisch) für jede Versuchsperson randomisiert.

5.4 Ablauf der Messtermine

Aufgrund der zahlreichen Variationsmöglichkeiten im Versuchsstand konnten nun zum einen die verschiedenen Antriebskonzepte miteinander verglichen, und zum anderen die individuellen Sitzeinstellungen der Probanden (Antriebshöhe, Abstand Antrieb zum Oberkörper, Rückenlehnenwinkel) evaluiert werden. Die Antriebshöhe wurde von der Sitzfläche aus zur Unterkante des Trägers für den Antrieb gemessen, der Rückenlehnenwinkel bestimmte sich aus dem Winkel der Lehne zur Horizontalen (horizontal = 0°, vertikal = 90°) und der Sitzabstand bestimmte sich aus der Distanz von Vorderkante der Sitzfläche bis zur Linearführung.

Die Messreihen wurden wie bereits in Kapitel 5.3 erwähnt in 2 Gruppen durchgeführt, wobei die erste Reihe an gefähigen Probanden durchgeführt wurde. Genauere Angaben zu Alter und Anthropometrie der Versuchspersonen sind im Anhang aufgeführt. Die zweite und wichtigere Messreihe wurde schließlich an 13 querschnittgelähmten Probanden durchgeführt. Diese Messreihe war auch die wichtigere, da sie an der eigentlichen Zielgruppe Querschnittgelähmter, durchgeführt wurde. Auch hier sind die genauen Angaben zu Alter, Läsionshöhe in tabellarischer Form im Anhang (Anhang, Kap. 1.1) aufgeführt.

Über vier Messtermine verteilt wurden Messungen zu den Körperproportionen (VITUS 3D Body Scanner, Vitronic), dem Körpergewicht (Waage seca 702, seca GmbH & Co. KG, Hamburg), –größe, Körperfett (FUTREX-6100 A/ZL) und schließlich die drei Stufentests zu den Antriebskonzepten durchgeführt.

Die Erfassung der Anthropometrie der Probanden erlaubte Zusammenhänge von Körperproportionen und bevorzugtem Antriebskonzept, sowie Optimaleinstellungen zu evaluieren.

VITUS 3D Body Scanner

Der VITUS 3D Body Scanner ist ein Messsystem, welches vornehmlich in der Bekleidungsindustrie verwendet wird. Es besteht aus vier in einem Rechteck angeordneten Säulen mit integriertem Lasersystem. In der Mitte dieses Rechtecks wird die zu vermessende Person platziert. Bei Start des ca. 10sekündigen Scans fahren die vier Laser synchron die Säulen von kranial nach kaudal herab und erfassen dabei die Oberflächenkontur der Person. Mit der zugehörigen Auswertungssoftware Scan Worx (Vers. 2.9, Human Solutions, Kaiserslautern) wird eine 3D-Oberfläche des Probanden erzeugt, aus welcher voreingestellte sowie individuell formulierte Körpermaße herausgemessen werden können. Da in dieser Untersuchung auch individuell formulierte Maße gemessen werden sollten, wurden zusätzlich halbkugelförmige Marker auf die gewünschten anatomischen Referenzpunkte geklebt. Diese werden beim Scan in die Kontur miteinbezogen und können dadurch leichter manuell in der Software erfasst werden (s. Abb. 22).

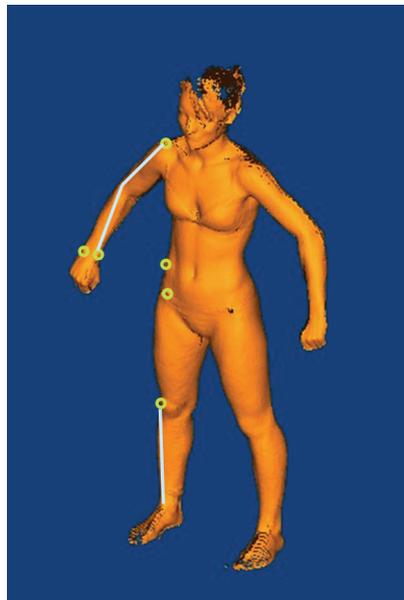


Abb. 22: Beispielhafter Oberflächenscan aus Scan Worx; mit Markern (grüne Kreise) und manuell erfassbaren Maßen (graue Linien) (Quelle: Faltermair, 2007).

Für diese Untersuchung waren bzgl. der Körperproportionen vor allem die Parameter Armlänge, Schulterbreite, Rumpflänge sowie weitere Maße

interessant, da zu erwarten ist, dass diese einen Einfluss auf die Sitz- und Antriebseinstellungen haben.

In einem weiteren Schritt im Rahmen des ersten Messtermins suchten sich die Probanden im Versuchsstand für jedes Antriebskonzept ihre „individuellen optimalen Sitzeinstellungen“ bzw. „Wunscheinstellungen“ (Rückenlehnenwinkel, Antriebshöhe, Abstand Oberkörper zu Antrieb, Ausmaß der Kippung für die Schrägstellung als auch die Orientierung für die Ellipse), um zu gewährleisten, dass die Sitzposition für jeden Probanden individuell angepasst war. Da es in der Literatur keine allgemeingültigen Aussagen zu den optimalen Sitzeinstellungen im Handbike gibt, wurde in einem späteren Schritt versucht, aus diesen Daten eine Faustformel zur individuellen Optimaleinstellung abzuleiten. Der Begriff der Wunscheinstellungen soll auch in den folgenden Kapiteln in dieser Form verwendet werden.

Um diese Daten zu erhalten, wurden die Probanden anhand eines vorab festgelegten standardisierten Protokolls zu ihren Wunscheinstellungen geleitet. Die jeweilige Wunscheinstellung wurde zusätzlich aus der Seitenansicht fotografiert um das Verhältnis von Sitzeinstellung zu Anthropometrie zu ermitteln (s. Abb. 23).

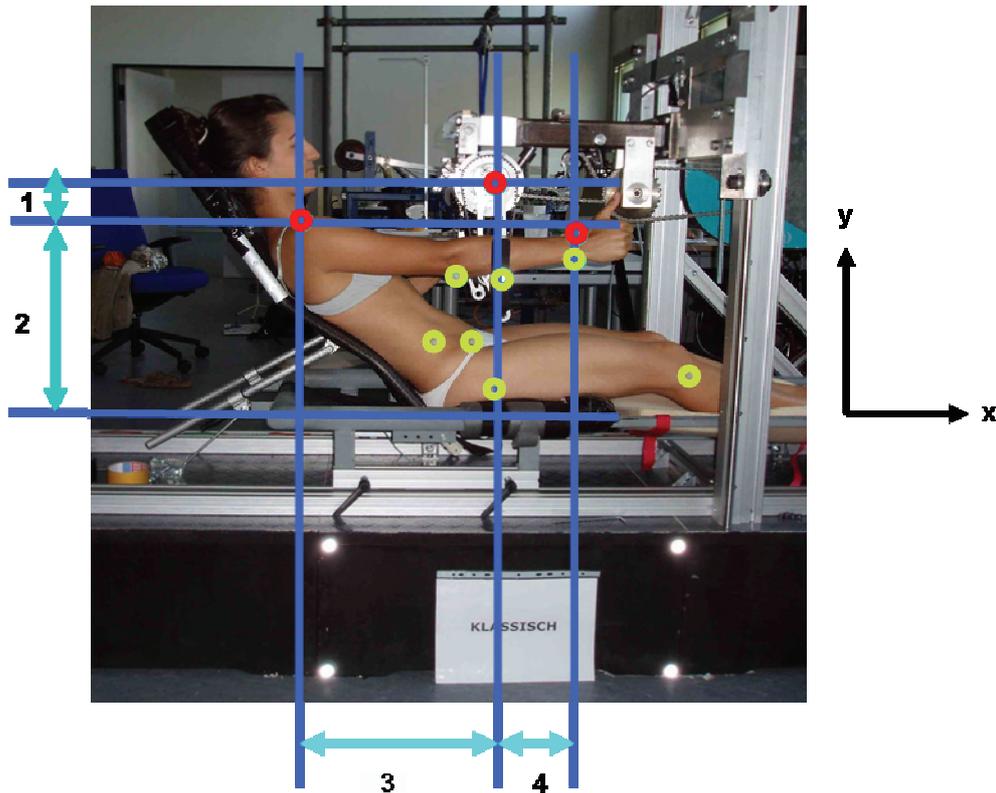


Abb. 23: Exemplarische Auswertung zur Bestimmung Optimaleinstellung prozentual zur Anthropometrie; zur Berechnung verwendete Marker (rote Kreise), sowie zusätzliche Marker des Body Scans (gelbe Kreise)

1= Höhendifferenz zwischen Acromion der VP und dem Fixpunkt der Kurbel

2= Sitzhöhe: vom Sitz bis zum Acromion

3= Abstand vom Acromion bis zur Kurbelachse

4= Abstand zwischen Kurbelachse und Handgelenk der VP

(Quelle: Faltermair, 2007)

Anhand des Fotos wurden verschiedene Abstände ausgemessen: Es wurde die Höhendifferenz von Acromion zum Kurbeldrehpunkt (Strecke 1) als auch zur Oberkante der Sitzfläche (Strecke 2) in y-Richtung bestimmt. Zwei weitere Teilstrecken waren schließlich die Abstände in x-Richtung vom Acromion zur Kurbelachse (Strecke 3) und von der Kurbelachse zum Handgelenk (Strecke 4) (s. Abb. 23). Aus den Messwerten des 3D Body Scanners zur Anthropometrie und den Streckenlängen (1-4), bestimmt über eine Digitalisierung mit der Bewegungsanalyse-Software SIMI Motion, wurden schließlich Verhältnisse der Sitzeinstellungen zur Anthropometrie der Probanden und dadurch die Faustformeln zur optimalen Sitzeinstellung bestimmt. Weitere Zusammenhänge von Körperproportionen und bevorzugtem Antriebskonzept wurden im Rahmen einer Diplomarbeit im Bereich der Sportwissenschaft interpretiert (Faltermair, 2007).

An den folgenden drei Messterminen wurde schließlich je ein Stufentest zu einem Antriebskonzept durchgeführt. Die Reihenfolge der zu testenden Antriebskonzepte (Klassisch, Schräg, Ellipse) wurde für jeden Probanden randomisiert. Es lag jeweils ein Tag Pause zwischen den Tests.

Erfasst wurden die Herzfrequenz, mittels einer Spirometrie die Atemgase und anhand der Borg-Skala (Borg, 1970; Löllgen, Erdmann, 2001; Löllgen, 2004) das Empfinden der Anstrengung.

Die Herzfrequenz kann als Indikator für das Ausmaß der Belastung betrachtet werden. Mit steigender Belastungsintensität steigt auch die Herzfrequenz parallel zu dieser an und kann oberhalb einer Intensität von 80% der Maximalbelastung abflachen (Löllgen, 2001). Sie wurde somit auch als objektives Kriterium für einen Vergleich der alternativen Antriebsbewegungen herangezogen.

Der maximale Respiratorische Quotient, welcher in der Leistungsdiagnostik auch als Maß für die Ausbelastungssituation des Athleten verwendet wird (Rost, 1982), wurde ebenso in die Betrachtung miteinbezogen.

Der Wert der maximalen Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) wird in leistungsdiagnostischen Untersuchungen als der Parameter für die aerobe Ausdauerkapazität des Athleten gewertet. Sie gilt als das „Bruttokriterium der kardiopulmonalen und metabolischen Leistungsfähigkeit“ (Rost, 1982, S. 57). Im Rahmen dieser Untersuchung wurde der Parameter VO_{2max} erhoben um die drei Antriebskonzepte zu vergleichen: Es kann davon ausgegangen werden, dass für eine Bewegungsform eine höhere Sauerstoffaufnahme notwendig ist, wenn diese Bewegung ineffizienter oder unökonomischer ist als die anderen.

Das aus dem Kapillarblut gemessene Laktat ist die Menge der während der Belastung anfallenden Milchsäure. Sie entsteht unter anaeroben Bedingungen in den Muskeln, wenn also eine Bewegung oder Belastung so hoch bzw. anstrengend ist, dass die Energiebereitstellung nicht mehr nur durch den eingeatmeten Sauerstoff – also aerob – bewältigt werden kann. Das Laktat kann unter anderem herangezogen werden, um die Frage zu beantworten, ob der Athlet seine maximale O_2 -Aufnahme erreicht hat. Dies würde in einem Bereich von 8-10 mmol/l vorliegen (Hollmann, Hettinger, 2000). So wurde das

Laktat ebenso wie Hf, RQ oder VO₂ zur Bewertung der Antriebskonzepte mit herangezogen.

Nach Beendigung des letzten Stufentests (4. Messtermin) erfolgte für jedes Antriebskonzept eine abschließende subjektive Bewertung im Fragebogen.

Das gesamte Mess-Prozedere ist nochmals in folgendem Schema (Abb. 24) dargestellt.

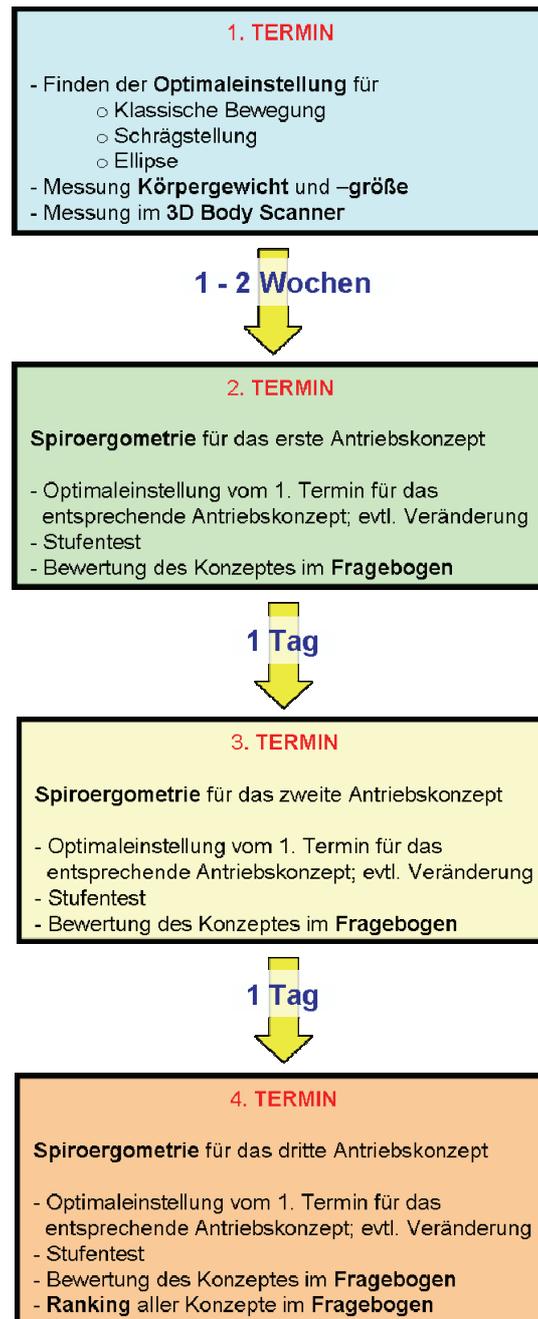


Abb. 24: Ablaufschema der Messreihen

Für die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden ergab sich derselbe Versuchsablauf, mit folgenden Einschränkungen: Aufgrund der unklaren Belastbarkeit der Patienten der Unfallklinik konnte kein Stufentest bis zur maximalen sondern nur bis zur submaximalen Ausbelastung durchgeführt werden (Abbruch aufgrund mangelnder objektiver Belastungskriterien bei einem Wert von 15 auf der Borg-Skala). Die Messung des Laktats wurde nicht durchgeführt, da die Aussagekraft der Laktatwerte bei Querschnittgelähmten nicht gesichert ist (Schmid, 2002). Der 3D Body Scanner ist ein in der Sportfakultät fest installiertes Messsystem, welches nicht als portables System in die Unfallklinik Murnau transportiert werden konnte. Aufgrund dessen mussten bei den Rollstuhlfahrern die Messungen mit dem 3D-Body Scanner entfallen. Statt dessen wurden mit einer Digitalkamera Fotos von der Seitenansicht des Patienten im Versuchsstand gemacht. Diese Fotos wurden schließlich mit der Software SIMI Motion digitalisiert und ausgewertet.

5.5 Fragebogen

Im Rahmen dieser Untersuchung kam unter anderem ein Fragebogen zum Einsatz. Auch wenn eine rein subjektive Bewertung als weniger aussagekräftig erscheint als objektive messbare Parameter, kann nur die subjektive Bewertung das Sportgerät in seiner Gesamtheit und deren Einschätzung durch den Benutzer abbilden und ist somit ebenso notwendig wie die objektiven Parameter. So muss beispielsweise eine Bewegung, die zwar messbar effizienter ist als alle anderen nicht auch gleich die „Bevorzugte“ sein, wenn sie den Athleten als unangenehm oder gewöhnungsbedürftig erscheint.

Für diesen Fragebogen zur subjektiven Bewertung der Antriebskonzepte wurde eine gerade Anzahl von Antwortkategorien gewählt (vierstufige Ratingskala), um eine mittlere Antwortkategorie zu vermeiden. Wie Mummendey (S.56, 1999) in seinem Buch zur Fragebogenmethode beschreibt, kann für die antwortende Person eine mittlere Antwortkategorie - zwischen „Ja“ und „Nein“ - verschiedene Dinge bedeuten: eine tatsächliche Einnahme der mittleren Antwortposition, eine „Weiß nicht“-Antwort wenn kein endgültiges Urteil möglich ist, eine „Irrelevanz“-Antwort wenn die Frage als unwichtig angesehen wird, eine „Protest“-Antwort wenn Unmut gegen die Frage ausgedrückt werden soll,

oder schließlich eine Antwort aus Zaghaftheit. Der Fragebogen umfasste die von den Probanden zu unterzeichnende Einwilligungserklärung sowie die vierstufige Ratingskala mit Fragen zu Kraftaufwand, „Rundheit“ sowie Gewöhnungsbedarf der Bewegung, muskulärer oder Kreislaufbelastung, etc. Diese Fragen wurden nach jedem Stufentest beantwortet, zusätzlich wurde nach dem letzten Stufentest ein subjektives Ranking (Platz 1, 2 und 3) für die drei Antriebsalternativen vergeben. Da der Fragebogen mehrere Seiten umfasste, ist er im Anhang im Detail dargestellt.

5.6 Stufentests und Belastungsschemata

Die Belastungsschemata für beide Probandengruppen wurden in Anlehnung an Schmid (2002) erstellt. Aufgrund der komplizierten Antriebskonstruktion im Versuchsstand wurden jedoch nicht jene Wirkungsgrade wie sie bei herkömmlichen Fahrrädern vorherrschen erreicht (s. Anhang, Kap. 5., Exkurs Reibungsverluste, S. 212). Aus diesem Grund mussten auch die Testdesigns von den Empfehlungen von Schmid (2002) abweichen und angepasst werden (größere Reibungsverluste erforderten geringe Steigerung, Einschränkungen vonseiten des Ergometers erforderten den Start mit 20 Watt für alle Gruppen; s. Tab. 7). Da die Querschnittgelähmten des Rollstuhlsportvereins sportlich aktiv, oftmals schon seit Jahrzehnten querschnittgelähmt und somit belastbarer sind als die frisch verletzten Patienten, wurden die Belastungsschemata auch nach Querschnittgelähmten aus Klinik und Verein unterschieden. Hieraus ergaben sich für die verschiedenen Gruppen folgende Belastungsschemata:

Tab. 7: Belastungsschemata für die verschiedenen Probandengruppen

Gruppe	Start	Stufendauer	Anstieg	Abbruch
Gefähige Probanden				
Männlich	20 W	3 min	20 W	Subj. Ausbelastung
Weiblich	20 W	3 min	10 W	Subj. Ausbelastung

Querschnittgelähmte (keine Unterscheidung männl/weibl)Klinik

Tetraplegiker (-C7/8)	20 W	3 min	5 W	Submax. Ausbelastung
Paraplegiker (Th1 -)	20 W	3 min	10 W	Submax. Ausbelastung

Verein

Tetraplegiker	20 W	3 min	10 W	Submax. Ausbelastung
Paraplegiker	20 W	3 min	20 W	Submax. Ausbelastung

Aufgrund der Regelungstechnik des Widerstandes des Ergometers musste die Kurbelfrequenz bei der niedrigsten Wattstufe (20 W) auf maximal 60 U/min festgelegt werden, da bei höheren Kurbelfrequenzen die 20 W überschritten worden wären. Ab der zweiten Wattstufe (>20 W) war die Kurbelfrequenz nach oben hin freigegeben. Bei Unterschreitung von 45 Umdrehungen wurde der Test automatisch abgebrochen. Die Kurbelfrequenz wurde freigegeben, um die Probanden zusätzlich zu der ungewohnten Bewegung durch die drei Antriebskonzepte, nicht noch über eine vorgegebene Frequenz weiter einzuschränken. Verellen et al. (2004b) stellten in Ihrer Untersuchung zum Einfluss der Kurbelfrequenz beim Handbiken zwar fest, dass eine frei wählbare Frequenz nicht zwingend am ökonomischsten ist, dennoch zeigte sich kein signifikanter Unterschied des Wirkungsgrades bei frei wählbarer und festgelegter Kurbelfrequenz.

5.6.1 Datenerfassung Stufentest mit gehfähigen Probanden

Im Rahmen der Messungen mit Gehfähigen wurde unter anderem auch das Laktat erfasst. Das Blutlaktat wurde zu verschiedenen Zeitpunkten abgenommen: in Ruhe, am Ende jeder 3.Stufenminute, bei Abbruch der Belastung sowie in der ersten, dritten und fünften Minute nach Abbruch der Belastung.

Die Atemgase wurden mit einem portablen Spirometrie-System (K4b², Firma Cosmed) breath-by-breath aufgezeichnet. Das Vorgehen zu Kalibration und die weiteren Bedienungsschritte wurden entsprechend dem Handbuch (K4b² Benutzerhandbuch, COSMED 2004) durchgeführt. Das System wurde mit Beginn der Belastung gestartet und nach Abnahme des dritten Nachbelastungslaktats (5. Minute nach Abbruch) abgeschaltet.

Die Herzfrequenz wurde über eine Pulsuhr (Polar, S810i) alle 5 Sekunden gespeichert und anschließend im Computer ausgelesen. Zum Ende jeder Stufe, als auch nach Abbruch der Belastung wurde mittels der Borg-Skala das Empfinden der Schwierigkeit abgefragt. Die Ermittlung der Laktatwerte aus den Blutproben erfolgte schließlich mit dem Biosen S-Line Analyse-Gerät (EKF Diagnostic). Die Kalibrierung erfolgte vorab mit zwei 12 mmol-Standardproben und nach den Proben jedes Probanden jeweils mit einer 10 mmol-Standardprobe.

5.6.2 Datenerfassung Stufentest mit querschnittgelähmten Probanden

Nach Durchführung der Messreihen an gehfähigen Probanden wurden die Messungen mit den Rollstuhlfahrern fortgesetzt. Diese Probanden rekrutierten sich aus dem Patientenstamm der Unfallklinik Murnau als auch aus dem dort angegliederten Rollstuhlsportverein (RSV e.V. Murnau). Hieraus ergab sich eine Mischung aus unerfahrenen Rollstuhlfahrern und Querschnittgelähmten, welche bereits seit bis zu 40 Jahren im Rollstuhl fahren und mehrmals wöchentlich Handbike fahren.

Obwohl die Herzfrequenz bei Tetraplegikern auch nur eine eingeschränkte Aussagekraft hat, wurde sie aufgrund der einfachen Erfassungsmöglichkeit mit der Pulsuhr (Polar, S810i) aufgezeichnet. Wie auch bei den gehfähigen Probanden wurde jede Minute der Wert auf der Borg-Skala erfragt, als auch die Herzfrequenz notiert.



Abb. 25: Stufentest an der BG Unfallklinik Murnau

5.7 Berechnung Wirkungsgrad

Für die Berechnung des Wirkungsgrades der verschiedenen Antriebskonzepte wurde folgende Formel verwendet (McArdle, 2001; De Marées, 2003):

$$\text{Wirkungsgrad}[\%] = \frac{\text{Leistung am Ergometer [W]}}{\text{Aufgebrachte metab. Energie / Sekunde [J / s]}} \cdot 100[\%]; \quad (1)$$

Die Berechnung des Energieverbrauchs erfolgte nach dem Verfahren der indirekten Kalorimetrie. Für dieses Vorgehen wird davon ausgegangen, dass eine „stöchiometrische Beziehung zwischen Verbrauch von O₂, Bildung von CO₂, der Menge „verbrannter Substanz“ und dabei freiwerdender Energie“ (de Marées, 2003, S. 381) besteht. Anhand der Beziehung von verbrauchtem O₂ und gebildeten CO₂ kann schließlich über das kalorische Äquivalent der Energieverbrauch berechnet werden. Da bei diesem Verfahren nicht *direkt* die Hitze gemessen wird, die bei der Energiefreisetzung entsteht (= direkte Kalorimetrie), sondern die Energiefreisetzung *indirekt* über das Verhältnis VCO₂/VO₂ geschätzt wird, nennt sich das Verfahren indirekte Kalorimetrie (Wilmore, Costill, 1994). Aus diesem Grund spielt allerdings noch das Verhältnis der verbrannten Nährstoffe zueinander – Kohlenhydrate, Fette und Eiweiß – eine Rolle, was sich schließlich in dem respiratorischen Quotienten widerspiegelt. Um eine komplizierte Aufschlüsselung zu umgehen, wird oftmals ein mittlerer RQ von 0,82 verwendet, was einem kalorischen Äquivalent von 4,825 kcal/l O₂ entspricht (McArdle, 2001).

Der Energieverbrauch wird direkt von der Cosmed-Software des K4b² berechnet. Leider konnte die genaue Berechnungsgrundlage der Software nicht evaluiert werden, weswegen diese Energieverbrauchswerte nicht herangezogen wurden. Stattdessen wurde der Energieverbrauch mit der Formel nach Weir (Weir, 1949; Knechtle, 2002) berechnet. Diese Formel zeigt zu der traditionellen Berechnungsmethode mittels des RQ eine Abweichung von lediglich ± 1% (McArdle, 2001, S. 184). In der ursprünglichen Formel berücksichtigte Weir mit einem Summanden auch den Protein-Stoffwechsel. Der Anteil des Proteins zur Energiebereitstellung ist jedoch normalerweise sehr gering (McArdle, 2001), sodass durch die Vernachlässigung dieser Proteinkorrektur nur minimale Fehler entstehen. Weir (1949) erwähnte, dass im menschlichen Organismus der Protein-Stoffwechsel lediglich 1/8 des

Gesamtmetabolismus ausmacht. Unter Vernachlässigung des Korrektursummanden für den Proteinstoffwechsel ergibt sich damit folgende Formel, die zur Berechnung des Energieverbrauchs (EE) verwendet wurde:

$$EE[kcal] = 3,941 \cdot VO_2[l] + 1,106 \cdot VCO_2[l]; \quad (2)$$

Die erhaltenen Energieverbrauchswerte wurden von kcal/min anhand des Umrechnungsfaktors $1 \text{ kcal} = 4,1868 \text{ kJ}$ in kJ/min umgerechnet (Pschyrembel, 2002; De Marées, 2003).

Mithilfe folgender Umrechnung wurde der kJ-Wert in Watt umgerechnet, also mit dem Wert 16,7 multipliziert (Gerthsen, Kneser, Vogel, 1992):

$$1 \frac{J}{s} = 1W; \quad 6 \frac{kJ}{\text{min}} = 100W; \quad 1 \frac{kJ}{\text{min}} = 16,7W; \quad (3)$$

Diese metabolische Leistung wurde schließlich mit der erbrachten mechanischen Leistung am Ergometer (als Produkt von Drehmoment und der Winkelgeschwindigkeit bzw. Kurbelfrequenz) für die jeweilige Wattstufe ins Verhältnis gesetzt (s. Formel (1)). Anhand dieser Berechnungsschritte wurde für jede vom Probanden durchgeführte Wattstufe und für alle drei Antriebskonzepte der Wirkungsgrad berechnet. Anhand dieser Ergebnisse war ein direkter intraindividueller Vergleich der Wirkungsgrade für die einzelnen Wattstufen für alle drei Antriebskonzepte möglich (s. Abb. 26).

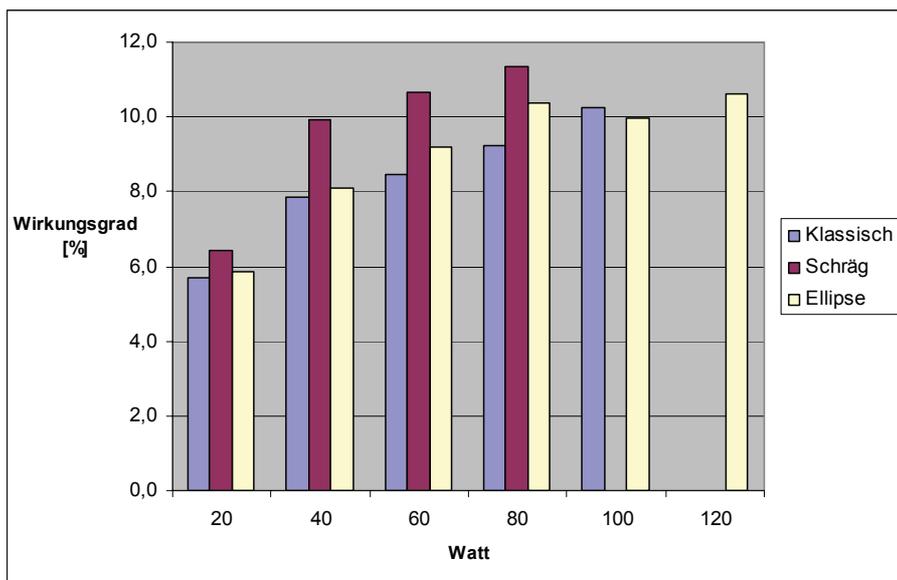


Abb. 26: Wirkungsgrade eines Probanden in Abhängigkeit von der Leistung aller Antriebsformen im Vergleich

Die Wirkungsgrade der drei Antriebsformen wurden auf definierten Wattstufen auf einen signifikanten Unterschied getestet. Zusätzlich wurden die Wirkungsgrade an der individuellen anaeroben Schwelle (IAT) ermittelt um sie auf dem gleichen Leistungsniveau aller Probanden zu vergleichen. Die IAT wurde mittels der Tangentenmethode (Simon, Berg, Dickhuth, Simon-Alt, Keul, 1981) bestimmt. Üblicherweise wird die Laktatkurve über der Geschwindigkeit (Laufband) aufgetragen und die IAT über eine Tangentensteigung von z.B. 45° (Simon, 1981) bestimmt. Da in der vorliegenden Untersuchung die Belastung über Wattstufen und nicht über die Geschwindigkeit gesteigert wurde, musste die Tangentensteigung auf einen anderen Wert (hier: 0,1) festgelegt werden. Die Steigung von 0,1 wurde so gewählt, dass sie im Mittel den Laktatwerten von 4,0-4,5 mmol/l (männliche Probanden) bzw. 3,2-3,7 mmol/l (weibliche Probanden) entspricht. Den Bereich von 4,3 mmol/l (erwachsene Normalpersonen) bis 2,6 mmol/l (Ausdauertrainierte) konnte auch Simon (1981) in seiner Untersuchung für eine Tangentensteigung von 45° festlegen. Dieser Leistungsbereich entspricht der Ausdauerleistungsgrenze und somit den Anforderungen im Handbikesport, sodass die gezeigten Wirkungsgrade an der IAT sehr repräsentativ sind.

5.8 Datenaufbereitung und Auswertung

Aufbereitung

Um den Vergleich hinsichtlich der Effizienz der drei Antriebskonzepte durchführen zu können, wurden mehrere Parameter zur Auswertung herangezogen. Zum einen wurden anhand der Daten aus der Spirometrie der bereits im Kap. 5.7 erläuterte Wirkungsgrad (WG), der Respiratorische Quotient (RQ) bei Abbruch, die Sauerstoffaufnahme (VO_2) bei Abbruch, Herzfrequenz (HF) und Laktat bei Abbruch bewertet. Diese Parameter spiegelten die Kriterien zum objektiven Vergleich wider. Bevor die Einzelschritte der Auswertung durchgeführt werden konnten, mussten die Daten entsprechend aufbereitet werden. Die Datentabellen aus der Spirometrie wurden mittels der Software der Firma Cosmed geglättet (moving average-Filter mit Anzahl der Nachbarn = 5) und schließlich einheitlich von der individuellen Anzahl von Werten aus der breath-by-breath-Aufzeichnung auf 5-Sekundenintervalle reduziert. Die

Herzfrequenzwerte werden automatisch alle 5 Sekunden in der Pulsuhr gespeichert und konnten anschließend im Computer ausgelesen werden. Da für die Kinetik aller Stoffwechselprozesse gilt, dass diese sich für jede Wattstufe erst auf einem Steady State einpendeln müssen (Rost, Hollmann, 1982), wurde der Mittelwert nur über die letzte Stufenminute gebildet. Diese Mittelwerte gingen schließlich in die Berechnung ein.

Da aufgrund der konstruktiven Umsetzung der drei Antriebskonzepte im Versuchsstand hohe Reibungsverluste anfallen, würden sich bei Korrektur der Werte durch diese Verluste insgesamt höhere Wirkungsgrade ergeben. Eine exakte Bestimmung der Reibungsverluste zur direkten Verrechnung war jedoch nicht möglich, eine ausführliche Diskussion dieser Problematik erfolgt im Kapitel 7.1.

Die Ergebnisse des Fragebogens bzgl. der Vergabe eines subjektiven Rankings für alle drei Bewegungsformen, sowie aller weiteren abgefragten Aspekte (möglicher Krafteinsatz, Koordination, Beschwerden, usw.) mussten vor der Auswertung nicht weiter aufbereitet werden. Lediglich für die inferenzstatistische Überprüfung auf Mittelwertsunterschiede wurde jeder Stufe der Ratingskala ein Zahlenwert zugewiesen (trifft gar nicht zu = 0, trifft kaum zu = 1, trifft etwas zu = 2, trifft voll zu = 3) und schließlich für jede Frage und jeden Antrieb ein Mittelwert als „Wichtung“ der Antworten über die vier Ratingstufen berechnet. Dieser ging in die Berechnung ein. Die Daten aus dem Fragebogen zeichneten die „subjektive Bewertung“ ab.

Eine Faustformel zur optimalen Sitzeinstellung wie sie im Fahrradbereich bereits existiert gibt es für den Handbikebereich noch nicht. Aus diesem Grund wurden auch die Daten zu Anthropometrie und den individuell gewählten Sitzeinstellungen für alle drei Antriebskonzepte weiter ausgewertet. Zu den Wunscheinstellungen wurden zum einen die Absolutwerte zu Winkeln und Abständen im Versuchsstand erfasst, zum anderen aber auch das Verhältnis von Anthropometrie zu Sitzposition. Dies geschah mittels der Fotos aus der Seitenansicht (s. Kap. 5.4 und Abb. 23).

Auswertung

Für jede Variable wurde die Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov getestet. Dieser Test ergab jedoch nicht für alle Variablen eine Normalverteilung, sodass die Auswahl der statistischen Testverfahren für alle zu prüfenden Variablen unterschiedlich war. Aus diesem Grund soll an dieser Stelle lediglich kurz aufgelistet werden, welche Parameter für welche Stichprobe statistisch geprüft wurden. Die Ergebnistabellen unter Angabe der jeweils verwendeten statistischen Testverfahren sind dem Anhang zu entnehmen.

Getestete Parameter für beide Probandengruppen:

- Subjektives Ranking und weitere Bewertungen aus dem Fragebogen
- Korrelationen und Unterschiede zwischen den Sitzeinstellungen (Sitzabstand, Rückenlehnenwinkel, Antriebshöhe)
- Bevorzugte Einstellung der Schrägstellung (nach innen bzw. außen) und der Ellipsen-Orientierung (nach oben bzw. unten)
- Korrelation der Sitzeinstellungen mit Anthropometrie, Alter, Läsionshöhe, Handbike-Erfahrung, Dauer der Rollstuhlabhängigkeit
- Physiologischer Wirkungsgrad (nachfolgend auch als „objektiver Rang“ bezeichnet) der drei Antriebskonzepte
- Maximale Leistung (bei Abbruch)
- Maximale Herzfrequenzen (HF), (bei Abbruch)
- Maximaler Respiratorischer Quotient (RQ), (bei Abbruch)
- Maximale Sauerstoffaufnahme (VO_2max), (bei Abbruch)

Zusätzliche Auswertung für die Gruppe der gehfähigen Probanden:

- Maximales Laktat (bei Abbruch)

5.9 Statistische Analyse

5.9.1 Deskriptive Verfahren

Mittels der deskriptiven Daten-Auswertung wurden verschiedene Parameter dargestellt. Die in dieser Arbeit als subjektive Bewertung und objektiver Vergleich bezeichneten Parameter wurden jeweils in Form von Kreisdiagrammen dargestellt. Sie zeigen die prozentualen Häufigkeiten der Antriebskonzepte auf den Rängen 1, 2 und 3, subjektiv wie objektiv (s. Kap. 6.1.1.). Mittelwerte und Standardabweichung dieser Parameter wurden zusätzlich in Balkendiagrammen dargestellt.

Auch die Fragen zur Bewertung der Antriebskonzepte hinsichtlich Kraftausdauer, Ermüdung, etc. wurden in Form von Balkendiagrammen dargestellt. Auf diese Weise ist sowohl die Verteilung der Antworten auf der 4stufigen Ratingskala als auch die Verteilung zwischen den Antriebskonzepten am besten ersichtlich (s. Kap. 6.2.1).

Ergänzend zu den inferenzstatistischen Verfahren und Signifikanz-Werten wurden jeweils die zugehörigen Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (SD) in tabellarischer Form dargestellt.

Ein weiterer Parameter war der Variationskoeffizient (V), welcher sich aus dem Quotienten $\frac{SD}{\bar{x}} \cdot 100$; errechnet.

Er ist ein dimensionsloses Streuungsmaß und somit gut geeignet für den Vergleich verschiedener Verteilungen. Der aus oben aufgeführter Formel errechnete Wert zeigt, dass die Streuung einer Variablen eben diesen Prozentsatz des arithmetischen Mittels ausmacht (Sachs, 1984; Kühnel, Krebs, 2004). Umso kleiner dieser Prozentwert, desto homogener die Verteilung.

Das Bestimmtheitsmaß (r^2) errechnet sich aus dem Quadrat des Korrelationskoeffizienten. Je näher es an den Wert 1 heranreicht, umso höher ist auch die Wahrscheinlichkeit eines linearen Zusammenhangs. Nimmt r^2 einen Wert von 0 an, so besteht kein Zusammenhang. Das Bestimmtheitsmaß ist somit eine Maßzahl für die Güte der Anpassung (Sachs, 1984). Es gibt an wie viel Prozent der Streuung in der AV sich auf die UV zurückführen lassen.

Zur Interpretation der Höhe eines Korrelationskoeffizienten werden oftmals auch Tabellen herangezogen, wie sie nachfolgend dargestellt ist:

Tab. 8: Abstufungen zur verbalen Beschreibung des Betrags des Korrelationskoeffizienten (Quelle: Bühl, Zöfel, 2005)

Wert	Interpretation
bis 0,2	Sehr geringe Korrelation
bis 0,5	Geringe Korrelation
bis 0,7	Mittlere Korrelation
bis 0,9	Hohe Korrelation
über 0,9	Sehr hohe Korrelation

Auch mittels solcher Tabellen ist die Interpretation des Korrelationskoeffizienten nicht einfach. Während für die Werte +1, -1 oder auch 0 eine zuverlässige Aussage möglich ist, ist eine Interpretation komplizierter wenn der Kennwert zwischen diesen Werten liegt. Für diesen Fall muss das Ergebnis letztendlich in Bezug zu dem gegenständlichen Problem gesetzt werden (Clauß, Finze, Partzsch, 2004). Grundsätzlich sei zu den Korrelationen zu erwähnen, dass diese im Falle eines signifikanten Ergebnisses zwar einen Zusammenhang zwischen zwei Variablen bestätigen können. Eine Kausalinterpretation, d.h. Aussagen über einen ursächlichen Effekt der einen auf die andere Variable, ist jedoch nicht möglich (Bortz, 2005, S. 519).

5.9.2 Inferenzstatistische Verfahren

Die statistische Auswertung erfolgte mittels der Software SPSS für Windows (Versionen 12.0 und 14.0). Grundlegend erfolgte als erster Schritt für alle zu untersuchenden Variablen der Test auf Normalverteilung der Daten mit dem Test nach Kolmogorov-Smirnov (Signifikanzkorrektur nach Lilliefors). Für alle Daten denen keine Normalverteilung zugrunde lag erfolgte die Handhabung als Ordinalskala unter Verwendung der entsprechenden statistischen Testverfahren. Nachfolgend sind die verwendeten statistischen Testverfahren aufgelistet:

1. Test auf Normalverteilung: Kolmogorov-Smirnov (Signifikanzkorrektur nach Lilliefors)

2. Mittelwertsunterschiede:

- metrische Daten: Allgemeines lineares Modell, Varianzanalyse mit Messwiederholung (ALM / ANOVA Messwiederholung) (für abhängige Stichproben, $k > 2$)
- ordinal skalierte, nicht normalverteilte Daten: Friedman-Test (für abhängige Stichproben, $k > 2$)
- post hoc-Test bei signifikanten Mittelwertsunterschieden (paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur)

3. Korrelationen:

- metrische Daten: Korrelation nach Pearson
- ordinal skalierte, nicht normalverteilte Daten: Spearman-Korrelationskoeffizient

Als Signifikanzniveau wurde für alle Tests $p=0,05$ gewählt (Clauß, Finze, Partzsch, 2004; Bortz, Lienert, 2003). Aus diesem Grund wird in der nachfolgenden Ergebnisdarstellung lediglich die Bewertung signifikant (s., bzw. *; bei $p < 0,05$) oder nicht signifikant (n.s.; bei $p > 0,05$) aufgeführt. Genaue Angaben zu den Signifikanzwerten aller Tests sind im Anhang zu finden (s. S. 173 ff).

6 Ergebnisse

In diesem Kapitel, welches der Ergebnisdarstellung dient, sollen die Ergebnisse der Hypothesenprüfungen dargestellt werden. Details zu den im Einzelnen verwendeten statistischen Verfahren, sowie zu den im Ergebnisteil nicht erwähnten Werten können den Ergebnis-Tabellen im Anhang entnommen werden (Verweis auf das jeweilige Kapitel des Anhangs erfolgt an entsprechender Stelle).

Die Gliederung dieses Kapitels sieht dabei wie folgt aus: An erster Stelle werden die Ergebnisse für die querschnittgelähmten und gehfähigen Probanden in einer direkten Gegenüberstellung dargestellt (Kap. 6.1 und 6.2). Weiterhin soll für ausgewählte Parameter geprüft werden, ob die Bewegungserfahrung (Handbikeerfahrung) der Rückenmarkverletzten einen Einfluss auf die Ergebnisse hat (Kap. 6.3). In einer Tabelle werden abschließend alle Hypothesen und deren Ergebnisse in kompakter Form dargestellt (Kap. 6.4).

Aufgrund der erschöpften Möglichkeiten zur Probandenrekrutierung an der Unfallklinik Murnau ergab sich eine relativ geringe Zahl querschnittgelähmter Probanden, welche an dieser Studie teilnahmen. Da das Risiko eine falsche Nullhypothese beizubehalten auch von der Größe der Stichprobe abhängt (kleine Stichprobe = größeres Risiko falsche H_0 beizubehalten) (Sachs, 1984), soll im nachfolgenden Ergebnisteil der deskriptiven Statistik eine größere Bedeutung als der Inferenzstatistik beigemessen werden.

6.1 Ergebnisse Spirometrie

6.1.1 Objektiver Vergleich und subjektive Bewertung

Gruppe der Rollstuhlfahrer

Aus der subjektiven Vergabe von Rangplätzen im Fragebogen ergibt sich für die Gruppe der Rollstuhlfahrer eine klare Favorisierung der schräggestellten Kurbeln mit einer Häufigkeit von 69,2 %. Gefolgt wird dies von klassischem Antrieb und Ellipse mit je 15,4%. Aus dem objektiven Ranking – welches sich hier anhand des berechneten Wirkungsgrades zeigt (gemittelt über alle gefahrenen Leistungsstufen), – ergibt sich eine etwas andere Verteilung: Hier schneidet der klassische Antrieb mit 46,2% am besten ab, gefolgt von den

schräggestellten Kurbeln mit 38,5% und den der Ellipse mit 15,4% ein (s. Abb. 27)

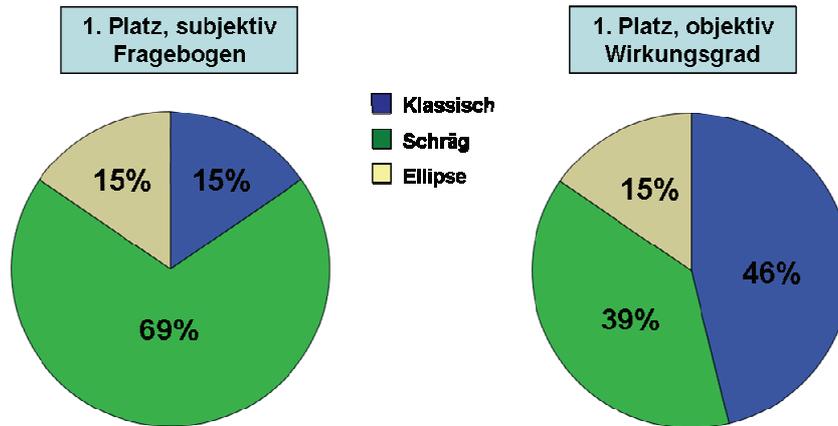


Abb. 27: Prozentuale Häufigkeiten für den „1.Platz“ aus subjektiver und objektiver Sicht; Gruppe der Rollstuhlfahrer

Um zu testen, ob intraindividuell ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Wirkungsgraden der drei Antriebskonzepte besteht, wurde eine ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt (abhängige Stichproben, 3 Variablen). Der Wirkungsgrad wurde entsprechend der Formeln aus Kap. 5.7 berechnet. Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Wirkungsgraden aller drei Antriebskonzepte ($p=0,236$; Wirkungsgrad Klassisch: Mittelwert=11,2%, SD=2,98, V=26,6%; Schräg: Mittelwert=11,3%, SD=2,84, V=25,1%; Ellipse: Mittelwert=10,5%, SD=2,79, V=26,6%).

Ob eine signifikante Korrelation zwischen dem subjektiven und dem objektiven Ranking besteht, wurde mittels des Spearman-Tests bestimmt. Diese Fragestellung beschäftigt sich damit, ob die subjektive Bewertung eines Antriebskonzeptes entsprechend dem individuell erreichten Wirkungsgrad erfolgt oder nicht. Es ergibt sich jedoch keine signifikante Korrelation zwischen objektivem und subjektivem Ranking der drei Antriebskonzepte (klassisch: $p=0,774$, schräg: $p=0,289$, Ellipse: $p=0,983$). Die Werte für r^2 liegen entsprechend bei 0,0 bis 0,10, es besteht also kein Zusammenhang.

Gruppe der gehfähigen Probanden

Für die Gruppe der Sportstudenten (Abb. 28) zeigt sich subjektiv eine nicht ganz so klare Verteilung für die Nennungen auf den 1. Platz, jedoch sind auch

hier die schräggestellten Kurbeln mit 43,3% das beliebteste Konzept. Gefolgt werden sie von der Ellipse mit 33,3% und dem klassischen Antrieb mit 23,3%. Aus der Berechnung des Wirkungsgrades zeigt sich folgende Verteilung für den objektiven Platz 1: der klassische Antrieb zeigt sich für 46,7% der Probanden als der effizienteste Antrieb, die schräggestellten Kurbeln sind für 30% der effizienteste Antrieb, gefolgt von der Ellipse mit 23,3%.

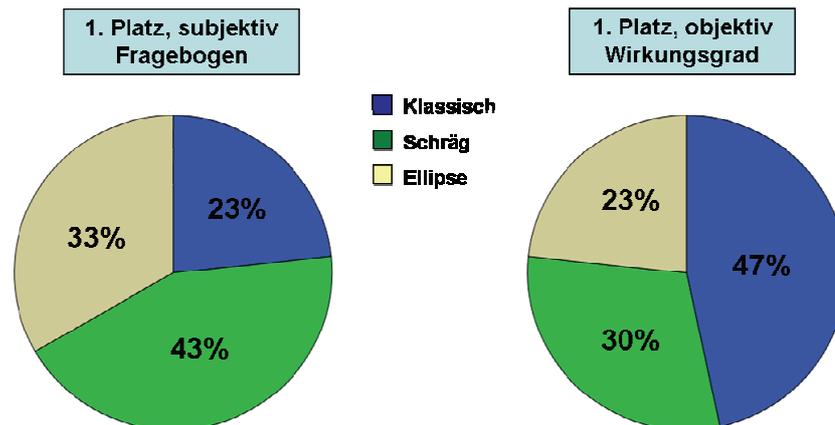


Abb. 28: Prozentuale Häufigkeiten für den „1.Platz“ aus subjektiver und objektiver Sicht; Gruppe der Fußgänger

Auch für die Gruppe der gehfähigen Probanden wurde eine ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt, um zu testen, ob ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Wirkungsgraden der drei Antriebskonzepte besteht. Die Varianzanalyse ergibt für die Wirkungsgrade der Antriebskonzepte, für Frauen und auch für Männer, keinen signifikanten Unterschied ($p_w=0,452$, $p_m=0,128$; Klassisch: Mittelwert_w=9,00%, SD_w=1,77, V_w=19,7%; Mittelwert_m=11,21%, SD_m=1,35, V_m=12,0%; Schräg: Mittelwert_w=9,11%, SD_w=0,84, V_w=9,2%; Mittelwert_m=10,72%, SD_m=1,12, V_m=10,5%; Ellipse: Mittelwert_w=8,64%, SD_w=0,86, V_w=10,0%; Mittelwert_m=10,46%, SD_m=1,74, V_m=16,6%).

Ob ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem subjektiven und dem objektiven Ranking besteht, wurde auch bei den Gehfähigen mit dem Spearman-Test evaluiert. Für die klassische Antriebsbewegung ($p=0,184$) und die Schrägstellung ($p=0,354$) zeigt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen subjektiver und objektiver Bewertung. Für die elliptische Antriebsbewegung ($p=0,003$, $r^2=0,27$) ergibt sich jedoch ein signifikanter

Zusammenhang, hier erfolgt die subjektive Beurteilung entsprechend dem erreichten Wirkungsgrad.

Um eine weitere Betrachtung für definierte Wattstufen durchführen zu können, wurden die Probanden nach ihren Testdesigns in zwei Gruppen aufgeteilt: eine Gruppe mit 10-Watt-Stufen (Steigerung) (weibliche Gehfähige, Tetraplegiker (Verein), Paraplegiker (Klinik)) und die zweite Gruppe mit 20-Watt-Stufen (männliche Gehfähige, Paraplegiker (Verein)). Auch bei dieser Betrachtung der intraindividuellen Wirkungsgrade bei ausgewählten Wattstufen zeigen sich innerhalb der Gruppe mit 10-Watt-Stufen keine signifikanten Unterschiede (s. Tab. 9). Für alle Wattstufen ergibt sich folgende Reihenfolge: S (Schrägstellung) – K (klassisch) – E (Ellipse).

Tab. 9: Vergleich der Wirkungsgrad-Mittelwerte bei verschiedenen Wattstufen für die Probanden mit 10 Watt-Stufen; ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der Wirkungsgrade η [%] für die Probanden mit 10W-Stufen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb									
	20 Watt; n=18			30 Watt; n=17			40 Watt; n=12		
	Kl	Sch	Ell	Kl	Sch	Ell	Kl	Sch	Ell
\bar{x}	7,40	8,68	7,35	9,03	9,23	8,80	10,50	10,83	10,38
<i>SD</i>	1,52	4,74	1,07	1,81	1,29	1,12	2,16	1,64	1,27
V [%]	20,54	54,61	14,56	20,04	13,98	12,73	20,57	15,14	12,24
Signifikanz	n.s., p=0,253			n.s., p=0,372			n.s., p=0,552		

Bei der Betrachtung der Wirkungsgrade für die Versuchspersonen mit 20-Watt-Stufen zeigt sich für die 40-Watt-Stufe ein signifikanter intraindividuellem Unterschied zwischen den Antriebskonzepten (s. Tab. 10). Für die 60W- und die 80W-Stufe zeigt sich dieselbe Reihenfolge wie beim objektiven Ranking: Klassisch – Schräg – Ellipse, allerdings waren die Unterschiede nicht signifikant.

Tab. 10: Vergleich der Wirkungsgrad-Mittelwerte bei verschiedenen Wattstufen für die Probanden mit 20 Watt-Stufen; ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der Wirkungsgrade η [%] für die Probanden mit 20W-Stufen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb									
	40 Watt; n=24			60 Watt; n=21			80 Watt; n=14		
	Kl	Sch	Ell	Kl	Sch	Ell	Kl	Sch	Ell
\bar{x}	12,98	12,46	12,38	11,70	11,15	11,09	14,29	13,83	13,77
<i>SD</i>	1,68	1,24	1,61	1,26	1,07	1,41	2,30	1,89	2,23
V [%]	11,96	11,16	12,27	10,75	9,61	12,7	15,14	14,53	16,63
Signifikanz	*, p=0,003			n.s., p=0,096			n.s., p=0,421		

Im post hoc –Test (paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Tab. 11) zeigen sich signifikante Unterschiede der Wirkungsgrade bei der 40W-Stufe zwischen den Paarungen K und S (p=0,027) und zwischen K und E (p=0,003).

Tab. 11: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrad 40W-Stufe, Probandengruppe mit 20W-Stufen, n=24

Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur Wirkungsgrad 40W-Stufe, Probandengruppe mit 20W-Stufen, n=24	
Paar Klassisch (K) – Schräg (S)	*, p=0,027
Paar Klassisch (K) – Ellipse (E)	*, p=0,003
Paar Schräg (S) – Ellipse (E)	n.s., p=0,250

6.1.2 Wirkungsgrade an der IAT

Gruppe der gehfähigen Probanden

Ein weiterer Schritt, um auch intraindividuell eine möglichst gute Vergleichsmöglichkeit zu bieten, war die Ermittlung der Wirkungsgrade an der individuellen anaeroben Schwelle (IAT) (s. Abb. 29). Da hierbei die Laktatwerte zur Berechnung benötigt werden, liegen diese Ergebnisse nur für die Gruppe der Gehfähigen vor. Wie bereits in Kap. 5.7 erwähnt, wurde die IAT mittels der Tangentenmethode (Steigung 0,1) bestimmt. Zusätzlich wurde eine Sensitivitätsanalyse für die Tangentensteigungen von 0,09 und 0,11 durchgeführt, um zu überprüfen wie „stabil“ das Ergebnis bezüglich der gewählten Tangentensteigung war.

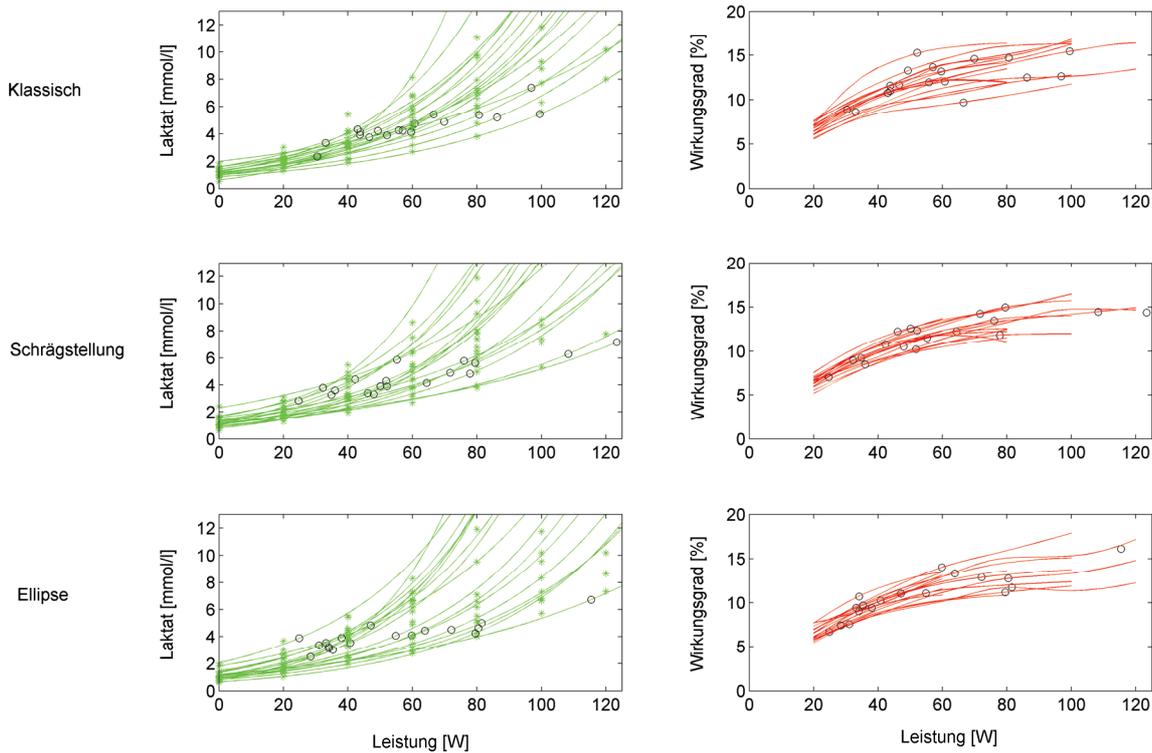


Abb. 29: Bestimmung der Laktatwerte und Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18; Tangentensteigung 0,1
 links, grüne Kurven= Laktat über die Leistung, o = Laktatwerte an der IAT
 rechts, rote Kurven= Wirkungsgrade über die Leistung, o = Wirkungsgrad bei der Leistung der IAT

Für die n=18 männlichen Probanden kann für die Tangentensteigung von 0,1 ein signifikanter Unterschied der Wirkungsgrade gezeigt werden ($p_{0,1}=0,004$, $V_K=16,6\%$, $V_S=19,4\%$, $V_E=22,7\%$; ANOVA, Messwiederholung) (s. Tab. 12).

Tab. 12: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,1, männliche Probanden, n=18, ANOVA mit Messwiederholung

Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb , männliche Probanden									
Steigung Signifikanz	Laktat [mmol/l] $\bar{x} \pm SD$			Leistung [W] $\bar{x} \pm SD$			Wirkungsgrad [%] $\bar{x} \pm SD$		
	K	S	E	K	S	E	K	S	E
0,1 *, p=0,004	4,50 $\pm 1,06$	4,52 $\pm 1,20$	4,03 $\pm 0,96$	59,7 $\pm 20,3$	59,7 $\pm 26,1$	53,0 $\pm 24,7$	12,31 $\pm 2,04$	11,65 $\pm 2,26$	10,81 $\pm 2,45$

Im Post-hoc-Test können schließlich folgende signifikante Unterschiede gezeigt werden (s. Tab. 13):

Tab. 13: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18

Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18	
	Steigung 0,1
Paar Klassisch (K) – Schräg (S)	n.s., p=0,085
Paar Klassisch (K) – Ellipse (E)	*, p=0,006
Paar Schräg (S) – Ellipse (E)	*, p=0,048

So zeigt sich bei der Tangentensteigung von 0,1 ein signifikanter Unterschied der Wirkungsgrade zwischen klassischem und elliptischem Antrieb (der klassische Antrieb zeigt signifikant höhere Wirkungsgrade als der elliptische), sowie zwischen Schrägstellung und der Ellipse (die schräggestellten Kurbeln zeigen signifikant höhere Wirkungsgrade als die Ellipse).

Die Sensitivitätsanalyse zeigt auch für die Steigungen von 0,09 und 0,11 einen signifikanten Unterschied und somit die Stabilität der Ergebnisse ($p_{0,09}=0,003$, $p_{0,11}=0,014$). Die einzelnen Werte von Leistung, Wirkungsgrad und Laktat bei den Steigungen 0,09 und 0,11 können dem Anhang (Kap. 4.1.1, S. 190) entnommen werden.

Für die n=12 weiblichen Probanden kann für keine der Tangentensteigungen von 0,09 – 0,11 ein signifikanter Unterschied der Wirkungsgrade gezeigt werden ($p_{0,09}=0,096$, $V_K=23,0\%$, $V_S=12,8\%$, $V_E=18,9\%$; $p_{0,1}=0,102$, $V_K=22,8\%$, $V_S=19,4\%$, $V_E=22,7\%$; $p_{0,11}=0,112$, $V_K=22,8\%$, $V_S=12,8\%$, $V_E=18,7\%$; ANOVA, Messwiederholung, Ergebnisse s. Anhang, S. 191).

6.1.3 Spirometrische Messwerte

Um die Antriebskonzepte anhand weiterer rein objektiver Werte vergleichen zu können, werden verschiedenste Parameter aus der Spiroergometrie herangezogen. Für beide Probandengruppen spielen dabei die maximal erreichte Leistung [W], maximale Herzfrequenz, maximaler respiratorischer Quotient und die VO_2max die entscheidende Rolle. Bei den gefähigen Probanden kommt noch die Variable des maximal erreichten Laktats hinzu.

6.1.3.1 Maximal erreichte Leistung

Ein Parameter der einen leichten Vergleich der Antriebskonzepte ermöglicht ist die maximal erreichte Leistung [W]. Bei den Sportstudenten erfolgte die Ergometrie bis hin zur subjektiven Ausbelastung. Aufgrund der eingeschränkten Belastbarkeit der querschnittgelähmten Patienten wurde bei den Rollstuhlfahrern allgemein die Belastung nur submaximal durchgeführt und bei einem Wert von 15 auf der Borg-Skala abgebrochen.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Die Probandenzahl betrug bei den Rollstuhlfahrern zwar $n=13$, jedoch ergaben sich für die Auswertung nur 11 gültige Fälle, da die Daten von 2 Probanden aufgrund technischer Fehler herausgenommen werden mussten. Für die jeweils erreichten maximalen Wattstufen ergibt sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,436$) zwischen klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb. Beim klassischen Antrieb ergibt sich ein Mittelwert von 81,7 W mit einer SD von 35,6 W ($V= 43,6\%$). Bei dem schräggestellten Antrieb ergibt sich ein Mittelwert von 83,1 W und einer Standardabweichung von 39,4 W ($V= 47,4\%$). Bei der Ellipse ergibt sich der niedrigste Mittelwert mit 79,6 W ($SD=36,3$, $V=45,6\%$).

Gruppe der gefähigen Probanden

Bei den Sportstudenten zeigt sich für die männlichen Probanden dasselbe Bild und ergibt damit keinen signifikanten Unterschied der maximal erreichten Leistung ($p=0,069$; Klassisch: Mittelwert= 100 W, $SD=18,7$, $V=18,7\%$; Schräg: Mittelwert= 93,9 W, $SD=19,9$, $V=21,2\%$, Ellipse: Mittelwert= 90,9 W, $SD=28,7$, $V=31,6\%$)

Für die weiblichen Probanden ergibt sich jedoch bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb ein signifikanter Unterschied ($p=0,011$) zwischen den maximal erreichten Wattstufen. Die höchste maximale Leistung kann bei dem klassischen Antrieb gefahren werden, wobei sich für die $n=12$ Probandinnen ein Mittelwert von 48,6 Watt ergibt ($SD=9,8$ W, $V= 20,1\%$). Mit den schräggestellten Kurbeln erreichen die Probandinnen im Mittel 46,6 Watt ($SD= 7,9$ W, $V= 17,0\%$) und mit der Ellipse 43,57 Watt ($SD= 8,8$ W, $V= 20,3\%$). Im post hoc-Test (s. Tab. 14) zeigen sich die signifikanten Unterschiede schließlich zwischen den Paaren K und E ($p=0,012$) sowie zwischen S und E ($p=0,034$).

Tab. 14: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, max. Leistung, Gehfähige, weibliche Probanden, n=12

Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur max. Leistung, Gehfähige, weibliche Probanden, n=12	
Paar Klassisch (K) – Schräg (S)	n.s., p=0,227
Paar Klassisch (K) – Ellipse (E)	*, p=0,012
Paar Schräg (S) – Ellipse (E)	*, p=0,034

6.1.3.2 Maximal erreichte Herzfrequenz

Die Herzfrequenz als Indikator für das Belastungsausmaß zeigt für die querschnittgelähmten und gehfähigen Probanden folgende Ergebnisse.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Im Vergleich der maximalen Herzfrequenzen (Wert bei Abbruch des Stufentests) zeigt sich bei den n=13 Rückenmarkverletzten mit einer Signifikanz von $p=0,489$ keinerlei signifikanter Unterschied zwischen den Antriebskonzepten. Die höchste Herzfrequenz wird bei der Ellipse mit einem Mittelwert von 161,7 S/min erreicht (SD=19,6, V=12,3%). Beim klassischen Antrieb wird ein Mittelwert von 159,4 und einer SD von 19,6 erreicht (V=12,3%). Der niedrigste Mittelwert wird bei der Schrägstellung mit 153,2 S/min und einer SD von 23,6 erreicht (V=15,4%).

Gruppe der gehfähigen Probanden

Auch bei den Sportstudenten kann mit dem Friedman-Test weder für Frauen ($p=0,758$) noch für Männer ($p=0,840$) ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die Frauen haben die niedrigsten Herzfrequenzen bei der Ellipse mit 163,5 S/min (SD=11,5, V=7%), einen mittleren Wert von 164,7 (SD=9,9, V=6%) beim klassischen Antrieb und den höchsten Wert bei der Schrägstellung (Mittelwert=167,5, SD=11, V=6,6%).

Bei den männlichen Probanden wird der niedrigste Wert bei der Schrägstellung erreicht (Mittelwert=161,7, SD=19,4, V=12%), gefolgt von der Ellipse (Mittelwert=164,7, SD=18,0, V=11%) und der höchste Wert beim klassischen Antrieb (Mittelwert=165,3, SD=15,7, V=9,5%).

6.1.3.3 Maximal erreichter Respiratorischer Quotient (RQ)

Die Ergebnisse für den Wert des Respiratorischen Quotienten bei Abbruch werden nachfolgend mit deren Mittelwerten und den Ergebnissen der statistischen Überprüfung dargestellt.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Wie auch bei den bisher untersuchten Parametern ergab die ANOVA mit Messwiederholung für den respiratorischen Quotienten keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Antriebsformen ($p=0,926$). Für K und S ergeben sich mit 1,13 dieselben Mittelwerte (Klassisch: $SD=0,15$, $V=13,3\%$; Schräg: $SD=0,14$, $V=12,4\%$). Der RQ für die Ellipse liegt mit einem Mittelwert von 1,15 etwas höher ($SD=0,14$, $V=12,2\%$).

Gruppe der gehfähigen Probanden

Auch bei den Gehfähigen zeigt die Varianzanalyse weder für die Frauen ($p=0,594$) noch für die Männer ($p=0,229$), einen signifikanten Unterschied. Die Ellipse zeigt sich mit dem höchsten RQ-Wert von 1,18 bei den Frauen ($SD=0,09$, $V=7,6\%$), gefolgt von den schräggestellten Kurbeln mit 1,17 ($SD=0,16$, $V=13,7\%$) und dem konventionellen Antrieb mit 1,14 ($SD=0,15$, $V=13,2\%$).

Bei den Männern liegen die Werte etwas höher mit 1,25 für Ellipse und Schrägstellung (Ellipse: $SD=0,19$, $V=15,2\%$; Schräg: $SD=0,23$, $V=18,4\%$) und 1,17 für die klassische Bewegung ($SD=0,14$, $V=12\%$).

6.1.3.4 Maximal erreichte Sauerstoffaufnahme (VO_2)

Die Werte der Sauerstoffaufnahme bei Abbruch (VO_{2max}) werden im nachfolgenden Kapitel wiederum mit deren Mittelwerten sowie den Ergebnissen der statistischen Überprüfung der Mittelwertsunterschiede, für beide Probandengruppen dargestellt.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Bei den Rollstuhlfahrern ergibt sich auch für den Parameter der VO_2 bei Abbruch kein signifikanter Unterschied für die drei Antriebsalternativen ($p=1,000$). Der höchste VO_2 -Wert wird bei der Schrägstellung erreicht

(Mittelwert=1420,6 ml/min, SD=605,6, V=42,6%). Dieser Wert wird von dem Mittelwert bei der Ellipse mit 1407,3 ml/min gefolgt (SD=576,4, V=41%). Der niedrigste Wert ergibt sich bei der klassischen Antriebsbewegung mit 1399,1 ml/min (SD=464,5, V=33,2%).

Gruppe der gehfähigen Probanden

Bei Betrachtung der VO_2 -Werte bei den gehfähigen Probanden kann mittels einer Überprüfung durch den Friedman-Test gezeigt werden, dass bei den männlichen Probanden ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten zur VO_{2max} besteht ($p=0,002$). Der höchste Mittelwert ergibt sich mit 2170,95 ml/min für den klassischen Antrieb (SD=520,1, V=24%). Gefolgt wird dieser von der Schrägstellung (Mittelwert=2014,8ml/min, SD=634,1, V=31,5%) und zu guter Letzt von der Ellipse mit der niedrigsten Sauerstoffaufnahme (Mittelwert=1803,2ml/min, SD=601,4, V=33,4%). Bei den weiblichen Probanden kann kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ($p=0,338$). Hier wird der höchste Wert beim klassischen Antrieb mit 1307,4 ml/min erreicht (SD=274,4, V=21%), danach folgt die Schrägstellung mit 1293ml/min (SD=283,2, V=22%) und zuletzt die Ellipse mit 1217,3 ml/min (SD=245,4, V=20%).

Allerdings muss bei der maximalen Sauerstoffaufnahme auch die jeweils erreichte maximale Leistung in Betracht gezogen werden, da ein direkter Schluss von der Sauerstoffaufnahme auf die Effizienz nicht möglich ist. Dies gilt auch für Hf, Laktat und RQ, soll aber aufgrund der großen Bedeutung des VO_2 nur für Letzteres detailliert für definierte Wattstufen dargestellt werden. Dieser Zusammenhang wird in Kap. 7.2.1 diskutiert.

Da die Leistungsabgabe im Zusammenhang mit der VO_2 nicht vernachlässigt werden kann, wird nachfolgend die Auswertung für definierte Watt-Stufen aufgeführt. Die inferenzstatistische Prüfung für definierte Wattstufen wurde nicht mit dem Friedman-Test, sondern mit der ANOVA für Messwiederholung durchgeführt, da sich für diese Variablen eine Normalverteilung ergibt (Tab. 15):

Tab. 15: Vergleich der Werte zur VO₂ [ml/min] bei definierten Wattstufen für die weiblichen Probanden; ANOVA mit Messwiederholung.

Vergleich der VO₂ [ml/min] der weiblichen Probanden bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb									
	30 Watt; n=12			40 Watt; n=10			50 Watt; n=6		
	KI	Sch	Ell	KI	Sch	Ell	KI	Sch	Ell
\bar{x}	967,6	984,2	1019,2	1154,0	1202,7	1259,9	1394,3	1357,4	1338,3
<i>SD</i>	173,9	135,1	100,6	204,4	185,4	128,4	227,0	279,5	100,8
V [%]	17,98	13,72	9,87	17,72	15,41	10,19	16,28	20,59	7,53
Signifikanz	n.s., p=0,404			n.s., p=0,105			n.s., p=0,741		

Anhand der statistischen Überprüfung mittels der ANOVA zeigt sich bei definierten Wattstufen kein signifikanter Unterschied in der VO₂ bei den weiblichen, gefähigen Probanden.

Bei den männlichen Probanden kann der zuvor festgestellte signifikante Unterschied für die Überprüfung bei definierten Wattstufen nicht bestätigt werden.

Tab. 16: Vergleich der Werte zur VO₂ [ml/min] bei definierten Wattstufen für die männlichen Probanden; ANOVA mit Messwiederholung.

Vergleich der VO₂ [ml/min] der männlichen Probanden bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb									
	40 Watt; n=18			60 Watt; n=18			80 Watt; n=16		
	KI	Sch	Ell	KI	Sch	Ell	KI	Sch	Ell
\bar{x}	1184,6	1216,9	1239,4	1512,1	1552,7	1558,7	1886,1	1904,6	1801,6
<i>SD</i>	119,1	112,6	116,8	193,0	140,1	180,7	264,8	237,3	338,2
V [%]	10,05	9,26	9,42	12,77	9,02	11,59	14,04	12,46	18,77
Signifikanz	n.s., p=0,122			n.s., p=0,442			n.s., p=0,314		

6.1.3.5 Maximal erreichtes Laktat

Als weiteres objektives Kriterium wurden nun noch die Laktatwerte bei Abbruch miteinander verglichen. Die Ergebnisse sind nur für die gefähigen Probanden dargestellt, da das Laktat auch nur für diese Gruppe erfasst wurde.

Daten nur für die Gruppe der gefähigen Probanden

Wie bei den Ergebnissen zur maximalen Sauerstoffaufnahme zeigt sich bei Prüfung der Mittelwertsunterschiede lediglich bei den männlichen Probanden

ein signifikanter Unterschied ($p=0,039$). Analog zu den Werten der VO_2 zeigt sich der höchste Mittelwert mit 10,95 mmol/l für den klassischen Antrieb ($SD=1,2$, $V=15,9\%$). Der zweithöchste Wert ergibt sich wiederum für die Schrägstellung (Mittelwert=10,20 mmol/l, $SD=1,5$, $V=14,7\%$) und der Niedrigste für die Ellipse mit 9,96 mmol/l ($SD=2,0$, $V=19,9\%$). Bei den weiblichen Probanden ergibt sich mit $p=0,217$ kein signifikanter Unterschied. Hier wird der höchste Wert mit 9,9 mmol/l ($SD=1,4$, $V=14,3\%$) für die Schrägstellung erreicht. Mit einem Wert von 9,2 mmol/l liegen der klassische und der elliptische Antrieb gleich auf (Klassisch: $SD=1,8$, $V=19,9\%$; Ellipse: $SD=1,9$, $V=20,2\%$).

In dem weiterhin durchgeführten post hoc-Test (s. Tab. 17) kann ein signifikanter Unterschied für das Paar K und E ($p=0,026$) ermittelt werden.

Tab. 17: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, max. Laktat, Gehfähige, männliche Probanden, $n=18$

Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur max. Laktat, Gehfähige, männliche Probanden, $n=18$	
Paar Klassisch (K) – Schräg (S)	n.s., $p=0,115$
Paar Klassisch (K) – Ellipse (E)	*; $p=0,026$
Paar Schräg (S) – Ellipse (E)	n.s., $p=1,000$

Wie auch bei der Sauerstoffaufnahme muss jedoch unbedingt der Bezug zu der individuell erreichten Leistung hergestellt werden (s. Diskussion Kapitel 7.2.1).

6.1.4 Korrelation von Dauer der Rollstuhlabhängigkeit und Anthropometrie mit dem Ranking für den Wirkungsgrad über alle Wattstufen

Nach der Überprüfung der spirometrischen und objektiven Parameter auf signifikante Mittelwertsunterschiede soll nun im nachfolgenden Kapitel auf etwaige Korrelationen mit dem Wirkungsgrad über alle Wattstufen eingegangen werden. Hier wird die Frage gestellt, ob die Anthropometrie, das Alter oder auch die Dauer der Rollstuhlabhängigkeit einen Zusammenhang mit dem individuell erreichten objektiven Ranking des Wirkungsgrades hat. Die grafische Darstellung erfolgt exemplarisch nur für die Fragestellungen mit besonderer Aussagekraft für diese Arbeit, z. B. Zusammenhang von Armlänge und dem Wirkungsgrad-Rang bei der Ellipse (s. Abb. 30).

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Für das Wirkungsgrad-Ranking zeigen sich bei den Rollstuhlfahrern zwei signifikante Korrelationen: ein Zusammenhang von Wirkungsgrad-Rang bei der Ellipse mit der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit ($p=0,005$; $r=0,754$, $r^2=0,57$; Dauer der Rollstuhlabhängigkeit hoch, schlechterer Wirkungsgrad-Rang der Ellipse), sowie für den Rang der schräggestellten Kurbeln mit dem Alter der Probanden ($p=0,015$, $r=-0,657$, $r^2=0,43$). So zeigt sich, dass der schräggestellte Antrieb objektiv eher bei den älteren Probanden auf Platz 1 gelangt, bei der großen Masse auf Platz 2 und schließlich eher bei den jüngeren Probanden auf Platz 3.

Gruppe der gehfähigen Probanden

Für etwaige Korrelationen des Wirkungsgrad-Rankings bei den Fußgängern zeigen sich nur bei den weiblichen Probanden folgende signifikante Korrelationen: Der Rang für den schräggestellten Antrieb korreliert mit dem Gewicht der Probanden ($p=0,014$, $r=0,687$, $r^2=0,47$), der des elliptischen Antriebs mit der Armlänge ($p=0,016$, $r=-0,677$, $r^2=0,46$). Bei niedrigem Körpergewicht gelangen die schräggestellten Kurbeln objektiv zunehmend auf Platz 1, bei höherem Gewicht entsprechend eher auf Platz 3. Was den objektiven Rang (aus dem Wirkungsgrad) der Ellipse und die Armlänge der Probandinnen betrifft, ergibt sich dasselbe Bild (s. Abb. 30): Bei Probandinnen mit kurzen Armen kommt die Ellipse objektiv nur auf Platz 3, bei denjenigen mit längeren Armen auf Platz 2 bzw. 1.

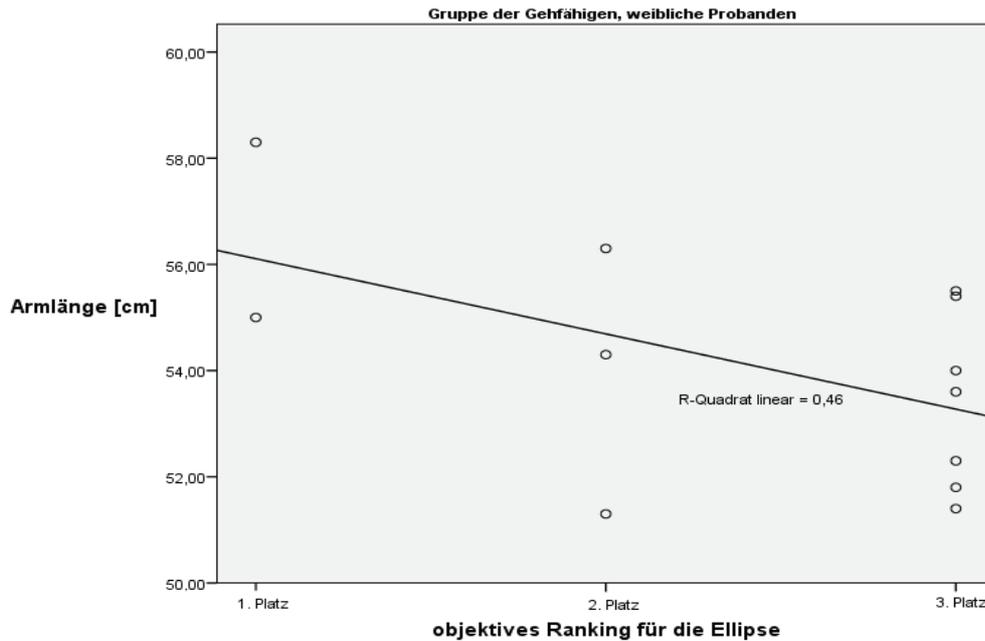


Abb. 30: Streudiagramm, weibliche, gehfähige Probanden (n=12): Armlänge [cm] und objektives Ranking für die Ellipse

6.2 Ergebnisse Befragung

Die nachfolgend dargestellte Tabelle soll alle Fragestellungen und deren Ergebnisse zu einem statistischen Unterschied gebündelt darstellen. Für beide Probandengruppen besteht eine Rücklaufquote von 100%, es gab keine Drop-outs. Bei den Querschnittgelähmten (SCI) zeigt sich nur bei der Fragestellung „War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“ ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebsbewegungen, bei den Gehfähigen (AB) zusätzlich noch in der Fragestellung „War die Bewegung angenehm flüssig?“. Die genaueren Erläuterungen und Häufigkeitsverteilungen erfolgen in den nächsten Kapiteln.

Tab. 18: Ergebnisse der inferenzstatistischen Prüfung in Bezug auf Unterschiede in der Bewertung der Antriebskonzepte, Gehfähige (AB) n=30, Querschnittgelähmte (SCI) n=13

Fragestellungen und Signifikanzen		
Fragestellung	AB	SCI
„War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“	*	*
„War die Bewegung koordinativ schwierig?“	n.s.	n.s.
„War die Bewegung im gesamten Zyklus rund?“	n.s.	n.s.
„War die Bewegung an bestimmten Punkten unrund?“	n.s.	n.s.
„War die Bewegung angenehm flüssig?“	*	n.s.
„Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen?“	n.s.	n.s.

„Ich konnte in der Druckphase viel Kraft aufbringen?“	n.s.	n.s.
„Ich konnte in der Zugphase viel Kraft aufbringen?“	n.s.	n.s.
„Diese Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen?“	n.s.	n.s.
„Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum ausführen?“	n.s.	n.s.
„War die Bewegung für die Muskeln ermüdend?“	n.s.	n.s.
„War die Bewegung für das Herz-Kreislauf-System ermüdend?“	n.s.	n.s.
„Sollten die Griffe anders sein?“	n.s.	n.s.
„Machte die Bewegung Schmerzen?“	n.s.	n.s.
„Konnte ich bei dem heutigen Stufentest schwitzen?“	----	n.s.
„In höheren Wattstufen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert?“	n.s.	n.s.

6.2.1 Unterschiede in der Beantwortung für die drei Antriebskonzepte

Bezüglich des Fragebogens sollen in diesem Kapitel nur jene Fragen und deren Beantwortung dargestellt werden, welche einen signifikanten Unterschied zwischen den Antriebskonzepten aufzeigten.

Gruppe der Rollstuhlfahrer

Ob zwischen der Bewertung der drei Antriebskonzepte ein signifikanter Unterschied besteht, wurde mittels des Friedman-Tests für ordinal skalierte Daten überprüft. Aus der Statistik ergibt sich lediglich für eine Fragestellung ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebskonzepten und zwar für die Frage, ob die Bewegung gewöhnungsbedürftig ist ($p=0,028$; mittlerer Rang: $K=1,6$; $S=1,9$; $E=2,5$).

Bei weiterer Betrachtung der Verteilung der Antworten ist ersichtlich, dass die meisten Nennungen in Richtung „zutreffend“ auf den elliptischen Antrieb entfallen (s. Abb. 31, gelbe Trendlinie). Es entfallen 61,5% der Stimmen für den elliptischen Antrieb in die Kategorie „trifft etwas zu“. Der klassische Antrieb erhält für diese Merkmalsausprägungen keinerlei Stimmen, die Schrägstellung lediglich 7,7%. Hingegen liegt der Großteil der Nennungen für „nicht zutreffend“ vor allem beim klassischen aber auch beim schrägen Antrieb (s. Abb. 31, rote und blaue Trendlinie). In der Kategorie „gar nicht gewöhnungsbedürftig“ erhalten Klassisch und Schräg 53,8 und 46,2% der Stimmen, die Ellipse nur 23,1%. Aus dieser bereits in der grafischen Darstellung ersichtlichen Unterschiede ergibt sich schließlich auch mit $p=0,028$ ein signifikanter Unterschied. Dies bedeutet, dass im Punkt Gewöhnungsbedarf tatsächlich ein

Unterschied zwischen den Antriebskonzepten besteht, wobei vor allem der elliptische Antrieb als ungewohnt empfunden wird.

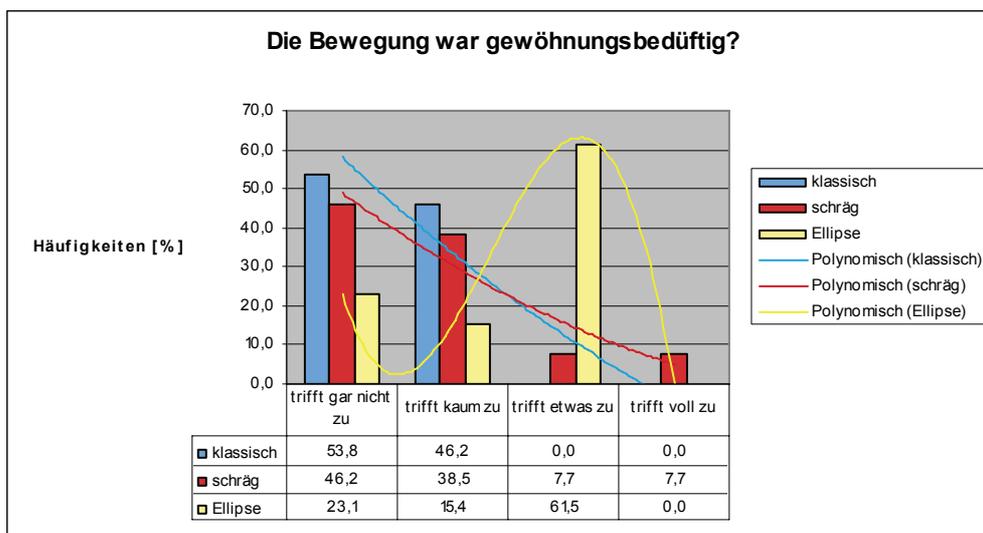


Abb. 31: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“

Für alle weiteren Fragestellungen ergibt sich bei den Rückenmarkverletzten kein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebskonzepten.

Gruppe der gehfähigen Probanden

Wie auch bei den rückenmarkverletzten Probanden wurde mittels des Friedman-Tests nach einem signifikanten Unterschied gesucht. Hierbei ergibt sich für zwei Fragen ein signifikanter Unterschied in der Bewertung der Antriebskonzepte.

Die Frage danach, ob die Bewegung als angenehm flüssig empfunden wird, zeigt in der Merkmalsausprägung „trifft voll zu“, dass dies vor allem für die schräggestellten Kurbeln als zutreffend gewertet wird. Es entfallen 36,7% der Stimmen in dieser Kategorie auf die Schrägstellung, 23,3% auf die Ellipse und lediglich 10% auf den klassischen Antrieb. In der Merkmalsausprägung „trifft etwas zu“ erhält die klassische Bewegung die meisten Stimmen mit 50%, gefolgt von der Schrägstellung mit 43,3% und der Ellipse mit 40%.

Schließlich zeigt sich mit einer Signifikanz von $p=0,014$ auch ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebsformen (mittlerer Rang: $K=1,8$; $S=2,4$; $E=1,9$). Die Bewegung der Schrägstellung war somit am flüssigsten, gefolgt von der Ellipse und der klassischen Antriebsbewegung.

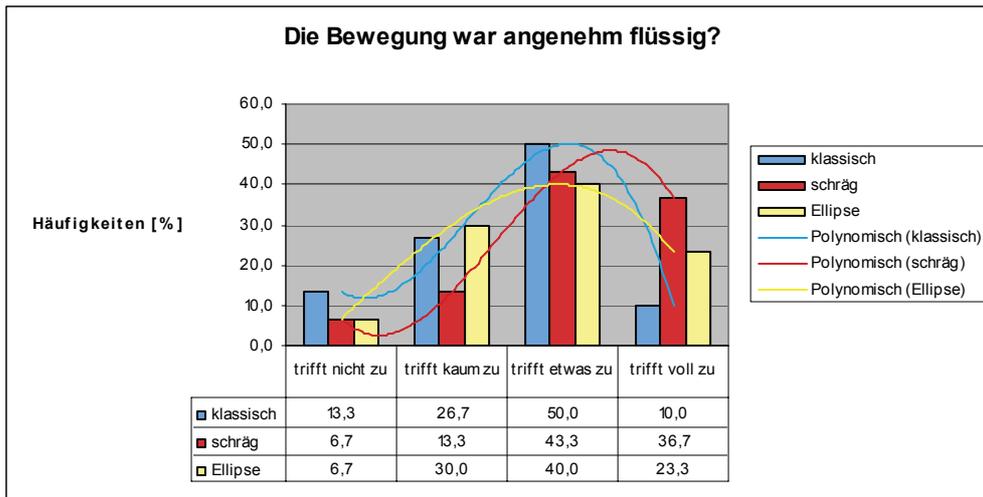


Abb. 32: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung angenehm flüssig?“

Für die Frage nach dem Gewöhnungsbedarf der Bewegungen ergibt sich auch bei den Gehfähigen ein signifikanter Unterschied zwischen den Bewegungsformen. Aus dem Säulendiagramm ist wiederum gut ersichtlich, dass als „weniger gewöhnungsbedürftig“ der klassische und der schräge Antrieb gewertet werden und als am „meisten gewöhnungsbedürftig“ die Ellipse (Kategorie „trifft nicht zu“ und „trifft voll zu“). In der Merkmalsausprägung „nicht gewöhnungsbedürftig“ entfallen auf Klassisch und Schräg je 33,3% der Stimmen, auf die Ellipse nur 3,3%. In der Kategorie „sehr gewöhnungsbedürftig“ fallen hingegen 26,7% auf die Ellipse und nur jeweils 6,7% auf Klassisch und Schräg. Der größere Gewöhnungsbedarf des elliptischen Antriebs zeigt sich auch in der Trendlinie (s. Abb. 33, gelbe Linie). Die drei Häufigkeitsverteilungen unterscheiden sich hochsignifikant (Friedman-Test, $p < 0,001$, mittlerer Rang: $K=1,8$; $S=1,8$; $E=2,5$).

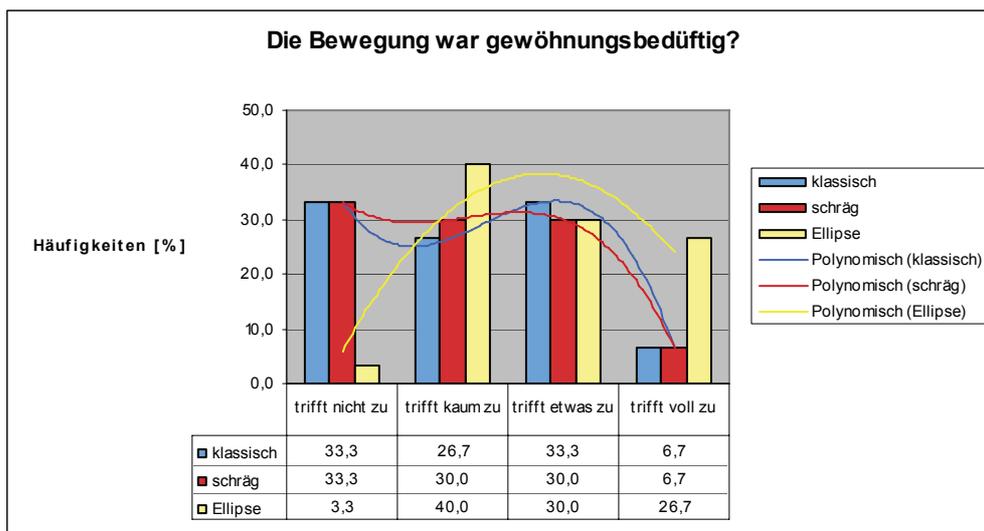


Abb. 33: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“

Wie auch bei den Rückenmarkverletzten zeigen bei den Sportstudenten alle weiteren Fragen aus dem Fragebogen in ihrer Bewertung keinerlei signifikanten Unterschied auf. Der Vollständigkeit halber sind alle weiteren Fragen und deren statistische Ergebnisse, von Rollstuhlfahrern und Sportstudenten, im Anhang aufgeführt (s. Anhang, Kap. 4.3).

6.2.2 Korrelation der Anthropometrie mit dem subjektiven Ranking

Zur Frage, ob es einen Zusammenhang zwischen Körpermaßen und der erfolgten Bewertung gibt, wurden das subjektive Ranking und Daten zur Anthropometrie auf signifikante Korrelationen getestet.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Für die Rückenmarkverletzten zeigen sich für das subjektive Ranking von Ellipse und klassischem Antrieb Korrelationen mit dem Körpergewicht (Klassisch $p=0,001$, $r=-0,824$, $r^2=0,68$, Ellipse: $p=0,039$, $r=0,577$, $r^2=0,33$): Probanden mit höherem Körpergewicht geben dem klassischen Antrieb die beste Bewertung („Platz 1“). Das umgekehrte Bild zeigt sich bei der Ellipse, hier wählen die Probanden mit geringerem Körpergewicht die Ellipse eher auf Platz 1 und die mit höherem Gewicht auf Platz 3.

Gruppe der gehfähigen Probanden

In der Gruppe der gehfähigen Probanden wird nach Frauen (n=12) und Männern (n=18) unterschieden, da die Körpermaße für die beiden Geschlechter zu unterschiedlich ausfallen. Es zeigen sich jedoch weder für männliche noch für weibliche Probanden Korrelationen von Anthropometrie mit dem subjektiven Ranking.

6.2.3 Ergebnisse Sitzposition (Wunscheinstellungen)

Auch bezüglich der Wunsch- bzw. Optimaleinstellungen der Probanden werden verschiedene statistische Tests durchgeführt. Zum einen soll evaluiert werden, ob zwischen den Einstellungen untereinander (Sitzabstand – Rückenlehnenwinkel – Kurbelhöhe eines Antriebskonzeptes) eine Korrelation besteht, zum anderen, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Einstellungen für die drei Antriebskonzepte besteht. Gemeint ist damit, ob die Wunscheinstellungen für jedes Antriebskonzept unterschiedlich vorgenommen werden, oder ob das Antriebskonzept keinen Einfluss auf die gewünschte Sitzposition hat.

Zusätzlich war von Interesse, ob ein Zusammenhang zwischen den Einstellungen und der Anthropometrie, der Läsionshöhe, der Handbikeerfahrung oder der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit besteht. Ein eventueller Einfluss durch das Geschlecht wird nur für die gehfähigen Probanden berücksichtigt, da lediglich drei weibliche Probanden an der Untersuchung der Rollstuhlfahrer teilnahmen und somit eine statistische Auswertung nicht mehr sinnvoll wäre.

Am Ende des Kapitels 6.2.3 erfolgt eine Datenauswertung der Wunscheinstellungen bei den Rollstuhlfahrern und Gehfähigen. Das Ziel dieser Auswertung ist es eine Faustformel für die optimale Sitzeinstellung im Handbike analog zum Fahrradbereich zu finden (z. B. Leufen, 1987).

6.2.3.1 Korrelationen zwischen den Einstellungen

Im Hinblick auf den oben erwähnten Versuch zur Ermittlung einer Faustformel für die optimale Sitzeinstellung ist es auch von Interesse zu evaluieren, ob die

Sitzeinstellungen untereinander – also Sitzabstand mit Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel – korrelieren. Eine grafische Darstellung der Zusammenhänge erfolgt wegen der zahlreichen Korrelationen, die statistisch getestet werden, lediglich beispielhaft für eine Auswahl der Fragestellungen.

Gruppe der Querschnittgelähmten Probanden

Bei den Querschnittgelähmten ergibt sich nach Pearson beim klassischen Antrieb lediglich ein signifikanter Zusammenhang: für die Korrelation von Sitzentfernung und Rückenlehnenwinkel ($p < 0,001$; $r = 0,842$, $r^2 = 0,71$). Für die schräggestellten Kurbeln ergibt sich dasselbe Bild, da sich wiederum nur für den Zusammenhang von Rückenlehnenwinkel und Sitzentfernung eine signifikante Korrelation ($p < 0,001$; $r = 0,852$, $r^2 = 0,73$) ergibt.

Auch für die Ellipse zeigt sich eine signifikante Korrelation für Sitzentfernung und Rückenlehnenwinkel ($p < 0,001$; $r = 0,898$, $r^2 = 0,81$).

Die Beziehung zeigt sich für alle Antriebskonzepte entsprechend der in Abb. 34 dargestellten Form: Eine steile Rückenlehne führt zu einem größeren Sitzabstand und umgekehrt.

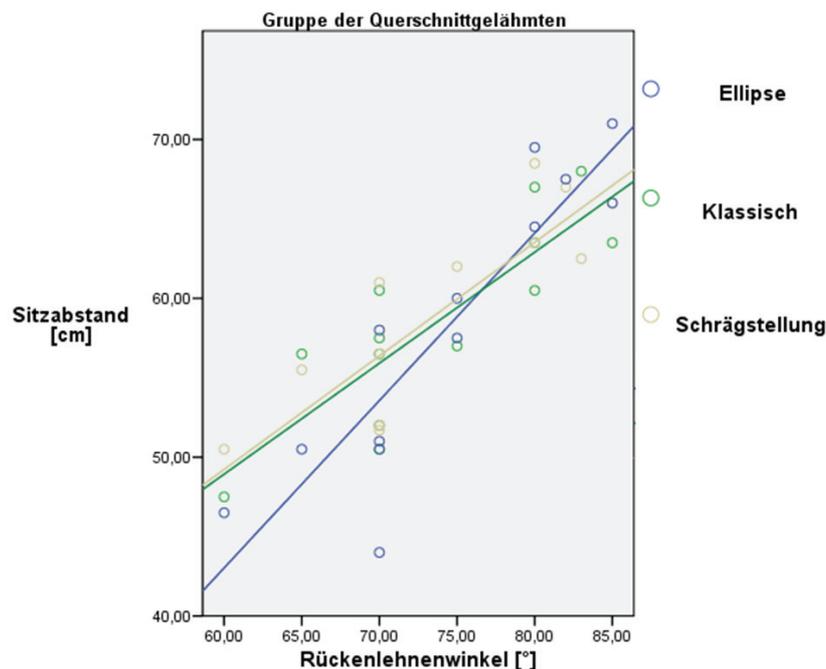


Abb. 34: Streudiagramm querschnittgelähmte Probanden (n=13): Sitzentfernung [cm] und Rückenlehnenwinkel [°], klassischer, schräggestellter und elliptischer Antrieb.

Gruppe der gefährigen Probanden

In Abb. 35 ist exemplarisch ein Streudiagramm für alle 30 gefährigen Probanden dargestellt. Für das dargestellte Beispiel Sitzentfernung und Rückenlehnenwinkel für alle Probanden zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang.

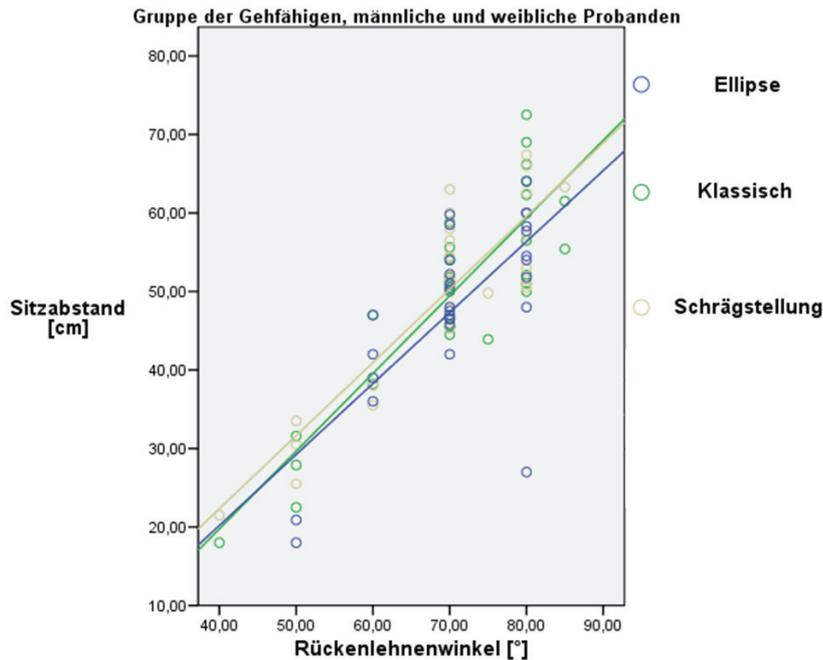


Abb. 35: Streudiagramm Gefährige m+w (n=30): Sitzentfernung [cm] und Rückenlehnenwinkel [°], klassischer, schräggestellter und elliptischer Antrieb.

Da jedoch ein Einfluss des Geschlechts (Anthropometrie) nicht ausgeschlossen werden kann, erfolgt die inferenzstatistische Auswertung bei den Gefährigen, auch an dieser Stelle für Männer und Frauen getrennt.

Als erstes seien die Korrelationen von Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb aufgeführt. Sowohl bei den Frauen (n=12) als auch bei den Männern (n=18) ergibt sich lediglich für die Korrelation Sitzabstand – Rückenlehnenwinkel ein signifikantes Ergebnis ($p_{m+w} < 0,001$; $r_m = 0,926$; $r_w = 0,948$, $r_m^2 = 0,86$; $r_w^2 = 0,90$).

Bei der Schrägstellung ergibt sich dasselbe Ergebnis, jeweils für Männer und Frauen ($p_m = 0,002$, $p_w < 0,001$, $r_m = 0,685$; $r_w = 0,921$, $r_m^2 = 0,47$; $r_w^2 = 0,85$), jedoch zeigt sich hier zusätzlich die Tendenz einer Korrelation bei den männlichen

Probanden von Sitzentfernung und Kurbelhöhe (großer Sitzabstand, niedrige Kurbel).

Für die Ellipse ergibt sich bei den Frauen eine signifikante Korrelation von Sitzentfernung und Rückenlehnenwinkel ($p=0,004$, $r_w=0,762$, $r_w^2=0,58$) sowie von Ellipsen-Orientierung und Sitzabstand ($p=0,028$; $r_w=0,630$, $r_w^2=0,40$). Bei den Männern korrelieren nur Sitzentfernung und Rückenlehnenwinkel signifikant miteinander ($p<0,001$, $r_m=0,787$, $r_m^2=0,62$).

Die Beziehung von Lehne – Sitzabstand zeigt sich auch bei den Gehfähigen in der Form, dass eine steile Rückenlehne zu einem größeren Sitzabstand führt und umgekehrt. Ein hoher Zusammenhang von Ellipsenorientierung und Sitzabstand zeigt sich hingegen nur bei den Frauen und ergibt folgendes Bild: Eine Einstellung der Ellipsen-Hauptachse nach vorne unten erfolgt vor allem bei größerem Sitzabstand zu der Kurbel, welcher wiederum bei aufrechterer Rückenlehne auftritt ($p=0,028$, $r_w=0,630$, $r_w^2=0,63$).

6.2.3.2 Unterschiede zwischen den Einstellungen der drei Antriebskonzepte

Ebenso interessant ist die Frage danach, ob die Probanden ihre Einstellungen unterschiedlich je nach Antriebskonzept vornehmen, oder ob eine Einstellung für alle Bewegungen übernommen wird.

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Weder für die Sitzentfernung ($p=0,737$), noch für die Kurbelhöhe ($p=0,596$) oder den Rückenlehnenwinkel ($p=0,238$) ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den drei Antriebskonzepten.

Gruppe der gehfähigen Probanden

Anhand des Friedman-Tests ergibt sich weder für männliche noch für weibliche Probanden ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebsformen für die Einstellung des Sitzabstandes ($p_w=0,920$, $p_m=0,211$) sowie für den Rückenlehnenwinkel ($p_w=0,687$, $p_m=0,882$).

Die weiblichen Probanden wiesen keinen signifikanten Unterschied der Einstellung der Kurbelhöhe auf ($p=0,775$). Bei den männlichen Probanden

hingegen ergibt sich für die Signifikanz nach Greenhouse-Geisser ein signifikanter Unterschied bei der Kurbelhöhe ($p=0,040$). Die Kurbelhöhe wird beim klassischen Antrieb mit einer mittleren Höhe von 42,94 cm ($SD=3,45$, $V=8,03\%$) am höchsten eingestellt, gefolgt von der Schrägstellung mit einem Mittelwert= 42,25 ($SD=3,63$, $V=8,59\%$), und schließlich am niedrigsten bei der Ellipse mit 41,51 cm ($SD=2,78$, $V=6,7\%$).

6.2.3.3 *Einstellung der Schrägstellung*

Der schräggestellte Antrieb ermöglichte den Probanden verschiedene Variationen der Schrägstellung (nach außen oder innen gekippt, s. Abb. 20c), sodass eine genauere Betrachtung der Wunscheinstellungen erforderlich ist. Aus der Theoriebildung und Überlegungen zu den Isodynern hat sich die Idee geformt, dass die Schrägstellung in der gestreckten Armposition die Hände zusammen führen sollte, um einen optimalen Krafteinsatz zu ermöglichen. Ob sich die Probanden tatsächlich so verhalten soll an dieser Stelle überprüft werden. Unterschieden werden dabei zwei Ausrichtungen der Kurbeln: (a) nach vorne innen gekippt (die Hände nähern sich in der gestreckten Armposition an), (b) nach vorne außen gekippt (die Hände weichen in der gestreckten Armposition auseinander).

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Die untenstehende Tabelle zeigt, dass die Querschnittgelähmten eine Schrägstellung nach vorne außen bevorzugen (62%).

Tab. 19: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Schrägstellung, Querschnittgelähmte

Einstellung der Schrägstellung		
Einstellung	Häufigkeit	Prozent
Hände vorne zusammen (innen)	5	38,5
Hände vorne auseinander (außen)	8	61,5
Gesamt	13	100,0

Gruppe der gefähigen Probanden

Auch für die Gruppe der Sportstudenten zeigt sich dasselbe Bild: 80% wählen die Einstellung in Richtung nach „außen“.

Tab. 20: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Schrägstellung, Gefähige

Einstellung der Schrägstellung		
Einstellung	Häufigkeit	Prozent
Hände vorne zusammen (innen)	6	20,0
Hände vorne auseinander (außen)	24	80,0
Gesamt	30	100,0

6.2.3.4 Einstellung der Ellipsen-Orientierung

Analog zur Schrägstellung war die Ausrichtung der Ellipse den Probanden freigestellt. Die Orientierung der Ellipse kann wie folgt verändert werden: die lange Hauptachse steht senkrecht zur Rückenlehne (neutrale Stellung), sie zeigt nach vorne oben (Hände gehen in der gestreckten Armposition im Vergleich zur neutralen Position nach oben) oder nach vorne unten (Hände gehen in der gestreckten Armposition im Vergleich zur neutralen Position nach unten) (Abb. 36). Wie auch bei der Einstellung der Schrägstellung wird für die folgende Aufschlüsselung nicht nach einzelnen Gradstufen unterschieden, sondern rein nach der Ausrichtung der Ellipsen-Hauptachse nach vorne-oben, vorne-unten, oder neutral. Analog zu den Überlegungen zur Schrägstellung wird anhand der Isodyn timer vermutet, dass die bevorzugte Einstellung jene mit der Hauptachse nach vorne-unten ist. Die dargestellten Ergebnisse werden jeweils in Relation zum Rückenlehnenwinkel ausgewertet.

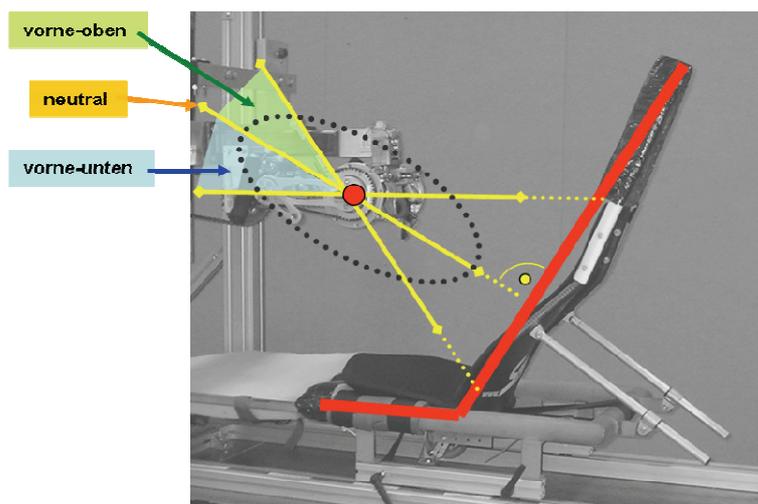


Abb. 36: Einteilung der Ellipsenhauptachsen-Orientierung

Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Außer einem Rollstuhlfahrer (neutrale Stellung) wählten alle Probanden die Orientierung der Ellipse nach vorne unten (92%).

Tab. 21: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Ellipsenorientierung, Querschnittgelähmte

Einstellung der Ellipsenorientierung		
Einstellung	Häufigkeit	Prozent
Neutral (Hauptachse horizontal)	1	7,7
Hauptachse nach vorne unten	12	92,3
Gesamt	13	100,0

Gruppe der gehfähigen Probanden

Fast das identische Bild zeigt sich bei den gehfähigen Probanden, von welchen 97% die Orientierung nach vorne unten wählen. Auch hier wird lediglich von einem Probanden die neutrale Stellung bevorzugt.

Tab. 22: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Ellipsenorientierung, Gehfähige

Einstellung der Ellipsenorientierung		
Einstellung	Häufigkeit	Prozent
Neutral (Hauptachse horizontal)	1	3,3
Hauptachse nach vorne unten	29	96,7
Gesamt	30	100

6.2.3.5 Korrelation der Einstellungen mit Daten zur Anthropometrie, Läsionshöhe, Handbikeerfahrung

Für eine weitere Aufschlüsselung der Gründe / Zusammenhänge für die Wunscheinstellungen sollen in diesem Kapitel etwaige Korrelationen der Einstellungen aller drei Antriebskonzepte mit der Läsionshöhe, Handbikeerfahrung, Körpergröße, Körpergewicht, Armlänge und Dauer der Rollstuhlabhängigkeit evaluiert werden. Wie auch im Kapitel 6.2.3.1 erwähnt, erfolgt an dieser Stelle lediglich für eine Auswahl der getesteten Korrelationen eine grafische Darstellung.

Gruppe der Querschnittgelähmten Probanden

Für die Rückenmarkverletzten ergeben sich insgesamt acht signifikante Korrelationen mit den gewählten Sitzeinstellungen:

Zwischen Körpergewicht und Wunscheinstellung ergeben sich zwei signifikante Zusammenhänge: Das Körpergewicht korreliert mit Sitzentfernung sowohl beim klassischen ($p=0,038$; $r=0,580$, $r^2=0,34$, hohes Körpergewicht, größerer Sitzabstand), als auch beim elliptischen Antrieb ($p=0,015$; $r=0,657$, $r^2=0,43$, hohes Körpergewicht, größerer Sitzabstand) (s. Abb. 37).

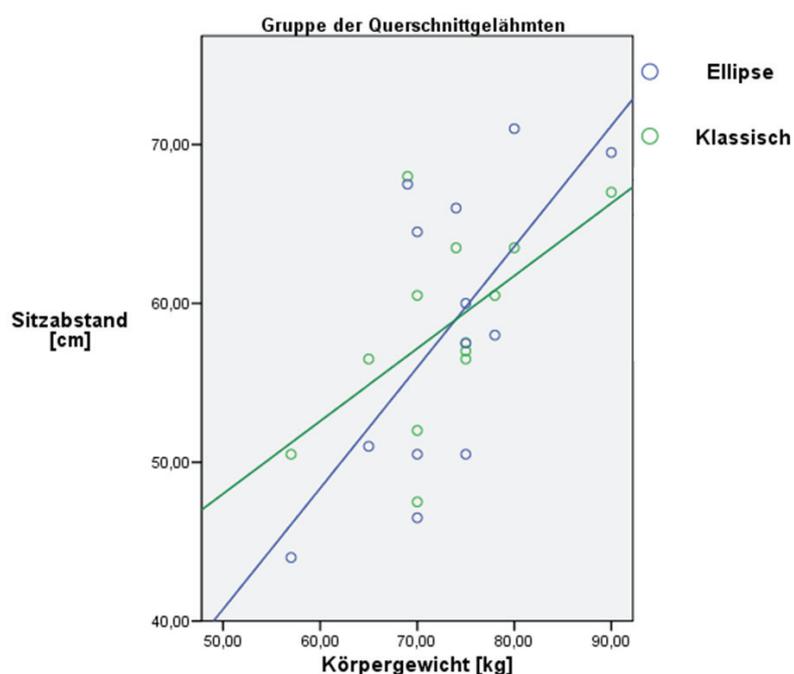


Abb. 37: Streudiagramm Querschnittgelähmte (n=13): Sitzentfernung [cm] und Körpergewicht [kg], klassischer und elliptischer Antrieb.

Mehrere signifikante Ergebnisse zeigen sich auch für die Korrelationen mit der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit (Tab. 23) So korrelieren beim klassischen Antrieb die Kurbelhöhe ($p=0,033$; $r=-0,615$, $r^2=0,38$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher hohe Kurbel) und der Rückenlehnenwinkel ($p=0,045$; $r=0,587$, $r^2=0,34$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher flache Lehne) mit der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit. Bei der Schrägstellung zeigt sich dieser Zusammenhang nur beim Rückenlehnenwinkel ($p=0,039$; $r=0,601$, $r^2=0,36$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher flache Lehne). Bei der Ellipse korrelieren alle Einstellmöglichkeiten mit der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit: Sitzentfernung

($p=0,041$; $r=0,596$, $r^2=0,36$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher geringer Sitzabstand), Rückenlehnenwinkel ($p=0,013$; $r=0,693$, $r^2=0,48$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher flache Lehne) und Kurbelhöhe ($p=0,046$; $r=-0,584$, $r^2=0,34$, kurze Rollstuhlabhängigkeit, eher hohe Kurbel).

Für die Korrelation von Wunscheinstellung mit der Läsionshöhe wird kein statistischer Test durchgeführt, da lediglich ein Tetraplegiker an der Untersuchung teilnahm.

Auch für die Korrelation von vorhandener Handbikeerfahrung und Wunscheinstellung zeigt sich kein signifikantes Ergebnis. Lediglich eine gewisse Tendenz ($p=0,059$) zeigt sich für die Korrelation von Einstellung der Schrägstellung mit der Handbikeerfahrung (mehr Erfahrung, eher Einstellung mit den Händen „vorne-zusammen“).

Keinerlei Zusammenhang ergibt sich zwischen Körpergröße sowie Armlänge und Wunscheinstellungen der drei Antriebskonzepte.

Zusammenfassung der signifikanten Korrelationen und deren Richtung:

Tab. 23: Zusammenfassung aller signifikanten Korrelationen von Wunscheinstellungen, Anthropometrie und Dauer der Rollstuhlabhängigkeit (w=weiblich; m=männlich)

Antriebskonzept	Parameter	Korrelation mit
Klassisch	Sitzentfernung ↑	• Körpergewicht ↑
	Kurbelhöhe ↑	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓
	Rückenlehnenwinkel ↓	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓
Schräg	Rückenlehnenwinkel ↓	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓
Ellipse	Sitzentfernung ↓	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓ • Körpergewicht ↓
	Rückenlehnenwinkel ↓	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓
	Kurbelhöhe ↑	• Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren) ↓

Gruppe der gehfähigen Probanden

Da erwartet wird, dass auch die Anthropometrie eines jeden Probanden einen Einfluss auf die jeweiligen Wunscheinstellungen hat, können bei den Sportstudenten auch verschiedenste Korrelationen mit Daten aus dem 3D-Body Scanner und der individuellen Wunscheinstellungen durchgeführt werden.

Die Art der durchgeführten Tests und die jeweiligen Ergebnisse sind in Tabellen im Anhang aufgelistet (s. Anhang Kap 4.3.2.3, S. 206ff).

An erster Stelle wird die Körpergröße mit den Einstellungen an allen drei Antriebskonzepten auf Korrelationen überprüft. Signifikante Korrelationen ergeben sich bei den Frauen für den Rückenlehnenwinkel ($p=0,011$; $r=-0,702$, $r_w^2=0,49$, kleine Probandinnen eher steile Lehne) und bei den Männern für die Sitzentfernung beim klassischen Antrieb ($p=0,028$; $r=0,518$, $r_m^2=0,27$, großer Proband wählt größeren Sitzabstand).

Die Korrelation des Körpergewichts der Probanden mit den Einstellungen am Versuchsstand ergeben zwei signifikante Ergebnisse. Bei den Frauen zeigt sich beim klassischen Antrieb eine Korrelation mit dem Rückenlehnenwinkel ($p=0,039$; $r=-0,730$, $r_w^2=0,53$, niedrigeres Gewicht, steilere Lehne) und bei den Männern für die Sitzentfernung bei der Ellipse ($p=0,037$; $r=0,495$, $r_m^2=0,25$, hohes Gewicht, größerer Sitzabstand) (s. Abb. 38).

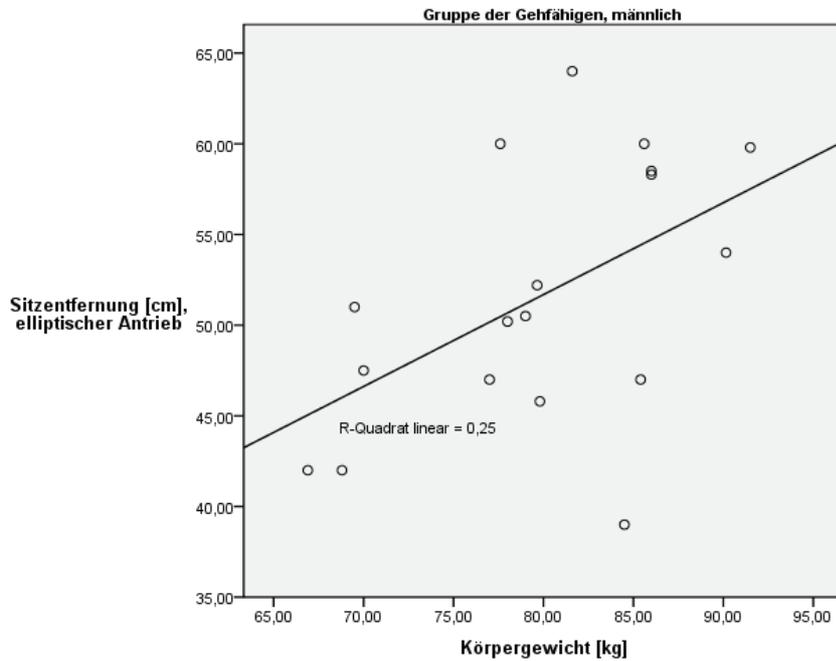


Abb. 38: Streudiagramm Gefährige, m, (n=18): Sitzentfernung [cm] Ellipse und Körpergewicht [kg]

Ein anderes Bild zeigen die Zusammenhänge mit der Armlänge, gemessen vom Acromion zum Processus styloideus des Caput ulnae. Es ergeben sich signifikante Korrelationen mit dem Rückenlehnenwinkel beim klassischen ($p=0,013$; $r=-0,690$, $r_w^2=0,48$, kurze Arme, steilere Lehne) (s. Abb. 39) und der Kurbelhöhe beim elliptischen Antrieb ($p=0,041$; $r=0,595$, $r_w^2=0,35$, lange Arme, höhere Kurbel) für die Frauen. Bei den Männern ergibt sich keinerlei signifikanter Zusammenhang.

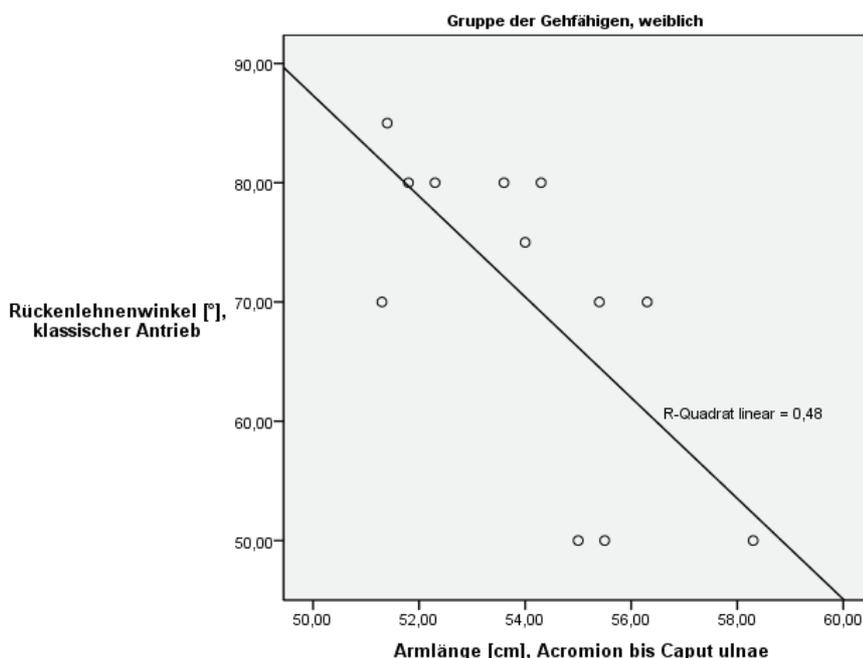


Abb. 39: Streudiagramm Gehfähige, w, (n=12): Rückenlehne [°] klassisch und Armlänge [cm]

Zuletzt wird noch überprüft, ob die Schulterbreite Korrelationen mit den Wunscheinstellungen für alle Antriebskonzepte zeigt. Hierbei zeigen sich nur bei den weiblichen Probanden statistisch signifikante Korrelationen: für die Kurbelhöhe bei klassischem ($p=0,046$; $r=0,585$, $r_w^2=0,34$) und elliptischem Antrieb ($p=0,016$; $r=0,674$, $r_w^2=0,45$, große Schulterbreite gepaart mit größerer Kurbelhöhe), als auch für den Rückenlehnenwinkel bei der Schrägstellung ($p=0,010$; $r=-0,706$, $r_w^2=0,50$, geringe Schulterbreite, steilere Lehne).

In der nachfolgenden Tabelle sollen nochmals alle signifikanten Korrelationen zusammengefasst dargestellt werden:

Tab. 24: Zusammenfassung aller signifikanten Korrelationen von Wunscheinstellungen und Anthropometrie (w=weiblich; m=männlich)

Antriebskonzept	Parameter	Korrelation mit
Klassisch	Sitzentfernung ↑	• Körpergröße (m) ↑
	Kurbelhöhe ↑	• Schulterbreite (w) ↑
Schräg	Rückenlehnenwinkel ↑	• Körpergröße (w) ↓
		• Körpergewicht (w) ↓
		• Armlänge (w) ↓
Ellipse	Sitzentfernung ↑	• Körpergewicht (m) ↑
Schräg	Kurbelhöhe ↑	• Armlänge (w) ↑
		• Schulterbreite (w) ↑

6.2.3.6 Faustformel zu einer individuellen Einstellung der Sitzposition

Im Kapitel 5.4 wurde bereits die Vorgehensweise zur Ermittlung der individuellen Sitzposition erläutert, weswegen an dieser Stelle lediglich noch mal ein Verweis auf die Abbildung (Abb. 23) mit Definition der Teilstrecken gemacht werden soll:

Daten für die Gruppe der gefähigen Probanden

Die Berechnung der Teilstrecken mittels der in Kapitel 5.4 dargestellten Methoden ergibt folgende Ergebnisse:

- Für die Strecke 1 zeigt sich für alle Probanden ein Mittelwert von -2,0 cm (SD: 8 cm), was bedeutet, dass das Acromion im Mittel 2 cm über der Kurbelachse liegt.
- Die Strecke 2 ergibt einen Mittelwert von 44 cm (SD: 6 cm). Somit beträgt die Höhendifferenz zwischen Sitz und Acromion im Mittel 44 cm. Nicht zu vergessen sei an dieser Stelle jedoch, dass sich die Strecke 2 aus der Kombination von Oberkörperlänge und Rückenlehnenwinkel ergibt.
- Für Strecke 3 errechnet sich ein Mittelwert von 37 cm (SD: 5 cm), für Strecke 4 einer von 11 cm (SD: 3 cm).
- Der Abstand vom Acromion bis zur Kurbel beträgt im Mittel 67% der Armlänge (Minimum: 56%, Maximum: 78%, SD: 4,72%).
- Die Höhendifferenz zwischen Kurbeldrehpunkt und Sitz (hier Strecke 1+2) beträgt im Mittel 98% der Strecke Acromion-Sitz (Strecke 2) (Minimum: 75%, Maximum: 188%, SD: 22,09).

Abschließend werden diese Daten mit jenen zur Anthropometrie zusammengeführt und eine Faustformel zur individuellen Einstellung der Sitzposition abgeleitet:

- der Sitzabstand (Acromion zu Kurbeldrehpunkt) sollte etwa 67% der Armlänge betragen.
- die Kurbelhöhe (Oberkante Sitzfläche zu Kurbeldrehpunkt) sollte in etwa 98% der Strecke Sitzoberkante zu Acromion (Rückenlehnenwinkel individuell) betragen.

Daten für die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Auch für die Rollstuhlfahrer wird eine Art Faustformel zur Sitzeinstellung aus den vorhandenen Daten erarbeitet. Da im Rahmen dieser Messungen jedoch kein Body Scanner zur Verfügung stand, wurden die Armlängen mittels SIMI Motion aus Fotos der Seitenansicht ermittelt. Hierbei ergeben sich folgende Ergebnisse.

- Für die Strecke 1 zeigt sich ein Mittelwert von -11,2 cm (SD: 8,2 cm), das Acromion liegt also im Mittel 11,2cm über der Kurbelachse und demnach 9 cm höher als bei den Sportstudenten. Das bedeutet, dass die Rollstuhlfahrer den Antrieb tiefer fahren, bzw. aufrechter vor dem Antrieb sitzen als die Gehfähigen.
- Die Strecke 2 ergibt einen Mittelwert von 57,2 cm (SD: 11,7 cm). die Höhendifferenz zwischen Sitz und Acromion beträgt somit im Mittel 57,2 cm, 13 cm mehr als bei den Gehfähigen. Diese 13 cm können sich aus einer größeren Oberkörperlänge, steileren Rückenlehne oder einer Kombination aus beiden Parametern für die Rollstuhlfahrer ergebe.
- Für Strecke 3 – der Abstand von Acromion zur Kurbelachse - errechnet sich ein Mittelwert von 37,4 cm (SD: 64,1 cm), für Strecke 4 - Abstand vom Handgelenk lateral zu Kurbelachse - einer von 10,3 cm (SD: 1,7 cm). Beide Werte entsprechen jenen der Sportstudenten.
- Der Abstand vom Acromion bis zur Kurbel beträgt im Mittel 64,1% der Armlänge (Minimum: 58,0%, Maximum: 72,3%, SD: 5,1%).
- Die Höhendifferenz zwischen Kurbeldrehpunkt und Sitz beträgt im Mittel 81,6% der Strecke Acromion-Sitz (Minimum: 63,0%, Maximum: 99,5%, SD: 11,3).

Als Faustformel für Rollstuhlfahrer würde sich aus diesen Messreihen Folgendes ergeben:

- der Sitzabstand (Acromion zu Kurbeldrehpunkt) sollte etwa 64% der Armlänge betragen.

- die Kurbelhöhe (Oberkante Sitzfläche zu Kurbeldrehpunkt) sollte in etwa 82% der Strecke Sitzoberkante zu Acromion (Rückenlehnenwinkel individuell) betragen

Da die Zahl der Rollstuhlfahrer jedoch gering war (damit auch geringe Zahl verschiedener Läsionshöhen) und auch nur Freizeit-Handbiker vertreten waren, kann diese Faustformel nicht generalisiert auf alle Handbiker und Leistungsniveaus angewandt werden.

6.3 Vergleich der Ergebnisse von gehfähigen und querschnittgelähmten Probanden

Der nächste Schritt ist es nun die Daten der gehfähigen und der querschnittgelähmten Probanden miteinander in Bezug zu setzen. Dies soll prüfen, ob die Bewegungserfahrung der Rollstuhlfahrer einen Einfluss auf die Ergebnisse hat.

6.3.1 Vergleich der Wirkungsgrade

Ein Vergleich der Wirkungsgrade soll an dieser Stelle nur rein deskriptiv erfolgen, da ein tatsächlicher, statistischer Vergleich der Gruppen aufgrund der unterschiedlichen Testdesigns nicht möglich ist.

Tab. 25: Vergleich der Mittelwerte der erreichten Wirkungsgrade in beiden Probandengruppen

Vergleich der Wirkungsgrade η [%] beider Probandengruppen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
	AB		SCI
	m	w	---
Klassisch	11,21	9,00	11,2
Schräg	10,72	9,11	11,3
Ellipse	10,46	8,64	10,5

Es zeigt sich, dass bei den Gehfähigen (subjektive Ausbelastung) die erreichten Wirkungsgrade niedriger ausfallen als bei den Querschnittgelähmten (submaximale Ausbelastung), allerdings sind die Unterschiede nur bei der Schrägstellung relativ stark ausgeprägt. Bis auf den Anteil der männlichen,

gefähigen Versuchspersonen zeigt sich auch für alle Probanden der Trend zur Schrägstellung als das Antriebskonzept mit dem höchsten Wirkungsgrad.

6.3.2 Vergleich maximale Leistung

Auch der Vergleich der maximal erreichten Leistung soll lediglich rein deskriptiv, als Vergleich der Mittelwerte erfolgen. Auch hier ist ein statistischer Vergleich aufgrund der unterschiedlichen Testdesigns nicht möglich. Zudem wurden die Stufentests der Rollstuhlfahrer nur bis zur submaximalen Ausbelastung durchgeführt, die der Gehfähigen bis zur subjektiven Ausbelastung.

Tab. 26: Vergleich der Mittelwerte der maximal erreichten Leistung in beiden Probandengruppen

Vergleich der maximalen Leistung [W] beider Probandengruppen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
	AB		SCI
	m	w	---
Klassisch	100,0	48,58	81,7
Schräg	93,85	46,56	83,1
Ellipse	90,90	43,57	79,6

Es zeigt sich, dass die gehfähigen Versuchspersonen mit dem klassischen Antrieb die höchste maximale Leistung erreichen. Bei den Querschnittgelähmten wird die höchste maximale Leistung im Mittel bei der Schrägstellung erreicht.

6.3.3 Vergleich der subjektiven Bewertung im Fragebogen

Hier sollen nur die Punkte des Fragebogens aufgeführt werden, bei welchen sich auch ein signifikanter Unterschied für die beiden Probandengruppen ergibt (s. Tab. 27).

Für den klassischen Antrieb ergeben sich sechs Fragestellungen, bei denen ein signifikanter Unterschied in der Beantwortung durch die zwei Probandengruppen zu finden ist. Das Empfinden bezüglich „Rundheit“, „Flüssigkeit“, „Gewöhnungsbedarf“, „Dauer der Durchführbarkeit“, „Art der Ermüdung“ und „Ausführbarkeit rein mit den Armen“ ist bei den

Querschnittgelähmten anders als bei den gehfähigen Probanden. Für die Fragen nach „Rundheit“, „Flüssigkeit“, „Dauer der Durchführbarkeit“ sowie „Ausführbarkeit rein mit den Armen“, zeigt sich, dass die Querschnittgelähmten eher zu der Beantwortung „trifft etwas – voll zu“ im Vergleich zu den Sportstudenten mit „trifft kaum – etwas zu“ tendieren. „Muskelermüdend“ und auch „gewöhnungsbedürftig“ empfinden eher die Sportstudenten die klassische Bewegung.

Für den Antrieb mit den schräggestellten Kurbeln zeigen sich vier Fragestellungen mit signifikant unterschiedlicher Beantwortung: wiederum die „Rundheit“ der Bewegung, die „Art der Ermüdung“, die „Ausführbarkeit rein mit den Armen“ und die „Umsetzbarkeit von viel Kraft in der Druckphase“. In den Fragen zur „Rundheit“, „Druckkraft“ und „Ausführbarkeit rein mit den Armen“ sind es auch wieder die Rollstuhlfahrer die mit „trifft etwas – voll zu“ im Gegensatz zu den Sportstudenten mit „trifft kaum – etwas zu“ antworten. Auch die „Muskelermüdung“ empfinden die Sportstudenten stärker als die Querschnittgelähmten.

Am wenigsten signifikante Unterschiede zeigen sich bei der Ellipse. Hier ergeben die Fragen nach „Umsetzbarkeit von viel Kraft in der Druckphase“, die „Ausführbarkeit rein mit den Armen“ und die „Art der Ermüdung“ eine signifikant unterschiedliche Beantwortung durch die Sportstudenten oder durch die Rollstuhlfahrer. „Druckkraft“ und „Ausführbarkeit rein mit den Armen“ empfinden wiederum die Rollstuhlfahrer besser bzw. effizienter als die Gehfähigen, die „Muskelermüdung“ hingegen wird auch bei der Ellipse von den Sportstudenten stärker empfunden.

Tab. 27: Mittelwertsunterschiede zur subjektiven Bewertung; Auflistung der Fragestellungen mit signifikanten Unterschieden. 0= trifft gar nicht zu, 1= trifft kaum zu, 2= trifft etwas zu, 3= trifft voll zu.

Antriebskonzept	Fragestellung	Mittelwerte der Rankings		Signifikanzen
		AB	SCI	
Klassisch	Bewegung ist rund?	1,7	2,4	0,045
	Bewegung ist flüssig?	1,6	2,2	0,042
	Nur aus den Armen ausführbar?	1,9	2,5	0,045
	Über längere Zeit durchführbar?	1,8	2,5	0,031
	Bewegung ist muskelermüdend?	2,6	1,5	0,001

	Bewegung ist gewöhnungsbedürftig?	1,1	0,5	0,006
Schräg	Bewegung ist rund?	1,9	2,5	0,038
	In der Druckphase viel Kraft?	1,8	2,5	0,016
	Nur aus den Armen ausführbar?	1,9	2,5	0,026
	Bewegung ist muskelermüdend?	2,7	1,6	0,002
Ellipse	In der Druckphase viel Kraft?	1,7	2,3	0,045
	Nur aus den Armen ausführbar?	1,6	2,2	0,024
	Bewegung ist muskelermüdend?	2,7	1,5	0,002

6.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die nachfolgende Tabelle gibt nun noch mal einen Überblick zu allen im Kapitel 6 aufgeführten Ergebnissen.

Tab. 28: Überblick der Ergebnisse; Klassischer Antrieb, Schrägstellung, Ellipse; „*“ = signifikant, „-“ = „Korrelation mit“, w= weiblich, m= männlich.

Hypothese	Querschnitt gelähmte	Gehfähige
Bezüglich Werten aus der Spirometrie (Kap.6.1):		
H₁: Signifikanter Effekt der Antriebe auf erreichten physiologischen Wirkungsgrad? Kap. 6.1.1	p=0,236	p _w =0,452, p _m =0,128 an IAT: p _{w, 0,1} =0,102, p_{m, 0,1}=0,004
H₂: Signifikanter Zusammenhang von subjektivem und objektivem Ranking? Kap. 6.1.1	K: p=0,774; r=0,088 r ² =0,01 S: p=0,289; r=-0,319 r ² =0,10 E: p=0,983; r=0,007 r ² =0,00	K: p=0,184; r=0,518 r ² =0,06 S: p=0,354, r=0,176 r ² =0,03 E: p=0,003, r=0,249 r ² =0,27
H₃: Physiologischen Messwerte (VO ₂ max, Laktat, max. Leistung, etc.) der Antriebskonzepte sind signifikant unterschiedlich? Kap. 6.1.3	max Watt: p=0,436 max HF: p=0,489 max RQ: p=0,926 VO ₂ max: p=1,000	max Watt: p_w=0,011 (w) K-E*, S-E* max HF: p=0,758/0,840 (m+w) max RQ: p=0,229/0,594 (m+w) VO ₂ max: p_m=0,002 (m) max Laktat: p_m=0,039 (m) K-E*
H₄: Objektives Ranking (Wirkungsgrad, WG) für K, S, E: Zusammenhang mit Anthropometrie, Alter, Rollstuhlabhängigkeit der Probanden? Kap. 6.1.4	WG S – Alter * p=0,015; r=-0,657 r ² =0,43 WG E – Rollstuhlabh. * p=0,005; r=0,754 r ² =0,57	WG S – Körpergewicht * (w) p=0,014; r=0,687 r ² =0,47 WG E – Armlänge * (w) p=0,016; r=-0,677 r ² =0,46

Bezüglich der Sitzeinstellungen und der subjektiven Bewertung (Kap. 6.2):		
H₅ : Bewertung von K, S, E im Fragebogen: signifikanter Unterschied? Kap. 6.2.1	„Gewöhnungsbedarf“ *	„Bewegung flüssig“ * „Gewöhnungsbedarf“ *
H₆ : Subjektives Ranking für K, S, E: Zusammenhang mit Anthropometrie, Alter der Probanden? Kap. 6.2.2	Rang K – Körpergewicht * p=0,001; r=-0,824 $r^2=0,68$ Rang E – Körpergewicht * p=0,039; r=0,577 $r^2=0,33$	Keine signifikanten Korrelationen
H₇ : Zusammenhang zwischen Einstellungen von Sitzabstand, Rückenlehnenwinkel und Antriebshöhe? Kap. 6.2.3.1	K: Sitzabstand – Lehne * p<0,001; r=0,842 $r^2=0,71$ S: Sitzabstand – Lehne * p<0,001; r=0,852 $r^2=0,73$ E: Sitzabstand – Lehne * p<0,001; r=0,898 $r^2=0,81$	K: Sitzabstand – Lehne * (m+w) P_{m+w}<0,001; r_m=0,926; r_w=0,948 $r_m^2=0,86; r_w^2=0,90$ S: Sitzabstand – Lehne * (m+w) p=0,002 / p<0,001 r_m=0,685; r_w=0,921 $r_m^2=0,47; r_w^2=0,85$ E: Sitzabstand – Lehne * (m+w) p<0,001 / p=0,004 r_m=0,787; r_w=0,762 $r_m^2=0,62; r_w^2=0,58$ Sitzabstand – Ell-Orient * (w) p=0,028; r_w=0,630 $r_w^2=0,40$
H₈ : Wurden Sitzeinstellungen für K, S, E signifikant unterschiedlich vorgenommen? Kap. 6.2.3.2	Sitzabstand: p=0,737 Kurbelhöhe: p=0,596 Lehne: p=0,238	Sitzabstand: (m+w) p=0,211/0,920 Kurbelhöhe: (m+w) p=0,040/0,775 Lehne: (m+w) p=0,882/0,687
H₉ : Einstellung der Schrägstellung (vorne-auseinander / vorne-zusammen) erfolgte nach „vorne-zusammen“? Kap. 6.2.3.3	vorne-zusammen: 38,5%	Vorne-zusammen: 20,0%
H₁₀ : Einstellung der Ellipsen-Orientierung (horizontal / vorne- unten / vorne-oben) erfolgte in Richtung „vorne-unten“? Kap. 6.2.3.4	vorne-unten: 53,8%	vorne-unten: 63,3%

<p>H₁₁: Sitzeinstellungen korrelieren mit der Anthropometrie, Alter, Rollstuhlabhängigkeit der Probanden? Kap. 6.2.3.5</p>	<p>K: <u>Sitzentfernung:</u> - Körpergewicht; p=0,038; r=0,580 $r^2=0,34$ <u>Kurbelhöhe:</u> - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,033; r=-0,615 $r^2=0,38$ <u>Lehne:</u> - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,045; r=0,587 $r^2=0,34$ S: <u>Lehne:</u> - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,039; r=0,601 $r^2=0,36$ E: <u>Sitzentfernung:</u> - Körpergewicht p=0,015; r=0,657 $r^2=0,43$ - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,041; r=0,596 $r^2=0,36$ <u>Lehne:</u> - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,013; r=0,693 $r^2=0,48$ <u>Kurbelhöhe:</u> - Dauer Rollstuhlabhgk. p=0,046; r=-0,584 $r^2=0,34$</p>	<p>K: <u>Sitzentfernung:</u> - Körpergröße (m) p_m=0,028; r_m=0,518 $r_m^2=0,27$ <u>Kurbelhöhe:</u> - Schulterbreite (w) p_w=0,046; r_w=0,585 $r_w^2=0,34$ <u>Lehne:</u> - Körpergröße (w) p_w=0,011; r_w=-0,702 $r_w^2=0,49$ - Körpergewicht (w) p_w=0,039; r_w=-0,730 $r_w^2=0,53$ - Armlänge (w) p_w=0,013; r_w=-0,690 $r_w^2=0,48$ S: <u>Lehne:</u> - Schulterbreite (w) p_w=0,010; r_w=-0,706 $r_w^2=0,50$ E: <u>Sitzentfernung:</u> - Körpergewicht (m) p_m=0,037; r_m=0,495 $r_m^2=0,25$ <u>Kurbelhöhe:</u> - Schulterbreite (w) p_w=0,016; r_w=0,674 $r_w^2=0,45$ - Armlänge (w) p_w=0,041; r_w=0,595 $r_w^2=0,35$</p>
--	---	---

7 Diskussion

7.1 Vergleich der Messdaten mit Daten aus der Literatur

Nachfolgend soll diskutiert werden, ob die aus den Messreihen erhaltenen Daten konform sind mit Daten anderer Untersuchungen.

Vergleichbare Untersuchungen bei Querschnittgelähmten in welchen zum Teil auch Daten zum Wirkungsgrad erfasst wurden liegen von verschiedenen Forschergruppen vor. Diese wurden zum Vergleich mit den Ergebnissen dieser Untersuchung herangezogen und sind in der nachfolgenden Tabelle aufgelistet (s. Tab. 29):

Tab. 29: Vergleich der Messdaten mit Ergebnissen aus ähnlichen Untersuchungen; TP= Tetraplegie, HPP= hohe Paraplegie, TPP= tiefe Paraplegie, P= Paraplegie

Forscherguppe	Probandenanzahl Läsionshöhe, Testdesign, etc.	Wirkungsgrad [%]	VO ₂ [ml/min] und/oder [ml/min/kg]	HF [S/min]	RQ	Max. Leistung [W]	Laktat [mmol/l]
Querschnittgelähmte Probanden, Maxwerte der Stichproben im Mittel							
Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung	n=13 1 TP, 12 P Start 20W, 3min, Anstieg 5/10/20W	Mean: 10,5-11,3	Mean: 1399,1-1420,6 18,44-19,69	Mean: 153,2-161,7	Mean: 1,13-1,15	Mean: 79,6-83,1	
Schmid et al., 2002	„Standards der Rollstuhl- ergometrie“		TP: 13,74 rel. HPP: 25,14 TPP: 29,90	TP: 110,2 HPP: 172,1 TPP: 178,9		TP: 33,12 HPP: 66,68 TPP: 75,44	
Verellen et al., 10/2004b	n=9; P (Th4-L1) Start 50W, 3min, 10W, nach jeder Stufe 30 Sek Pause bei 50W	13,43-14,47 Bei 90W	VO ₂ rel 32,0-33,3	187-189	1,15-1,21	82,2-97,8	
Janssen et al., 01- 02/2001	n=16, TP 10, P 6 Stufentests: 28/38W, 1 min, 5/10W	GE bei 28W: Tetra: 10,9 Para: 9,7	TP: 1110 P: 2120 TP:14,2 P: 27,1	TP: 118,2 P: 181,7	TP: 1,14 P: 1,29	TP: 55 P: 129	
Van der Woude et al., 10/2001;	Review: Seddlock, Martel, Tropp et al., n=20, P	Peak: 16,3				Peak, mean: 97	
Schmid et al., 1998c:	n=68, TP(20), HLP(10), MP(10), LP(10); AB(18) 10/20W, 3min, 5/10W		TP: 1027,7 HLP: 1818,0 MP: 2177,9 LP: 2248,0	TP: 110,2 HLP: 172,1 MP: 181,7 LP: 176,2		TP: 33,1 HLP: 66,86 MP: 79,0 LP: 71,88	

Forschergruppe	Probandenzahl Läsionshöhe, Testdesign, etc.	Wirkungsgrad [%]	VO ₂ [ml/min] und/oder [ml/min/kg]	HF [S/min]	RQ	Max. Leistung [W]	Laktat [mmol/l]
Gefähigte Probanden, Maxwerte der Stichproben im Mittel							
Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung	n=30 Start 20W, 3min, Anstieg 10/20W	w: 8,64-9,11 m: 10,46-11,21	w: 1217,3-1307,4 m: 1803,2-2171,0 w: 19,64-22,30 m: 25,47-27,69	w: 163,5-167,5 m: 161,72-165,33	w: 1,14-1,18 m: 1,17-1,25	w: 43,6-48,6 m: 90,9-100,0	w: 9,17-9,9 m: 10,0-11,0
Schmid et al., 2002	„Standards der Rollstuhl- ergometrie“:Kontr ollgruppe		Max: 28,92 rel.	Max: 168,9		62,65	Max: 9,99

Aus der oben dargestellten Tabelle zeigt sich, dass die in dieser Untersuchung entstandenen Daten mit jenen aus der Literatur konform sind. Unterschiede sind vor allem auf unterschiedliche Testdesigns und Rahmenbedingungen zurückzuführen und werden im Folgenden diskutiert.

Auch eine Grafik von Stegemann (1984, S. 67) zu **Wirkungsgraden** bei verschiedenen Tätigkeiten zeigt, dass beispielsweise das „Ziehen waagrecht“ je nach abgegebener Leistung in einem Bereich von 10-15% liegt und das „Stoßen waagrecht“ bei 5-10% (s. Abb. 40):

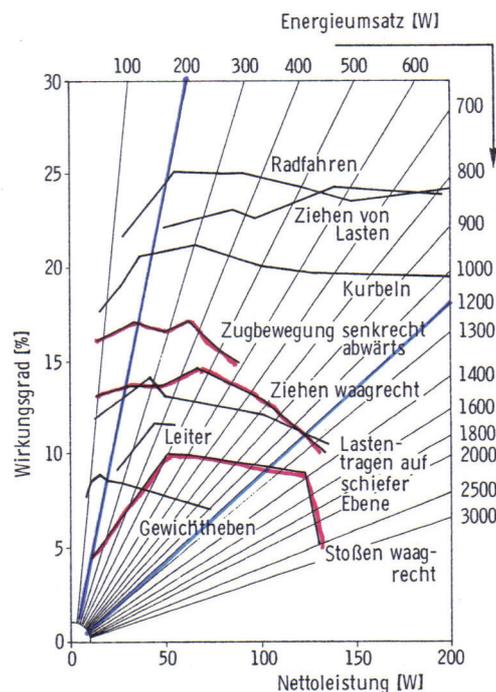


Abb. 40: Wirkungsgrad für verschiedene Arbeitsformen (Quelle: Stegemann, 1984, S. 67)

Im Vergleich zu anderen Untersuchungen liegen die Werte dieser Untersuchung mit Wirkungsgraden von 8-11% zwar eher im unteren Bereich, jedoch noch in einem vergleichbaren Rahmen. Dass der physiologische Wirkungsgrad in dieser Untersuchung gemessen zu manchen Veröffentlichungen etwas niedriger ausgefallen ist, kann darauf zurückgeführt werden, dass die im vorliegenden Handbike-Versuchsstand umgesetzte Antriebseinheit größere Reibungsverluste zu verzeichnen hat als reguläre Antriebseinheiten im Handbike (2-5%). Im Rahmen eines unabhängigen Teilprojektes im Handbike-Versuchsstand konnte mittels Kraftmesszellen in den Handbikegriffen und simultan durchgeführten Bewegungsanalysen

(s. Kap. 4.2.2) ein mittlerer Wert von ca. 12,9% Reibungsverlusten durch den Antrieb ermittelt werden. Die Details und einzelnen Schritte zur Ermittlung der Reibungsverluste sind einem Exkurs im Anhang zu entnehmen (s. Anhang, Kap. 5., Exkurs Reibungsverluste, S. 212).

Bezüglich der Werte für die VO_2 hat sich gezeigt, dass die Querschnittgelähmten dieser Untersuchung deutlich niedrigere Werte erreichten als jene aus den genannten Vergleichsstudien. Allerdings wurde für die Messungen im Rahmen dieser Untersuchung das Testdesign für die Rollstuhlfahrer submaximal ausgelegt (Abbruch bei Wert 15 auf der Borg-Skala), sodass diese Probanden auch keine maximalen Werte der VO_2 erreichen konnten.

Für die Gruppe der männlichen Gehfähigen lagen die Werte der relativen Sauerstoffaufnahme im Bereich der Vergleichsstudien von Schmid et al. (2002). Die Werte der weiblichen Gehfähigen lagen etwas niedriger als jene von Schmid, was jedoch damit zu begründen ist, dass Schmid in seiner Probandengruppe nur männliche Versuchspersonen rekrutiert hatte. Gemessen zu Vergleichswerten (Hollmann, Hettinger, 2000) der maximalen Sauerstoffaufnahme bei untrainierten, gehfähigen Männern und Frauen (Männer: $3300 \pm 200\text{ml}$, Frauen: $2000 \pm 200\text{ml}$) liegen die Werte aus dieser Untersuchung deutlich niedriger. Jedoch führt Hollmann an, dass in der Drehkurbelergometrie im Grenzbereich der Leistungsfähigkeit eine mindestens um 30% niedrigere maximale Sauerstoffaufnahme im Vergleich zur Laufbelastung zu erwarten ist. So zeigten auch Sanada et al. (2005) bei einem Vergleich der maximalen Sauerstoffaufnahme während Armkurbel- und Laufergometrie, dass ein Zusammenhang der VO_2 und der eingesetzten Muskelmasse besteht. In dieser Untersuchung zeigten sich bei der Laufbelastung, für welche auch größere Muskelmassen eingesetzt werden, höhere Werte für die $VO_{2\text{max}}$ als bei der Armkurbelergometrie.

Wie auch bei der VO_2 sind bei den Querschnittgelähmten die Werte der **Herzfrequenz** niedriger angesiedelt als in den aufgelisteten Studien. Der Grund ist jedoch auch hier in der submaximalen Ausbelastung verglichen zur maximalen in den Vergleichsstudien zu sehen. Schmid (2002) gibt in seinen „Standards der Sportmedizin - Rollstuhlergometrie“ bei maximaler Ausbelastung

für hohe und tiefe Paraplegiker einen Herzfrequenzbereich von 172 - 179 S/min an, womit die Werte von 153-162 S/min bei submaximaler Ausbelastung im Rahmen dieser Untersuchung durchaus als angemessen zu betrachten sind.

Bei den gehfähigen Probanden erreichten sowohl die HF-Werte der weiblichen als auch die der männlichen Probanden die Höhe der Versuchspersonen von Schmid et al. (2002).

Für die **RQ**-Werte der Gehfähigen konnten aus der Untersuchung von Schmid keine Vergleichswerte herangezogen werden, da diese nicht untersucht wurden. Vergleichbare Untersuchungen zu Handkurbelergometrie und RQ-Werten konnten nicht gefunden werden, jedoch zeigte auch eine Studie mit Gehfähigen zu verschiedenen Griffpositionen beim Handbiken (Thees, 2005) maximale RQ-Werte im Bereich von 1,11-1,13.

Bei einer Verstoffwechslung von Fettsäuren liegt der RQ bei einem Wert von 0,71, bei alleiniger Eiweiß-Verbrennung bei 0,80 und bei einer reinen Verstoffwechslung von Kohlehydraten bei einem Wert von 1 (Meyer, 2003). Bei einer starken Akkumulation des Laktats – also nahe der Ausbelastung des Athleten – kann der RQ-Wert auch den Wert von 1 überschreiten. Dies liegt an dem zusätzlich gebildeten Kohlendioxid, welches durch die Bicarbonat-Pufferung unter laktiziden Bedingungen entsteht. Somit ist die Höhe des erreichbaren RQ-Wertes wiederum von der Laktat- / Acidotoleranz des Athleten abhängig: sehr gut anaerob trainierte Sportler erreichen hohe Laktatwerte und damit auch hohe RQ-Werte, gut aerob trainierte Sportler erreichen aufgrund deren erniedrigter Acidotoleranz nur geringere Laktat- und RQ-Werte (Meyer, 2003). Ob die in dieser Untersuchung erreichten hohen RQ-Werte nun auf gut anaerob trainierte Probanden schließen lassen ist fraglich. Angesichts der ebenso relativ hoch angesiedelten Laktatwerte kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich alle gehfähigen Probanden ausbelastet haben.

Für die Gruppe der Querschnittgelähmten sind die Ergebnisse des Respiratorischen Quotienten eher im unteren Bereich, verglichen zu den anderen Studien, anzusiedeln. Doch wie bereits erwähnt ist dieser Umstand mit der submaximalen Ausbelastung der querschnittgelähmten Probanden dieser Untersuchung zu begründen.

Ein Vergleich der **maximal erreichten Leistung** erscheint an dieser Stelle sehr schwierig, da in den aufgezählten Untersuchungen zum Teil unterschiedliche Belastungsformen vorgegeben wurden (z.B. Verellen, 2004b), oder auch Unklarheiten bzgl. des Fitnesslevels der Probanden bestanden. Diese Vorgaben erschweren auch grundsätzlich den Vergleich von Ergebnissen dieser Untersuchung mit jenen anderer Autoren.

7.2 Prüfen und Diskussion der Ergebnisse

7.2.1 Hypothesen zu den spirometrischen Messwerten

H ₁ Kap. 6.1.1	Arbeitshypothese:	Zwischen den drei Antriebskonzepten zeigt sich ein signifikanter Unterschied im erreichten physiologischen Wirkungsgrad.
------------------------------	-------------------	--

Für den Vergleich der mittleren Wirkungsgrade über die jeweils komplette Messphase (ein Mittelwert für jeden Stufentest) konnte diese Arbeitshypothese nicht bestätigt werden. In beiden Probandengruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den erreichten mittleren physiologischen Wirkungsgraden (SCI: 10,5 - 11,3%; AB, weiblich: 8,64 – 9,11%, männlich: 10,46 – 11,21%) aller Antriebskonzepte.

Für die Betrachtung der Wirkungsgrade an der IAT konnte hingegen für die männlichen Gehfähigen ein signifikanter Unterschied gezeigt werden. Beim klassischen Antrieb wurde der höchste Wirkungsgrad gefunden, gefolgt von der Schrägstellung und der Ellipse auf dem letzten Platz. Der Wirkungsgrad der Ellipse war dabei signifikant schlechter als jener der Schrägstellung oder des klassischen runden Antriebs. Bei den weiblichen Probanden zeigten sich keine signifikanten Ergebnisse.

Der Grund für die nicht-signifikanten Ergebnisse könnte zum einen darin liegen, dass die Antriebskonzepte zu ähnlich sind, sodass sich folglich im physiologischen Wirkungsgrad kein Unterschied zeigen konnte. Das würde bedeuten, dass der Effekt eines alternativen Antriebskonzeptes bzgl. der Effizienz zu gering ist und weitere Überlegungen hierzu unbedeutend sind. Zum anderen zeigten die Ergebnisse, dass die Wirkungsgrade innerhalb eines Antriebskonzeptes sehr hohe Standardabweichungen aufzeigten. So lagen die Variationskoeffizienten beispielsweise bei den Rollstuhlfahrern bei

25,1 – 26,6%, also einer Streuung der Werte von ca. 26% des Mittelwerts. Das führt zu nichtsignifikanten Ergebnissen und belegt den Bedarf einer individuellen Betrachtung und Anpassung des Antriebssystems.

Ein weiterer Grund könnte auch in der fehlenden Eingewöhnungsphase an den Antriebskonzepten liegen. Aus dem Vergleich der Wirkungsgrade von Rollstuhlfahrern und Gehfähigen zeigte sich nämlich, dass die Querschnittgelähmten für alle Antriebskonzepte höhere Wirkungsgrade erreichten als die Sportstudenten (s. 6.3.1). Dies lässt sich dadurch erklären, dass durch die tägliche Fortbewegung im Rollstuhl die Armmuskulatur der Rückenmarkverletzten bereits eine Anpassung an die Bewegung erfahren hat. Diese geschah zum einen bzgl. einer Umwandlung in ST-Fasern, welche eine hohe Ausdauerleistungsfähigkeit aufweisen, und zum anderen bzgl. einer optimierten inter- und intramuskulären Koordination. FT-Fasern, insbesondere die vom Typ IIb „benötigen für die gleiche Arbeit einen 2-3fach höheren ATP-Umsatz als rote Muskelfasern“ und führen somit „zu einem geringeren Wirkungsgrad“ (de Marées, 2003, S. 380). Des weiteren erwähnen auch Wilmore und Costill (1994), dass umso erfahrener man in einer sportlichen Bewegung wird (in diesem Fall übertragen auf die spezielle Art der Armarbeit), umso geringer wird auch der Energieverbrauch und umso höher die Effizienz. Diese Aspekte führten mit großer Wahrscheinlichkeit zu den höheren Wirkungsgraden der Rollstuhlfahrer und bestätigen somit, dass eine Eingewöhnungsphase vor allem bei den Gehfähigen (bei allen Antriebskonzepten) aber auch bei den Querschnittgelähmten (für die alternativen Antriebskonzepte) von Nöten gewesen wäre. Anhand einer Eingewöhnungsphase wären möglicherweise signifikante Unterschiede zwischen den Wirkungsgraden nachweisbar gewesen.

Um schließlich noch etwas differenzierter zu testen, wurden die Wirkungsgrade der drei Antriebskonzepte auch für definierte Wattstufen verglichen. Da jedoch viele unterschiedliche Testdesigns für den Stufentest vorlagen (Gehfähige männlich, weiblich, Querschnittgelähmte: Klinik TP, P; Verein TP, P), wurden alle Probanden zu 2 Gruppen zusammengefasst: eine mit Testdesign bzw. Steigerung in 10W-Stufen und jene mit 20W-Stufen. Anhand dieses stufenweisen Vergleichs (s. Kap. 6.1.1) konnte auch ein weiteres Problem

behalten werden. Der Wirkungsgrad behält nicht für jede Wattstufe denselben Wert bei, sondern weist bei ansteigender Leistung einen nichtlinearen Anstieg auf (s. Abb. 26). Dieser logarithmische Verlauf des Wirkungsgrades zeigt sich auch in weiteren Studien beispielsweise von van der Woude (2001) und Verellen (2004b) (Abb. 41). Aus diesem Grund ist ein Vergleich der Wirkungsgrade auf verschiedenen Wattstufen – welche sich durch die individuelle Leistung je Antriebskonzept bei Abbruch ergeben - problematisch.

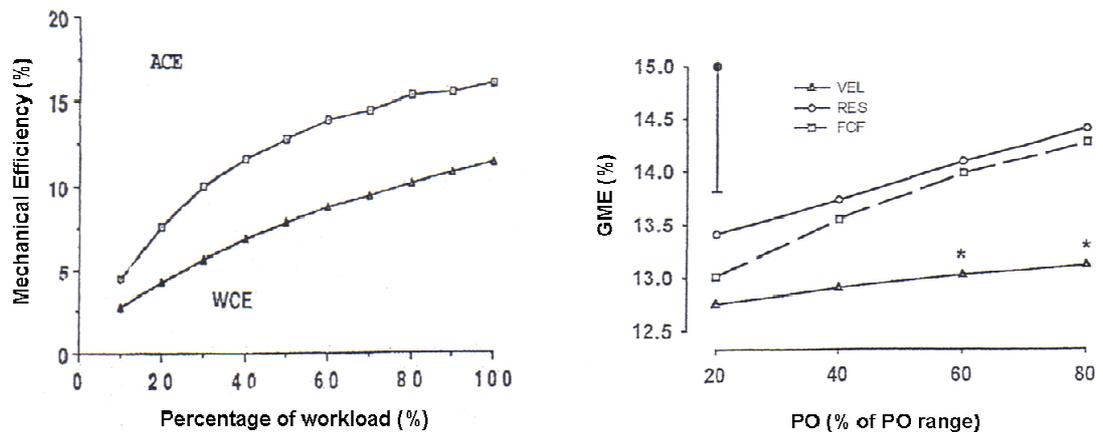


Abb. 41: Verlauf der Wirkungsgrade; links: ACE= arm crank exercise, WCE= hand-rim wheelchair propulsion, aus van der Woude (2001); rechts: increasing power output (PO) via crank rate (VEL), via resistance (RES), freely chosen frequency (FCF); GME= gross mechanical efficiency, aus Verellen (2004b)

Ein Proband, der eine höhere maximale Leistung erreichte, hätte somit allein durch diese Gegebenheit einen höheren Wirkungsgrad als ein Proband mit niedrigerer maximal erreichter Leistung. Für den Vergleich im ersten Teil der Hypothesentestung von H_1 wurde ausgehend von dem Antriebskonzept bzw. Stufentest mit der individuell niedrigsten erreichten maximalen Leistung auch für alle anderen Antriebskonzepte genau diese Wattstufe und deren Wirkungsgrad zur Berechnung herangezogen. Wenn beispielsweise ein Proband für den klassischen Antrieb die 80W-Stufe beendet hat, bei der Schrägstellung und der Ellipse jedoch die 100W-Stufe, dann wurden für diesen Probanden die Wirkungsgrade aller drei Antriebsformen nur einschließlich der 80W-Stufe berechnet. So wurden intraindividuell immer nur die Werte derselben Wattstufe miteinander verglichen und die oben genannte Problematik konnte umgangen werden.

Für den zweiten Teil der Hypothesentestung, bei definierten Wattstufen (40-, 60-, 80-Watt-Stufe) zeigte sich in der Gruppe mit 20-Watt-Stufen ein signifikanter Unterschied der Wirkungsgrade auf der 40-Watt-Stufe. Eine Aussage dieses Ergebnisses ist somit, dass im Bereich niedrigerer Leistung der klassische Antrieb effizienter ist als die alternativen Konzepte (der klassische Antrieb hatte mit 12,98% den höchsten Wirkungsgrad). Dieser Vorteil zeigt sich im Bereich höherer Wattstufen allerdings nicht mehr. Somit könnte sich in diesem Bereich ab 60 Watt auch für die alternativen Konzepte, insbesondere der Schrägstellung eine Chance ergeben. Für die Gruppe mit 10-Watt-Stufen zeigte sich weder für die 20-, 30-, oder 40-Watt-Stufe ein signifikanter Unterschied.

H ₂ Kap. 6.1.1	Arbeitshypothese: Es besteht ein signifikanter Zusammenhang von subjektivem und dem objektiven Ranking (aus dem Wirkungsgrad)
------------------------------	--

Die Arbeitshypothese H₂ konnte nur für die gehfähigen Probanden im Fall des elliptischen Antriebs angenommen werden, hier zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang von subjektivem und objektivem Ranking. Mit $r^2=0,27$ konnten allerdings nur 27% der Streuung in der AV auch tatsächlich auf die UV (elliptischer Antrieb) zurückgeführt werden. Dass sich nur bei der Ellipse ein signifikanter Zusammenhang finden lässt ist darauf zurückzuführen, dass die Ellipse in vielen Parametern auf dem dritten Platz landet (z.B. an der IAT signifikant schlechterer Wirkungsgrad der männlichen gehfähigen Probanden), während die klassische runde Kurbelbewegung und die Schrägstellung häufig sehr eng beieinander liegen.

Der Vergleich von subjektiven (Fragebogen) und objektiven (Wirkungsgrad) Ranking der Rollstuhlfahrer zeigte hingegen, dass die Querschnittgelähmten nicht grundsätzlich den Antrieb auch subjektiv bevorzugten bei welchem sie den höchsten Wirkungsgrad erreichten.

Dass hier eine Diskrepanz von subjektivem und objektivem Ranking vorliegt, kann daran liegen, dass die Unterschiede der Wirkungsgrade nur relativ gering waren (Min: 0,1%, Max: 0,8%). Diese Unterschiede liegen in einem Bereich die für den Menschen wohl nur sehr schwer zu erspüren sind.

Nicht geklärt ist des Weiteren ob Handbike-Athleten ein Antriebskonzept bevorzugen würden bei welchem sie sich „wohl fühlen“ (subjektives Ranking) oder dasjenige mit welchem sie am effizientesten (objektives Ranking, hoher Wirkungsgrad) fahren. Für den Leistungssport dürfte die Entscheidung unabhängig vom „Wohlfühl-Faktor“ klar auf das Konzept mit der höchsten Effizienz fallen. Nichtsdestotrotz sollte aber auch der Freizeit- und Breitensportbereich von Neuentwicklungen profitieren. In diesem Bereich steht der Freizeitwert im Mittelpunkt und nicht die Höchstleistung die oftmals auch zu körperlichen Überlastungsschäden führen kann (Zimmer, 1996). Im Arbeitsbereich der Ergonomie wird hierfür auch das Empfinden von „Diskomfort“ betrachtet. Diese beschäftigt sich somit eher mit Kräften, die „zulässig sind, also als erträglich eingestuft werden“ (Bullinger, 1994, S. 216).

Aus dieser Sichtweise sollte also der Hochleistungssportler den klassischen Antrieb aufgrund seines höchsten Wirkungsgrades verwenden. Der Freizeitsportler hingegen könnte auf das subjektiv bevorzugte Antriebskonzept, die „Schrägstellung“ zurückgreifen.

H₃ Arbeitshypothese: Die physiologischen Messwerte (VO₂max, Kap. 6.1.3 max. Laktat, max. Leistung, max. RQ etc.) der Antriebskonzepte sind signifikant unterschiedlich.

Auch die Arbeitshypothese H₃ konnte nur für die Gehfähigen angenommen werden. Hier ergab sich bei den weiblichen Probanden für die maximal erreichte Leistung ein signifikanter Unterschied sowie bei den Männern zwischen VO₂ und dem Laktat bei Abbruch. Bei den Rollstuhlfahrern zeigten die Parameter aus der Spirometrie keinerlei signifikante Unterschiede.

Zurückgeführt wird dies wiederum darauf, dass die Antriebsformen in ihrer Bewegungsausführung nicht so verschieden voneinander sind, als dass sie in den spirometrischen Messwerten zu signifikanten Unterschieden führen würden (s. H₁). Die vereinzelt und eher unsystematisch signifikanten Ergebnisse sind möglicherweise dadurch zustande gekommen, dass die Stichprobe der Gehfähigen mit n=30 groß genug war um zu einem signifikanten Ergebnis zu führen, oder eben die Gruppe der Querschnittgelähmten zu klein (n=13) um ein signifikantes Ergebnis zu bringen.

Wie bereits in Kap. 6.1.3.4 und 6.1.3.5 erwähnt, soll an dieser Stelle der Zusammenhang von VO_2 und Laktat bei Abbruch mit der max Leistung betrachtet werden. So zeigte sich bei den männlichen Gehfähigen zwar der höchste VO_2 - und Laktat-Wert bei Abbruch für den klassischen Antrieb, jedoch wurde mit diesem auch die höchste Leistung erreicht. Erstellt man anhand der Werte für VO_2 und Laktat bei Abbruch eine Rangreihe der Antriebskonzepte, so ergibt sich von hohen zu niedrigen Werten Folgendes: Rang 1 Klassisch, Rang 2 Schräg, Rang 3 Ellipse. Erstellt man dieselbe für die max. Leistung, ergibt sich die gleiche Reihenfolge. Das bedeutet nun, dass die Schlussfolgerung hohe VO_2 - und Laktat-Werte entstehen bei ineffizienten Antriebsbewegungen, nicht korrekt ist. Die hohen Werte sind entstanden, weil auch eine hohe Leistung erreicht wurde. Wären die oben erstellten Rangreihen gegenläufig (hohe VO_2 - und Laktat-Werte, niedrige Leistung) dann wäre die Schlussfolgerung möglich gewesen. Aus diesem Grund war auch ein Vergleich auf definierten bzw. gleichen Wattstufen notwendig. Hier zeigte sich für die Probandengruppe mit 20-W-Stufen ein signifikanter Unterschied der Wirkungsgrade für die 40-Watt-Stufe.

H₄ Arbeitshypothese: Das objektive Ranking zeigt einen Zusammenhang mit der Anthropometrie, dem Alter, der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit der Probanden.
Kap. 6.1.4

H₄ konnte angenommen werden, mit Ausnahme für die männlichen Gehfähigen. Für die Rollstuhlfahrer zeigte sich ein Zusammenhang von Lebensalter und dem objektiven Ranking bei der Schrägstellung und von Dauer der Rollstuhlabhängigkeit mit dem Rang der Ellipse. Die beiden Parameter Lebensalter und Dauer der Rollstuhlabhängigkeit können beide als Erfahrung oder „Training“ mit dem Rollstuhl gewertet werden. Zudem kombinierten sich diese speziell in der vorliegenden Stichprobe oftmals mit einem jahr(zehnte-)langen Training in verschiedenen Rollstuhlsportarten. Aus dieser Sportererfahrung und den entstandenen Trainingseffekten lässt sich gut erklären, dass dadurch ein höherer Wirkungsgrad zustande kam. Das Bestimmtheitsmaß r^2 belegt mit einem Wert von 0,57, dass 57% der Streuung in der AV (Wirkungsgrad) durch die UV (Dauer der Rollstuhlabhängigkeit) zustande kommen. Diese Erfahrung zeigte sich möglicherweise dadurch am stärksten – und somit als Korrelation – bei den beiden neuartigen Antriebskonzepten, weil

diese ein gewisses sportliches Geschick bzw. Koordinationsfähigkeit erforderten.

Entsprechend den Erwartungen zeigte sich, und zwar bei den weiblichen Sportstudenten, unter anderem die statistisch signifikante Korrelation von Armlänge mit dem objektiven Ranking der Ellipse. Dieser Zusammenhang, dass bei Probandinnen mit kurzen Armen die extrem dimensionierte Ellipse zu schlechteren Wirkungsgraden führte, erscheint logisch und soll nachfolgend bei der Arbeitshypothese H_5 detailliert erläutert werden. Der Zusammenhang von objektivem Rang der Schrägstellung und dem Körpergewicht kann nicht logisch erläutert werden. Möglicherweise handelt es sich hierbei um eine Scheinkorrelation, wobei eine drittseitige Abhängigkeit zu einem hier unbekanntem Parameter besteht.

7.2.2 Hypothesen zu Sitzeinstellungen und Fragebogen

H_5 Arbeitshypothese: Kap. 6.2.1	Im Rahmen der subjektiven Bewertung der Antriebskonzepte im Fragebogen zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Antriebskonzepten.
---------------------------------------	---

Die Arbeitshypothese H_5 konnte bei den Rollstuhlfahrern für eine Fragestellung, bei den Sportstudenten für zwei Fragestellungen bestätigt werden. Bei den Querschnittgelähmten zeigte sich ein signifikant unterschiedliches Empfinden im Punkt „Gewöhnungsbedarf“ der Bewegungen, bei den Gehfähigen im Punkt „Gewöhnungsbedarf“ und der „Flüssigkeit“ der Bewegung. Für beide Gruppen zeigte sich der größte Gewöhnungsbedarf für die Ellipse, bei den Gehfähigen wurde die Schrägstellung als die flüssigste Bewegung gewählt.

Die Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Antworten zeigte den elliptischen Antrieb ganz klar als das „gewöhnungsbedürftigste“ Antriebskonzept. Dieses nicht sehr überraschende Ergebnis wurde vom Großteil der Probanden, bereits direkt nach den ersten Kurbelumdrehungen mündlich wiedergegeben. Dieses Empfinden der Probanden kann möglicherweise auch an der technischen Umsetzung der Ellipse liegen, bei welcher zwei Kurbeln um sich selbst und gegeneinander rotieren und die Bewegung daher koordinativ anspruchsvoller gestalten. Aus der Literatur konnte kein Beleg dafür gefunden werden, warum

eine runde Armbewegung „gewohnter“ ist als eine elliptische. Denkbar wäre, dass der Mensch grundsätzlich eher nach möglichst harmonischen und fließenden Bewegungen strebt. Verschiedenste Untersuchungen haben sich bereits mit „Zeigerversuchen“ beschäftigt und versucht herauszufinden nach welchen Kriterien und in welcher Reihenfolge der Mensch Schulter-, Ellbogen- und Handgelenkwinkel variiert um ein Ziel zu erreichen. So beschreiben verschiedene Modelle z. B. eine Abhängigkeit von der Ausgangsposition der Hand, oder auch dem Weg mit dem geringsten Energieverbrauch (Vetter, Flash, Wolpert, 2002). Allerdings beziehen sich diese Untersuchungen nicht auf die konkrete Problematik, sodass eine Übertragung eher problematisch ist. Ein eindeutiger Faktor, der dazu führte, dass die Ellipse als sehr gewöhnungsbedürftig empfunden wurde, war jedoch die vorgegebene Ellipsenform und -dimension. Da dieses System ursprünglich für den Einsatz in normalen Fahrrädern und somit der unteren Extremität gedacht ist, erwies sich die gewählte Ellipsenform als zu groß (s. Abb. 42).

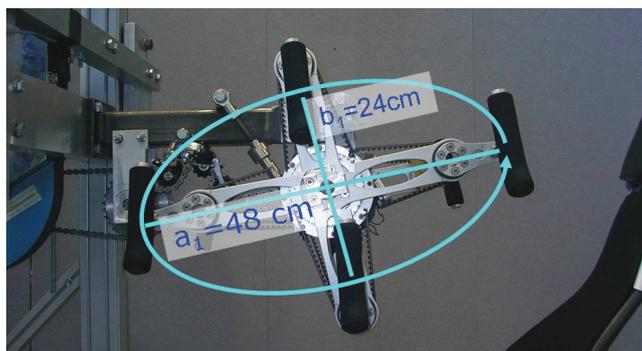


Abb. 42: Abmessungen der Ellipse

Die Ellipsen-Hauptachse betrug 48 cm und die Querachse 24 cm. Diese Maße lagen für den Großteil der Probanden im Bereich der Armlänge (s. Tab. 30).

Tab. 30: Armlängen [cm] männlicher (n=18) und weiblicher (n=12) gefähiger Probanden

Armlänge, gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae	Minimum [cm]	Maximum [cm]	\bar{x}	<i>SD</i>
Weibliche, AB	51,30	58,30	54,10	2,15
Männliche AB	56,60	67,50	62,99	3,60

Für Probanden mit sehr kurzen Armen war es jedoch schwierig die Bewegung an den Umkehrpunkten flüssig durchzuführen (s. Abb. 43), sodass die Ellipse

eher von Probanden mit längeren Armen bevorzugt und auch entsprechend im Fragebogen bewertet wurde. Dies zeigte sich auch anhand der signifikanten Korrelationen im Kapitel 6.1.4, wobei sich für die Frauen ein Zusammenhang zwischen Armlänge und dem objektiven Rang der Ellipse ergab, für die männlichen Probanden jedoch nicht. Der Grund dafür liegt wohl darin, dass Frauen eher kürzere Arme haben (s. auch Tab. 30) und es deswegen umso wichtiger ist einen individuell angepassten Antrieb (Ellipse) zu fahren. Die männlichen Probanden hatten im Mittel lang genug Arme um dieses Problem kompensieren zu können.

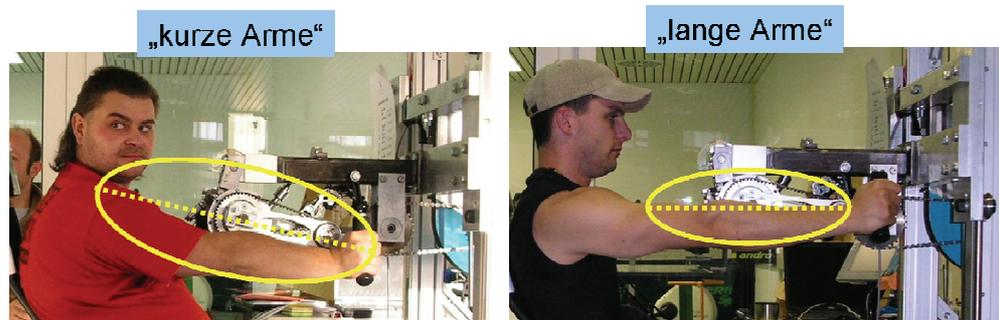


Abb. 43: Relative Größe der Ellipse bei Proband mit „kurzen“ und „langen“ Armen

Anhand einer genaueren Betrachtung zeigte sich, dass eine Armlänge von ca. 58 cm als kritische Armlänge angesehen werden konnte: Probanden mit einer Armlänge kleiner 58 cm lehnten die Ellipse eher ab, Probanden mit einer Armlänge größer 58 cm bevorzugten diese.

Die endgültige Auswertung der Armlängen erfolgte jedoch nur für die Gruppe der Gehfähigen, da hier die Körpermaße standardisiert mit dem 3D-Body Scanner erfasst werden konnten. Bei den Rollstuhlfahrern erfolgte eine Messung der Armlängen im Nachhinein über das Digitalisieren von Fotos mittels der Software SIMI Motion. Dieses Auswerteverfahren war jedoch zu ungenau, sodass in der folgenden Grafik nur die Ergebnisse für die Sportstudenten dargestellt sind (s. Abb. 44).

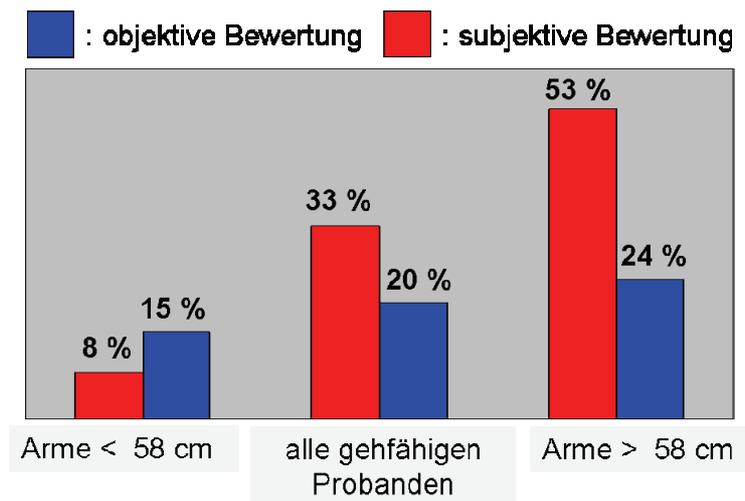


Abb. 44: „Platz 1“ der Ellipse bei objektivem und subjektivem Ranking, unterteilt nach Armlängen

Aus der Grafik zeigt sich der Einfluss von Armlänge und subjektiver Bewertung der Ellipse sehr deutlich: Armlängen unter 58 cm lehnen die Ellipse eher ab, Armlängen über 58 cm bevorzugen die Ellipse. Auch das objektive Ranking der Ellipse, bestimmt über den Wirkungsgrad, verbesserte sich mit zunehmender Armlänge.

Auch aus der direkten Gegenüberstellung der Beantwortung von Rollstuhlfahrer und Gehfähigen zeigten sich signifikante Unterschiede. So zeigte sich, dass die Sportstudenten die Bewegung bei jedem Antriebskonzept mehr als „muskelermüdend“ empfanden als die Querschnittgelähmten (s. 6.3.3). Dies würde wiederum die Notwendigkeit der bereits oben genannten Eingewöhnungsphase unterstreichen: Die für diese Bewegungen untrainierten Sportstudenten hätten eine Gewöhnungs-/Trainingsphase an den Konzepten benötigt, um eine ähnliche Ausgangssituation zur subjektiven Bewertung zu haben wie die trainierten Rollstuhlfahrer.

H₆ Arbeitshypothese: Das subjektive Ranking zeigt einen Zusammenhang mit der Anthropometrie der Probanden.
Kap. 6.2.2

Diese Arbeitshypothese konnte für beide Versuchsgruppen (AB und SCI) angenommen werden. Es zeigte sich, dass bei den Rückenmarkverletzten das abgegebene subjektive Ranking für klassischen und elliptischen Antrieb jeweils mit dem Körpergewicht korrelierte. Dass die Ellipse eher von Probanden mit niedrigem Körpergewicht bevorzugt wurde, kann zum einen damit begründet werden, dass die bereits oben erläuterte extreme Ellipsenform den schwereren

Probanden durch entsprechende Oberkörperumfänge keine optimale Sitzposition ermöglichte. Zum anderen könnte gefolgert werden, dass die Probanden mit hohem Gewicht sportlich weniger aktiv sind und aus Gründen der persönlichen Einstellung auch lieber das altbewährte, klassische Antriebskonzept beibehalten.

H₇ Arbeitshypothese: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Einstellungen von Sitzabstand, Rückenlehnenwinkel und Antriebshöhe.

Die Arbeitshypothese sieben konnte auch für beide Gruppen angenommen werden. Sowohl für die Rollstuhlfahrer als auch für die Gehfähigen zeigte sich für alle Antriebskonzepte eine signifikante Korrelation von Sitzabstand und Rückenlehnenwinkel. Bei den Sportstudentinnen zeigte sich zudem ein Zusammenhang von Sitzabstand und der Ellipsen-Orientierung.

Der Zusammenhang von Sitzabstand und Rückenlehnenwinkel ist auch leicht ableitbar: Ein geringer Sitzabstand zum Antrieb muss durch eine flachere Rückenlehne kompensiert werden, um eine noch ausreichende Bewegungsfreiheit zu gewährleisten. Umgekehrt gilt dies auch für einen größeren Sitzabstand zum Antrieb, der durch eine steilere Lehne kompensiert wird. Aus der Literatur sind zu dem konkreten Fall keine Angaben bekannt. Faupin et al. (2004) beschäftigten sich mit dem Einfluss des Rückenlehnenwinkels auf die Kinematik beim Handbiken, Miller, Mattacola und Santiago (2004) untersuchten den Einfluss des Sitzabstands auf physiologische Parameter. In keiner der beiden Untersuchungen wurde jedoch detaillierter auf eine Korrelation von Sitzabstand mit Rückenwinkel oder Antriebshöhe eingegangen.

H₈ Arbeitshypothese: Die Sitzeinstellungen werden für alle drei Antriebskonzepte signifikant unterschiedlich vorgenommen.

Die oben stehende Hypothese konnte nur für die Sportstudenten (männlich) angenommen werden, hier wurde die Kurbelhöhe für alle drei Antriebskonzepte unterschiedlich vorgenommen. Für alle anderen Parameter und Versuchspersonen muss die H₈ verworfen werden.

Wie erwartet, zeigte sich zwischen den Sitzeinstellungen bei verschiedenen Antriebsformen kein signifikanter Unterschied. Dies kann zum einen damit erklärt werden, dass die verschiedenen Bewegungen keine anderen Sitzpositionen erfordern, da sie sich sehr ähnlich sind und zum anderen kann durch die Körperproportionen und die Ausmaße der Antriebseinheit die Sitzeinstellung nicht zu sehr zueinander variiert werden.

H_9 Arbeitshypothese: Die Einstellung der Schrägstellung (vorne-auseinander / vorne-zusammen) erfolgt nach „vorne-zusammen“.

Die Hypothese H_9 als auch die nachfolgende Arbeitshypothese H_{10} wurden nicht über statistische Testverfahren untersucht, sondern mittels einer deskriptiven Darstellung ausgewertet. Die Hypothese H_9 konnte jedoch für beide Probandengruppen nicht bestätigt werden. Wider Erwarten stellten 62% der Probanden die Kurbeln so ein, dass die Hände bei einer gestreckten Armposition auseinanderweichen.

Die Analyse aus der DIN Norm hatte gezeigt, dass die größten statischen Maximalkräfte (s. Abb. 13) in der gestreckten Armposition auftreten wenn die Hände näher zusammen stehen. Wie bereits in Kapitel 4.1.4 erwähnt ist es jedoch nicht so einfach möglich von statischen Kräften auf eine dynamische Situation zu schließen (s. Abb. 45), sodass hierin der Grund für die Abweichung von den Überlegungen gesehen werden kann.

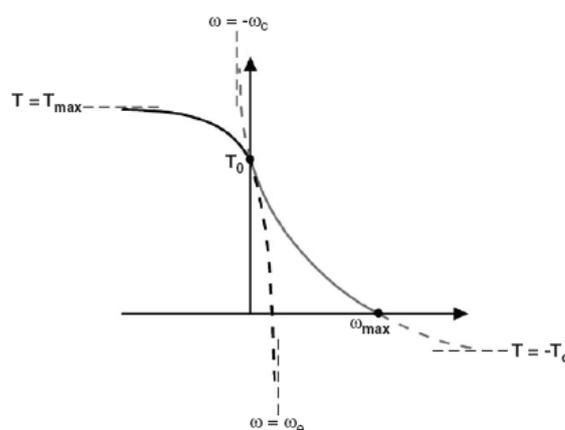


Abb. 45: Hill-Kurve für die Geschwindigkeits-Kraft-Relation im Muskel; exzentrische Phase links der y-Achse, konzentrische rechts der y-Achse, wobei T_{\max} = maximum torque, T_0 = isometric torque, ω_{\max} = maximal angular velocity, dort ist das Drehmoment = 0; (Quelle: Yeadon, King, Wilson, 2004).

Entsprechend der Hill-Kurve zeigt sich, dass das höchste Drehmoment bei exzentrischer Muskelarbeit erreicht wird, das Zweithöchste bei isometrischer Arbeit und schließlich bei steigender Geschwindigkeit im konzentrischen Bereich immer mehr abnimmt. Aus diesem Grund ist eine Übertragung statischer Bedingungen auf Dynamische problematisch. Ein Zusammenhang von Einstellung der Schrägstellung mit beispielsweise der Schulterbreite wäre logisch gewesen, konnte statistisch jedoch nicht nachgewiesen werden und zeigt damit die Problematik der Übertragbarkeit von Theorien aus statischen Bedingungen auf dynamische Situationen. Diesem Aspekt sollten weitere systematische Untersuchungen mit großen Probandengruppen gewidmet werden, um etwaige Zusammenhänge statistisch nachweisen zu können.

H₁₀ Arbeitshypothese: Die Einstellung der Ellipsen-Orientierung (horizontal/vorne-unten / vorne-oben) erfolgt nach „vorne-unten“.
Kap. 6.2.3.4

Dieselbe Betrachtung erfolgte auch für den elliptischen Antrieb und zwar für die bevorzugte Orientierung der Ellipsen-Hauptachse. Hier zeigte sich, dass die anhand der Daten aus den Isodynen erwartete Einstellung auch von 92,3% der SCI und von 96,7% der AB vorgenommen wurde. Das bedeutet, dass die Hände in der gestreckten Armposition nach vorne-unten geführt werden. Die Hypothese H₁₀ konnte somit für beide Probandengruppen angenommen werden. Hier haben sich im Gegensatz zu H₉ die theoretischen Annahmen bestätigt, eine Übertragbarkeit von statischem Kräfteinsatz auf Dynamischen war in diesem Fall gegeben.

H₁₁ Arbeitshypothese: Die Sitzeinstellungen korrelieren mit der Anthropometrie, Alter, Rollstuhlabhängigkeit der Probanden
Kap. 6.2.3.5

Auch die elfte Arbeitshypothese konnte für Rückenmarkverletzte und Gehfähige angenommen werden. Es ergaben sich zahlreiche signifikante Korrelationen mit der Anthropometrie der Probanden, welche jedoch aufgrund des Umfangs an dieser Stelle nicht nochmals einzeln aufgeführt werden sollen. Sie sind in Kap. 6.2.3.5 aufgeführt, sowie in einer im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Diplomarbeit (Faltermair, 2007) im Detail aufgearbeitet. Viele der gefundenen Korrelationen ergeben sich aus logischen Zusammenhängen, wie zum Beispiel

der Zusammenhang von größerem Sitzabstand bei größeren Probanden oder auch Personen mit höherem Körpergewicht.

Interessant waren jedoch die Korrelationen mit den Wunscheinstellungen bei den Rollstuhlfahrern: Hier zeigte sich am häufigsten ein Zusammenhang der verschiedenen Variablen mit der Dauer der Rollstuhlabhängigkeit. Somit scheint die Erfahrung, sportliches Training oder auch Gewöhnung an den Rollstuhl zu einer bestimmten Favorisierung der Sitzeinstellungen zu führen.

Eine signifikante Korrelation von Läsionshöhe und Rückenlehnenwinkel konnte im Rahmen dieser Messreihen nicht nachgewiesen werden, obwohl bereits andere Untersuchungen (Faupin, Campillo, Rémy-Néris, Bouilland, Thevenon, Gorce, 2003) und auch Beobachtungen im Rennschießen zeigten, dass Athleten mit höheren Läsionshöhen aufgrund der fehlenden Rumpfmuskulatur eine flachere Rückenlehne bevorzugen. Die Ursache für das nichtsignifikante Ergebnis wird in der Stichprobe gesehen: Die Probanden dieser Messreihen waren bis auf einen Tetraplegiker alle Paraplegiker. Zudem hatten 9 der 13 Probanden eine Läsionshöhe ab Th₅ abwärts (entspricht midlevel bis low-level paraplegic nach Schmid, 1998c) und bildeten bzgl. der Läsionshöhe eine eher homogene Gruppe. Aus dieser Läsionshöhe ergibt sich eine eher aufrechte Sitzposition und damit wiederum eine günstigere Ausgangsposition um in der gestreckten Armposition den Druck in Krafrichtung nach vorne-unten aufbringen zu können. Dies entspricht in Annäherung auch der knieenden Position im Handbikesport, um den Rumpf – wenn aufgrund der Läsionshöhe oder Art der Behinderung möglich – vermehrt einbringen zu können.

Generell sei jedoch angemerkt, dass diese Untersuchungen nur die „Wunscheinstellungen“, der hier rekrutierten Probanden erfassen, sodass weitere systematische Untersuchungen nötig sind, um zu prüfen, ob diese Einstellungen auch den effizientesten bzw. „Optimaleinstellungen“ entsprechen.

7.3 Methodik und Limitierungen

Nachfolgend soll die in dieser Arbeit angewandte Methodik, sowie weitere limitierende Faktoren diskutiert werden.

Die Durchführung der Messungen erfolgte an zwei verschiedenen Probandengruppen: gefähige Probanden (Sportstudenten) und querschnittgelähmte Probanden. Leider war die Zahl der gefähigen Probanden, welche nicht die eigentliche Klientel für Handbikes darstellen, sehr viel größer. Zum einen war die große Zahl der gefähigen Probanden natürlich gewünscht, da zu der vorliegenden Fragestellung kaum Daten vorhanden sind und somit ein Grundstock an Informationen geschaffen werden konnte. Zudem verfügte diese Stichprobe über keinerlei Handbike-Vorerfahrung und konnte dadurch völlig unvoreingenommen eine Bewertung abgeben. Des Weiteren war bei dieser Stichprobe auch noch keine muskuläre Anpassung an einen Antrieb erfolgt. Allerdings ist die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf Querschnittgelähmte natürlich fraglich.

Für eine größere Zahl an Querschnittgelähmten unter Berücksichtigung möglichst vieler, verschiedener Läsionshöhen müsste ein entsprechend großer Messzeitraum gewählt werden (Dauer ca. 1 Jahr). Um dies zu gewährleisten, müssten zusätzliche Probanden über Kontakte zu Vereinen rekrutiert werden.

Vor Beginn der Messreihen wurde geplant auch Querschnittgelähmte aus dem Patientenstamm der Unfallklinik Murnau zu rekrutieren, um somit zu gewährleisten, dass die Probanden noch keinerlei Handbikeerfahrung haben. Damit sollte eine bereits erfolgte Gewöhnung an den konventionellen Antrieb und somit eine Voreingenommenheit gegenüber neuartigen Antriebskonzepten ausgeschlossen werden. Allerdings zeigte sich in der Praxis, dass zum einen natürlich die Psyche der relativ frisch verletzten Patienten, zum anderen auch die durch Polytraumen bedingten zusätzlichen Verletzungen (z. B. Läsion des Armplexus) die Messungen beeinflussten.

Eine Eingewöhnungsphase an den Antriebskonzepten war im Rahmen dieser Messreihen leider nicht möglich, da aufgrund der bereits sehr umfangreichen und zeitaufwendigen Messtermine den Probanden keine weiteren Messtermine zugemutet werden konnten. Diese sollten bei weiteren Messungen jedoch unbedingt berücksichtigt werden, da sie eventuell die Wahl der Sitzeinstellungen, als auch die jeweilige Leistung durch eine angepasste intermuskuläre Koordination verändern könnten.

Mit gewissen Einschränkungen sind auch die Überlegungen zu den alternativen Antriebsbewegungen zu betrachten, da sie nur auf rein theoretischer Ebene vollzogen werden konnten. Aufgrund von mangelnden Daten aus der Literatur konnte nur auf statische Maximalkräfte zurückgegriffen werden, ein direkter Schluss von diesen Daten auf dynamisch ausgeführte Bewegungen ist daher problematisch (s. S. 138, Hypothese 9).

Ein weiteres Problem dieser Untersuchung war es natürlich, dass es aufgrund mangelnder Untersuchungen zu Antriebsbewegungen für das Handbike bzw. allgemein für das Hand-Arm-System sehr viele „Unbekannte“ gab. Aus diesem Grund wurde in den Hauptexperimenten versucht sehr viele Parameter auf einmal zu erfassen. So wurde beispielsweise nach den Wunsch-/Optimaleinstellungen der Probanden gesucht, es ist jedoch unklar, ob diese individuellen Einstellungen nun tatsächlich auch die Optimalen für den jeweiligen Probanden sind. Die Schrägstellung wurde zwar von 62% (SCI) bzw. 80% (AB) nach vorne-außen eingestellt, welche Einstellung nun jedoch tatsächlich effizienter ist, konnte nicht geklärt werden. Bezüglich der Schrägstellung wäre auch von Interesse, welche konkreten Winkel am günstigsten sind. Diese Ergebnisse müssten schließlich noch mit der Läsionshöhe, der Schulterbreite, Armlänge usw. in Bezug gesetzt werden. Dieselben Fragen stellen sich für die Ellipse und der Orientierung der Hauptachse. So müssten diese Aspekte einzeln herausgegriffen werden und in weiteren Studien mit großen Zahlen querschnittgelähmter Probanden untersucht werden. Es sollte in einem eigenen Teilprojekt die Effizienz verschiedener Schrägstellungen und Ellipsenorientierungen (und -formen), bei verschiedenen Läsionshöhen evaluiert werden. Aus diesen Ergebnissen könnte dann eine konkrete Aussage bzgl. eines optimalen Antriebskonzeptes und dessen Einstellungen für eine bestimmte Läsionshöhe möglich sein. Für die individuellen Schadensbilder, also eine Kombination von kompletter Querschnittlähmung mit weiteren Einschränkungen, bzw. inkomplette Bilder der Querschnittlähmung, müsste jedoch in jedem Fall eine komplett individuelle Anpassung geschehen. Allgemeingültige Aussagen und Empfehlungen sind deswegen schwierig.

8 Schlussfolgerungen und Ausblick

Schlussfolgerungen

Generell ist die Querschnittlähmung für jeden Patienten und Athleten als ein sehr individuelles Schadensbild zu sehen, da kein Unfall oder Krankheit zu derselben Rückenmarkschädigung führt. Aus diesem Grund hat sich gezeigt, dass insbesondere im Bereich der Querschnittgelähmten größere Probandenzahlen nötig sind, um konkrete Schlussfolgerungen ziehen zu können. Rückblickend auf die Vielzahl von Hypothesen und Ergebnissen fällt es deswegen nicht leicht, bezüglich des perfekten Handbikeantriebs, als auch der optimalen Sitzposition, eine einfache und generalisierende Aussage zu treffen. So ist grundsätzlich der Athlet bzw. Patient mit seiner Anthropometrie und Verletzung als Individuum zu betrachten und dementsprechend auch das Handbike anzupassen.

Aus diesen Untersuchungen hat sich zwar gezeigt, wie die Sitzeinstellungen in Relation zur individuellen Anthropometrie des Athleten vorgenommen werden können, doch kann diese Faustregel nicht grundsätzlich auf jeden Rollstuhlfahrer übertragen werden. Wie aktuelle Untersuchungen und auch das Renngeschehen zeigen, wird die Rückenlehne umso flacher eingestellt, desto weiter kranial die Rückenmarkverletzung liegt. Somit ergibt sich auch auf den Sitzabstand eine logische Auswirkung: Um die Kurbelbewegung noch gut ausführen zu können, muss entsprechend dieser Untersuchungsergebnisse bei flacher Rückenlehne auch die Sitzposition näher an der Kurbel sein und umgekehrt.

Bezüglich der optimalen Antriebsbewegung kann an dieser Stelle keine allgemeingültige Aussage getroffen werden. Es zeigte sich jedoch, dass anhand des Wirkungsgrades der klassische Antrieb zu favorisieren wäre und anhand der subjektiven Bewertung die Schrägstellung. Individuell bestanden jedoch sehr große Unterschiede, sodass in Einzelfällen auch die Ellipse, subjektiv (Bewertung der Probanden im Fragebogen) als auch objektiv (berechneter physiologischer Wirkungsgrad), das beste Antriebskonzept war. Möglich ist, dass die Ellipse gerade in diesen Fällen perfekt auf die Anthropometrie abgestimmt war (z. B. Armlänge). Auch wenn aus dieser Untersuchung kein konkretes alternatives Antriebskonzept herausgearbeitet werden konnte, ist

anzuraten die Idee einer neuartigen Handbikebewegung aufgrund der großen individuellen Unterschiede weiter zu verfolgen. Die Athleten könnten selbst verschiedene Antriebskonzepte testen und über deren individuelle Eignung für sie persönlich entscheiden. Im Bereich des Hochleistungssports könnten zwar Konflikte mit dem nach wie vor relativ offen formulierten Regelwerk entstehen, dennoch könnte sich ein Nutzen eines alternativen Konzeptes für den einen oder anderen Freizeitsportler ergeben. Fazit dieser Arbeit ist somit - insbesondere für den Hochleistungssport - die Berücksichtigung des wohl wichtigsten Aspektes, die individuelle Anpassung des Handbikes als auch des Antriebs.

Ausblick

Der nächste, bereits angetretene Schritt ist die Computersimulation der ausgewählten Antriebsbewegungen (Promotion Krämer, C.). Dadurch können auch Fragestellungen zu der optimalen Ellipsengröße bei verschiedenen Armlängen oder individuell geeigneten Kurbelbreiten und -längen behandelt werden. Die jeweils optimierten Antriebskonzepte können dann wiederum miteinander verglichen werden. Aus dieser Modellierung sind schließlich in kürzerer Zeit ohne konstruktiven Aufwand Aussagen zu dem effizientesten Antriebskonzept entsprechend der Anthropometrie möglich.

Im Kontext der vorliegenden Dissertation wurden bereits weitere Projekte zu der Thematik Handbike durchgeführt. So wurde im Rahmen des Förderprojektes „Pendellagerung Handbike“ (BISp-Förderprojekt, Projektnr. 20060900243) eine alternative Handgrifflagerung untersucht. Anhand Überlegungen zur funktionellen Anatomie wurde im Experiment der momentan übliche Griffwinkel von ca. 12-14° Pronation variiert. Von besonderem Interesse war dabei die Variation des Griffwinkels (zwischen Pronation und Supination) während des Kurbelzyklus, um den in den jeweiligen Kurbelphasen aktiven Muskeln die beste Arbeitsmöglichkeit zu geben und somit höhere Kräfte zu ermöglichen. Eine Überlegung war, dass der m. biceps brachii in einer Supinationsstellung des Unterarms am effektivsten arbeiten kann (Frick, 1992, S. 237) und somit der Griffwinkel in der Zugphase so variiert werden sollte, dass er eine Supination bewirkt (entspricht Klimmzug im Untergriff). In der Druckphase war hingegen eine Pronationsstellung denkbar, analog zu der Handstellung beim

Bankdrücken. Mittels in Handbikegriffen integrierten Kraftmesszellen konnten an n=21 Probanden Messreihen durchgeführt werden. Dieses Projekt wurde im Herbst 2007 abgeschlossen und hat dabei gezeigt, dass in der Zugphase ein pronierter Griff (30° zur Vertikalen) am besten ist, in der Druckphase die Stellung des Griffwinkels jedoch unbedeutend ist. Für die Aufwärtsbewegung zeigte sich, dass eine Supinationsstellung Vorteile bringt. Da während dieser Phase jedoch generell wenig Kräfte übertragen werden, kann diese vernachlässigt werden. Zusammenfassend kann also gesagt werden, dass die beste Kraftübertragung erreicht wird, wenn über den kompletten Kurbelzyklus mit maximal pronierten Kurbeln (30°) gefahren wird. Zudem hat sich gezeigt, dass die Aufmerksamkeit eher auf die Phasen der Auf- und Abwärtsbewegung, anstatt der Druck- und Zugphasen gelenkt werden sollte (Schneider, 2007; Krämer, Klöpfer, Schneider, Böhm, 2007).

In einem weiteren BISP-Förderprojekt („Optimierung Handcycle“, Projektnr. 20070700337) wird im Rahmen der Betreuung des Top Teams Peking unter anderem auch die Aerodynamik des Systems Handbike – Athlet genauer untersucht. Das Ziel ist eine individuelle Optimierung von Sitzposition, Kurbelbreite, -länge aus aerodynamischer Sicht. Auch eine individuell angepasste Rückenlehnenkontur soll den Athleten bei der Optimierung ihrer Leistung helfen. Um die Rückenlehne optimal an den Athleten anpassen zu können, wurde eine Lehne entwickelt, welche aus 30 verstellbaren Einzelsegmenten besteht (Leidmann, 2007). Der Projektstatus ist laufend und bis zu Projektabschluss Ende 2009 soll auch das bereits genannte Mehrkörpersimulationsmodell (s. auch Kap. 1.1) weiterentwickelt werden (Böhm, Krämer, Senner, 2006; Böhm, Krämer, 2007).

Literaturverzeichnis

- Abel, T. (2002). Energetische und leistungsphysiologische Untersuchungen im Rollstuhlsport unter besonderer Berücksichtigung präventivmedizinischer Aspekte. Dissertation zum Doktor der Sportwissenschaften, Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Abel, T., Kröner, M., Rojas Vega, S., Peters, C., Klose, C., Platen, P. (2003). Energy expenditure in wheelchair racing and handbiking - a basis for prevention of cardiovascular diseases in those with disabilities. *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*, 10, pp. 371-376.
- Abel, T., Rojas Vega, S., Bleicher, I., Platen, P. (2003). Handbiking: physiological responses to synchronous and asynchronous crank montage. *Journal of Sport Science*, 3(4), pp. 1-9.
- Abel, T., Schneider, S., Platen, P., Strüder, H.K. (2006). Performance diagnostics in handbiking during competition. *Spinal Cord*, 44(4), pp. 211-216.
- Birbaumer, N., Schmidt, R.F. (2006). *Biologische Psychologie* (6., vollständig überarbeitete und ergänzte Auflage). Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, HongKong: Springer. Zugriff am 12. Februar 2007 unter <http://www.lehrbuch-psychologie.de:8080/biologischePsychologie/public/bilderCDROM/index.jsp>.
- Böhm, H., Krämer, C., Senner, V. (2006). Optimization of the handbike`s drive concept –mathematical approach. In *The Engineering of Sport 2*, Moritz E.F., Haake S., (Eds.) pp. 121-126.
- Böhm, H., Krämer, C. (2007). Optimization of Human Motion exemplified with Handbiking by means of Motion Analysis and Musculoskeletal Models. *Springer Series: Computational Imaging and Vision* (36), Rosenhahn, B.; Klette, R.; Metaxas, D. (Eds.), pp. 409-427. http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4020-6693-1_17
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2, pp. 92–98.

- Bortz, J., Döring, N. (2005). *Forschungsmethoden und Evaluation – für Human- und Sozialwissenschaftler* (3., überarbeitete Auflage). Heidelberg: Springer.
- Bortz, J., Lienert, G.A. (2003). *Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung - Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben* (2., aktualisierte und bearbeitete Auflage). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Buck, M., Beckers, D. (1993). *Rehabilitation bei Querschnittlähmung - Ein multidisziplinärer Leitfaden*. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest: Springer.
- Bühl, A., Zöfel, P. (2005). *SPSS 12 – Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows*. München: Pearson Education GmbH Deutschland.
- Bullinger, H.-J. (1994). *Ergonomie. Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung*. Stuttgart: B.G. Teubner.
- Burandt, U. (1978). *Ergonomie für Design und Entwicklung*. Köln: Otto Schmidt.
- Clauß, G., Finze, F.-R., Partzsch, L. (2004). *Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner - Grundlagen* (5., korrigierte Auflage). Frankfurt am Main: Harri Deutsch.
- Cotta, H., Heipertz, W., Hüter-Becker, A., Rompe, G. (Hrsg.) (1983). *Krankengymnastik. Taschenlehrbuch in elf Bänden. Band 10: Psychiatrie, Querschnittlähmungen*. Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Dallmeijer, A.J., Ottjes, L., de Waardt, E., van der Woude, L.H.V. (2004). A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 25, pp. 622-626.
- Dallmeijer, A.J., Zentgraaff, I.D.B., Zijp, N.I., van der Woude, L.H.V. (2004). Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord*, 42, pp. 92-98.
- De Marées, H. (2003). *Sportphysiologie* (9., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage). Köln: Sport und Buch Strauss.

- DeCoster, A., Van Laere, M., Blondé, W. (1999). Electromyographic activity of shoulder girdle muscles during handbiking. In *Biomedical Aspects Manual Wheelchair Prop, State of the Art III*. IOS Press. pp. 138-139.
- Fabian, C. (2006). Vergleich der physiologischen und metabolischen Parameter im Handbiken mit drei verschiedenen Antriebsformen. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft.
- Faller, A. (1999). *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion* (13., komplett überarbeitete und neu gestaltete Auflage). Stuttgart, New York: Thieme.
- Faupin, A., Campillo, P., Rémy-Néris, O., Bouilland, S., Thevenon, A., Gorce, P. (2003). A kinematic study of the upper-limb motion of handcycle propulsion. *Archives of physiology and biochemistry*, Vol 111, part 1/124, Supplement.
- Faupin, A., Campillo, P., Bouilland, S., Thevenon, A., Gorce, P., Rémy-Néris, O. (2004). The effects of backrest adjustments on kinematic parameters produced during the handcycle sprinting. *Journal of Rehabilitation & Research Development*, Vol 41, Number 2, Supplement 2, p. 22.
- Faupin, A., Gorce, P., Campillo, P., Thevenon, A., Remy-Neris, O. (2006). Kinematic analysis of handbike propulsion in various gear ratios: implications for joint pain. *Clinical Biomechanics*, 21, 6, pp. 560-566.
- Felleiter, P., Reinbott, S., Michel, F., Baumberger, M. (2004). Das traumatische Querschnittssyndrom - Syndrome transverse traumatique. *Schweizerisches Medizin-Forum*, 4, S. 1166-1172.
- Frick, H., Leonhardt, H., Starck, D. (1992). *Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie I – Extremitäten – Rumpfwand – Kopf – Hals* (4., überarbeitete Auflage). Stuttgart, New York: Thieme.
- Gass, E.M., Harvey, L.A., Gass, G.C. (1995). Maximal physiological responses during arm cranking and treadmill wheelchair propulsion in T4-T6 paraplegic men. *Paraplegia*, 33(5), pp. 267-70.

- Gass, G.C., Camp, E.M. (1984). The maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking exercise in male paraplegics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(4), pp. 355-359.
- Gerthsen, C., Kneser, H.O., Vogel, H. (1992). Physik: ein Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen (16., korrigierte Auflage). Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest: Springer.
- Gloger, S. (1996). Entwicklung muskelkraftgetriebener Leichtfahrzeuge. Fortschrittsberichte VDI Reihe 12 Nr. 263. Düsseldorf: VDI.
- Grosser, M., Starischka, S. (1998). Das neue Konditionstraining für alle Sportarten, für Kinder, Jugendliche und Aktive (7., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage (Neuausgabe)). München, Wien, Zürich: BLV Sportwissen. S. 47.
- Guttmann, L. (1979). Sport für Körperbehinderte. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegemann, D., Blok, J, Rau, G., Disselhorst-Klug, C., and Hägg, G. (1999). SENIAM - European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Roessingh Research and Development b.v..
- Hollmann, W., Hettinger, T. (2000). Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin (4., völlig neu bearbeitete Auflage). Stuttgart, New York: Schattauer.
- Hopman, M.T.E., van Teffelen, W.M., Brouwer, J., Houman, S., Binkhorst, R.A. (1995). Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 71(1-2), pp. 111-114.
- Hunter, J., Ferdinands, R. (2002). A three dimensional marker system for motion analysis system software. Report for SIMI Reality Motion Systems.

- Huonker, M., Schmid, A., Sorichter, S., Schmidt-Trucksäß, A., Mrosek, P., Keul, J. (1998b). Cardiovascular differences between sedentary and wheelchair-trained subjects with paraplegia. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Apr 30, 4, pp. 609-613.
- Janssen, T.W.J., Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H.V. (2001). Physical capacity and race performance of handcycle users. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(1), pp. 33-40.
- Kapandji, I. A. (1992). Funktionelle Anatomie der Gelenke - schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik (2., unveränderte Auflage). Stuttgart: Hippokrates-Verlag.
- Kendall, F.P., MacCreary, E.K., Provance, P.G. (2001). Muskeln - Funktionen und Tests (4., überarbeitete Auflage). München: Urban & Fischer.
- Knechtle, B., Müller, G., Knecht, H. (2004). Optimal exercise intensities for fat metabolism in handbike cycling and cycling. *Spinal Cord*, 42, pp. 564-572.
- Knechtle, B. (2002). Aktuelle Sportphysiologie – Leistung und Ernährung im Sport. Basel: Karger.
- Konrad, P. (2005). EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Zugriff am 27. November 2006 unter <http://www.velamed.com/downloads/index.php>.
- Kühnel, S.-M., Krebs, D. (2004). Statistik für die Sozialwissenschaften - Grundlagen, Methoden, Anwendungen (2. durchgesehene Auflage). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Verlag GmbH.
- Künstlinger, U. (2000). Die Sportlerschulter. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51(5), S. 184-186.
- Leidmann, F. (2007). Verstellbare Rückenlehne für Handbikes. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, Fakultät für Maschinenwesen.
- Leufen, J., Möller, E. (1987). Das Fahrrad. Entwicklung-Technik-Zukunft (2., überarbeitete Auflage). Kiel: Moby Dick Verlag KG.

- Lieber, R.L., Bodine-Fowler, S.C. (1993). Skeletal Muscle Mechanics: Implications for Rehabilitation. *Physical Therapy*. Volume 73, 12, S. 844 – 856.
- Linke, R. D., Burkart, A., Imhoff, A. B. (2003). Die arthroskopische SLAP-Refixation. *Orthopäde*, 7, S. 627-631.
- Löllgen, H. (2004). Das Anstrengungsempfinden (RPE, Borg-Skala). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 55, Nr. 11, S. 299-300.
- Löllgen, H., Erdmann, E. (Hrsg.) (2001). *Ergometrie - Belastungsuntersuchungen in Klinik und Praxis* (2., vollständig überarbeitete Auflage). Heidelberg: Springer.
- Mach, O. (2005). Einsatz ganzheitlich-medizinischer Methoden in der Querschnittgelähmtenbehandlung. Vortrag auf der 18. Jahrestagung der DMGP in Alpbach/Österreich.
- Maki, K.C., Langbein, E.W., Reid-Lokos, C. (1995). Energy cost and locomotive economy of handbike and rowcycle propulsion by persons with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32(2), pp. 170-178.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L. (2001). *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance* (Fifth edition). Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Meyer, T. (2003). Der Respiratorische Quotient (RQ). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54(1), S. 29-30.
- Michel, D., Zäch, G.A. (Hrsg.) (1995). Pathophysiologie der traumatischen Querschnittlähmung. In *Querschnittlähmung - ganzheitliche Rehabilitation*. SWISS MED 6-S/1995. Küsnacht ZH, CH: Dr. Felix Wüst AG. S. 14-15.
- Miller, T.L., Mattacola, C.G., Santiago, M.C. (2003). Influence of varied, controlled distances from the crank axis on peak physiological responses during arm cranking ergometry. *Journal of exercise physiology*, 7, *Number 3*, pp. 61-67.

- Moll, K.-J., Moll, M. (1993). Anatomie: Kurzlehrbuch zum Gegenstandskatalog (13., erweiterte und überarbeitete Auflage). Neckarsulm, Stuttgart: Jungjohann.
- Mossberg, K., Willman, C., Topor, M.A., Crook, H., Patak, S. (1999). Comparison of asynchronous versus synchronous arm crank ergometry. *Spinal Cord*, 37(8), pp. 569-574.
- Mukherjee, G., Bhowmik, P., Samanta, A. (2001). Physical fitness training for wheelchair ambulation by the arm crank propulsion technique. *Clinical Rehabilitation* 15, 2, pp. 125-32.
- Mukherjee, G., Samanta, A. (2001). Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(4), pp. 391-399.
- Müller, S. (2002). Motorische Rehabilitation beim komplett und inkomplett Querschnittgelähmten. München, Bad Kissingen, Berlin, Düsseldorf, Heidelberg: Richard Pflaum.
- Mummendey, H.D. (1999). Die Fragebogen-Methode: Grundlagen und Anwendung in Persönlichkeits-, Einstellungs- und Selbstkonzeptforschung (3., unveränderte Auflage). Göttingen, Bern, Toronto, Seattle: Hogrefe-Verlag.
- Peters, C., Raabe-Oetker, A. (1997). Neurologie und Sport, Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie zentralnervöser Schadensbilder. Köln: Sport & Buch Strauß.
- Pschyrembel, W. (Hrsg.) (2002). Pschyrembel, Klinisches Wörterbuch. (259., neu bearbeitete Auflage). Berlin; New York: de Gruyter.
- Rost, R., Hollmann, W. (1982). Belastungsuntersuchungen in der Praxis - Grundlagen, Technik und Interpretation ergometrischer Untersuchungsverfahren. Stuttgart, New York: Thieme.
- Sachs, L. (1984). Angewandte Statistik – Anwendung statistischer Methoden (6. Auflage). Berlin, Heidelberg, Tokyo, New York: Springer.

- Sanada, K., Kearns, C.F., Kojima, K., Abe, T. (2005). Peak oxygen uptake during running and arm cranking normalized to total and regional skeletal muscle mass measured by magnetic resonance imaging. *European Journal of Applied Physiology*, 93, pp. 687-693.
- Sawatzky, B. (2002). Wheeling in the New Millennium: The history of the wheelchair and the driving forces in wheelchair design today. Zugriff am 22. November 2006 unter http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html.
- Schmid, A., Huonker, M., Barturen, J.M., Stahl, F., Schmidt-Trucksäss, A., König, D., Grathwohl, D., Lehmann, M., Keul, J. (1998c). Catecholamines, heart rate, and oxygen uptake during exercise in persons with spinal cord injury. *Journal of Applied Physiology* August, 85(2), pp. 635-641.
- Schmid, A., Huonker, M., Stahl, F., Barturen, J.M., König, D., Heim, M., Lehmann, M., Keul, J. (1998a). Free plasma catecholamines in spinal cord injured persons with different injury levels at rest and during exercise. *Journal of Autonomic Nervous System*, Jan 19, 68(1-2), pp. 96-100.
- Schmid, A. (1999). Leistungsphysiologische Untersuchungen bei unterschiedlichen Sportarten des Behinderten-Leistungssports. *dvs-Information*. 14, 3, S. 39-42.
- Schmid, A. (2002). Rollstuhlgometrie - Standards der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53(5), S. 153-154.
- Schmid, A., Halle, M., Stützle, C., König, D., Baumstark, M.W., Storch, M.-J., Schmidt-Trucksäss, A., Lehmann, M., Berg, A., Keul, J. (2000). Lipoproteins and free plasma catecholamines in spinal cord injured man with different injury levels. *Clinical Physiology*, 20, 4, pp. 304-310.

- Schmid, A., Huonker, M., Aramendi, J.F., Klüppel, E., Barturen, J.M., Grathwohl, D., Schmidt-Trucksäß, A., Berg, A., Keul, J. (1998d). Heart rate deflection compared to 4 mmol·l⁻¹ lactate threshold during incremental exercise and to lactate during steady-state exercise on an arm-cranking ergometer in paraplegic athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 78, pp. 177-182.
- Schmid, A., Huonker, M., Aramendi, J.F., Dürr, H., Klüppel, E., Barturen, J.M., Keul, J. (1996). Herz-Kreislauf- und Stoffwechselfunktion bei ausdauertrainierten Paraplegikern. *Deutsche medizinische Wochenschrift*, 121, S. 1315-1320.
- Schmid, A., Huonker, M., Stober, P., Barturen, J.-M., Schmidt-Trucksäß, A., Dürr, H., Völpel, H.-J., Keul, J. (1998e). Physical performance and cardiovascular and metabolic adaptation of elite female wheelchair basketball players in wheelchair ergometry and in competition. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77, 6, pp. 527-533.
- Schmid, A., Schmidt-Trucksäß, A., Huonker, M., König, D., Eisenbarth, I., Sauerwein, H., Brunner, C., Storch, M.J., Lehmann, M., Keul, J. (2001). Catecholamines response of high performance wheelchair athletes at rest and during exercise with autonomic dysreflexia. *International Journal of Sports Medicine*, 22, pp. 2-7.
- Schmull, H.. Kleine Geschichte des Handbikesports. Zugriff unter <http://members.fortunecity.de/grafxp/kleine%20Geschichte.htm> am 10. Oktober 2006.
- Schneider, G. (2007). Biomechanische Untersuchung zum Griffwinkel beim Handbiken. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft.
- Scruton, J. (1998). *Stoke Mandeville Road to the Paralympics - Fifty years of History*. Brill, Aylesbury: the Peterhouse Press.
- Simon, G., Berg, A., Dickhuth, H., Simon-Alt, A., Keul, J. (1981). Determination of anaerobic threshold depending on age and performance capacity. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 32, pp. 7-14.

- Stegemann, J. (1984). *Leistungsphysiologie - Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports* (3., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart: Georg Thieme.
- Thees, B. (2005). *Vergleichende leistungsphysiologische Untersuchungen zum Einfluss von drei verschiedenen Griffpositionen auf die Bewegungsökonomie beim Handbiken*. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Theisen, D., Vanlandewijck, Sturbois, X., Francaux, M. (2001). Cutaneous vascular response and thermoregulation in individuals with paraplegia during sustained arm-cranking exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 22, pp. 97-102.
- Theisen, D., Vanlandewijck, Y. (2002). Cardiovascular responses and thermoregulation in individuals with spinal cord injury. *European Bulletin of Adapted Physical Activity*, Vol 1, Issue 1.
- van Breukelen, K. (2001). Handbikes: Arm power versus arm trunk power, an ergonomic classification of handbikes. *Double-performance*. S.1.
- van der Woude, L.H.V., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W.J., Veeger, D. (2001). Alternative modes of manual wheelchair ambulation: an overview. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80, pp. 765-777.
- Verellen, J., Gers, B., van de Vliet. P., Vanlandewijck, Y. (2004a). Consistency of the within cycle torque distribution pattern during hand cycling: a pilot study. *European Bulletin of Adapted Physical Activity*, Vol 3, Iss 2.
- Verellen, J., Theisen, D., Vanlandewijck, Y. (2004b). Influence of crank rate in hand cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(10), pp. 1826-1831.
- Vetter, P., Flash, T., Wolpert, D.M. (2002). Planning Movements in a Simple Redundant Task. *Current Biology*, March 19, Vol. 12, pp. 488–491.
- Weir, J.B. de V. (1949). New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *Journal of Physiology*, 109, pp. 1-9.
- Wilmore, J.H., Costill, D.L. (2004). *Physiology of sport and exercise* (Third edition). Champaign, Ill.: Human Kinetics.

- Wu, G., van der Helm, F.D.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Roy, P.V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38, pp. 981-992.
- Yeadon, M.R., King, M.A., Wilson, C. (Hrsg.) (2006). Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement. *Journal of Biomechanics*, 39. pp. 476–482.
- Zimmer, M. (1996). Medizinisch funktionelle Anforderungen an den Behindertensport. *dynamed*, S. 24-28.
- Körperkräfte des Menschen - Begriffe, Zusammenhänge, Bestimmungsgrößen (1982). DIN 33411, Teil 1.
- Körperkräfte des Menschen - Maximal erreichbare statische Aktionsmomente männlicher Arbeitspersonen an Handrädern (1986). DIN 33411, Teil 3.
- Körperkräfte des Menschen - Maximale statische Aktionskräfte (Isodynien) (1987). DIN 33411, Teil 4.
- Körperkräfte des Menschen - Maximale statische Aktionskräfte, Werte (1999). DIN 33411, Teil 5.
- K4 b2 Benutzerhandbuch (2004). XI. Ausgabe. Italien: COSMED Srl.
- Kurzbericht des statistischen Bundesamtes: Statistik der schwerbehinderten Menschen (2005). Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.
- UCI Cycling Regulations, Part 16: Cycling for riders with disabilities. Zugriff am 7. September 2006 unter <http://www.uci.ch/imgArchive/Rules/16hand-E.pdf>.
- EHC Regelbuch 2006. Zugriff am 7. September 2006 unter <http://www.european-handbike.de/EHC/downloads/2006/EHC-Regelbuch2006deutsch.pdf#search=%22Eligibility-Rule%20des%20IPC%22>,.
- Eintrag zu „Stephan Farfler“. Zugriff am 22. November 2006 unter http://de.wikipedia.org/wiki/Stephan_Farfler.

Im Rahmen dieser Dissertation wurden bereits Teilergebnisse veröffentlicht /
präsentiert:

Publikationen

Krämer, C., Klöpfer, I., Peters, C., Senner, V. (2005). Optimierung des Behindertensportgerätes Handbike durch technische Modifikationen und verbesserte individuelle Anpassung, BISp-Jahrbuch – Forschungsförderung 2005/06, S. 89-92.

Krämer, C., Klöpfer, I., Senner, V., Peters, C. (2006). Optimization of the handbike`s drive concept – experimental approach. In Moritz, E.F., Haake, S. (Eds.), The Engineering of Sport 2, pp. 313-318.

Konferenz Publikationen

Klöpfer, I., Krämer, C., Senner, V. und Peters, C. (2004). Vorstellung eines interdisziplinären Ansatzes zur Optimierung des Behindertensportgerätes „Handbike“. In: Gros, H., Edelmann-Nusser, J., Witte, K., Moritz, F. und Roemer, K. (Eds.), Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis III, Beiträge zum 4. divers Workshop. Aachen: Shaker Verlag, S. 19-22.

Böhm, H., Klöpfer, I., Krämer, C., Seitz, T., Recluta, D., and Senner, V. (2004). Evaluation of handbike and rowing propulsion in terms of athletes torque generation ability. Proceedings of the 5th Conference of the International shoulder Group. Lisboa, Portugal, pp. 61-61.

Senner, V., Krämer, C., Klöpfer, I. (2006). Optimierung des Handbike-Antriebs – Ansätze und Erkenntnisse. 7. Gemeinsames Symposium der dvs-Sektion Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft in Bad Sassendorf.

Krämer, C., Klöpfer, I., Schneider, G., Böhm, H. (2007, Juli). Biomechanische Untersuchung zum Griffwinkelverlauf während des Kurbelzyklus beim Handbiken. Vortrag auf dem 6. divers Workshop in Hirschegg / Kleinwalsertal.

Poster Publikationen

Krämer, C., Klöpfer, I. (2006). Vorstellung eines interdisziplinären Ansatzes zur Optimierung des Handbike-Antriebes. II. Interdisziplinärer Kongress Junge Naturwissenschaft und Praxis. Veröffentlichungen der Hanns Martin Schleyer-Stiftung, Köln.

Konferenz Vorträge ohne Publikation

Krämer, C., Klöpfer, I., Senner, V., Bubb, H. (2004). Vorstellung eines interdisziplinären Ansatzes zur Optimierung des Behindertensportgerätes „Handbike“. 14. dvs-Nachwuchsworkshop, Augsburg.

Klöpfer, I., Krämer, C., Senner, V., Peters, C. (2005). Optimierung des Handbike-Antriebes - Ansätze und Erkenntnisse. 17. dvs-Hochschultag, Leipzig.

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AB	able-bodied; hier verwendet für Gehfähige
C ₁₋₈	Bezeichnung der Läsionshöhe der Querschnittlähmung; hier im Halsmark-(Cervical-) bereich, Th / T = thorakal (Brustwirbelsäulenbereich), L = lumbal (Lendenwirbelsäule), S = sakral (Kreuzbeinbereich)
CLIN	Clinic; Querschnittgelähmte Probanden aus dem klinischen Bereich; Patientenstamm der BG Unfallklinik Murnau
DBS	Deutscher Behindertensportverband
DRS	Deutscher Rollstuhlsportverband
E	Hier als Kürzel für elliptischen Antrieb
EHC	European Handbike Circuit
EMG	Elektromyographie
FT-Fasern	Fast twitch Fasern, schnellzuckende Muskelfasern
GdB	Grad der Behinderung
HF [S/min]	Herzfrequenz, [Schläge pro Minute]
HLP	High Level Paraplegic (Th ₁₋₄)
HPP	Hoher Paraplegiker, Th ₁₋₄
Hz	Hertz, Einheit der Frequenz, $1 \text{ Hz} = \frac{1}{s}$
IAT	individual anaerobic threshold
IPC	International Paralympic Committee
K	Hier als Kürzel für klassischer Antrieb
kaudal	lat.: fußwärts

kranial	lat.: kopfwärts
LLP	Low Level Paraplegic (Th ₁₁ -und tiefer)
m	männliche Probanden
MLP	Mid Level Paraplegic (Th ₅ - 10)
N	Newton; Einheit der Kraft, $1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \cdot \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$
n	Probandenzahl
n.s.	nicht signifikant
P	Paraplegiker
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
r	Korrelationskoeffizient
r ²	Bestimmtheitsmaß
PCSA [cm ²]	Physiological cross sectional area; physiologischer Muskelquerschnitt
RQ	Respiratorischer Quotient; $\frac{\text{CO}_2 - \text{Abgabe}}{\text{O}_2 - \text{Aufnahme}}$
RSV	Rollstuhlsportverein Murnau e.V., hier auch als Bezeichnung für sportliche aktive Probanden der Gruppe der Rollstuhlfahrer
s. bzw. *	signifikant
S	Hier als Kürzel für Antrieb mit Schrägstellung
SCI	Spinal cord injury; hier verwendet für Rückenmarkverletzte / Querschnittgelähmte
SD	Standardabweichung
ST-Fasern	Slow twitch Fasern, langsamzuckende Muskelfasern
Tab.	Tabelle
TP	Tetraplegiker, oberhalb C7

TPP	Tiefer Paraplegiker, Th ₅ und tiefer
UCI	International Cycling Union
V [%]	Variationskoeffizient
VO ₂ [l/min] / [ml/min]	Sauerstoffaufnahme
VO ₂ rel[l/kg/min] / [ml/kg/min]	Relative Sauerstoffaufnahme, pro kg Körpergewicht
VP	Versuchsperson
w	weibliche Probanden
WG; η [%]	Wirkungsgrad
W	Watt, Einheit der Leistung
\bar{x}	Arithmetisches Mittel

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Biomechanische Verhältnisse obere und untere Extremität im Vergleich.....	16
Abb. 2: Ursachen der Querschnittlähmung.....	21
Abb. 3: Neurologisches Niveau der unfallbedingten Lähmungen, Schweizer Paraplegiker-Zentrum Nottwil, 1999-2003.....	22
Abb. 4: Ursprünge von Sympathikus und Parasympathikus und die von ihnen innervierten Organe	24
Abb. 5: Übungen am Punchingball während des Klinikaufenthalts	27
Abb. 6: Farflers Rollstuhl von 1655.....	28
Abb. 7: Verschiedene Sitzpositionen im Racebike	28
Abb. 8: Handbike-Typen.....	30
Abb. 9: Skizze möglicher Bewegungsformen des Hand-Arm-Systems.....	40
Abb. 10: Auszug aus der DIN Norm 33411: Isodynien, β = Seitenwinkel des Arms	42
Abb. 11: Siemens-Burandt-Verfahren.....	43
Abb. 12: Einfluss der PCSA auf die Kraft-Geschwindigkeits-Relation.....	44
Abb. 13: Isodynien in Abhängigkeit vom Höhenwinkel, Seitenwinkel und Armreichweite.....	48
Abb. 14: Herleitung einer „optimalen Armbewegung“ aus Daten zur statischen Maximalkraft ..	49
Abb. 15: Maximale (normierte) Drehmomente für Schulter und Ellbogen	51
Abb. 16: Vergleich der Gelenkwinkelverläufe hinsichtlich ihres Potenzials zur Drehmomentenerzeugung im Ellbogengelenk.....	52
Abb. 17: Handbikegriff mit Dehnungsmessstreifen.....	53
Abb. 18: Tangentialkraft während der Handbikebewegung.....	53
Abb. 19: Handbike-Versuchsstand	60
Abb. 20 a: klassische Antriebsbewegung b: elliptische Antriebsbewegung.....	60
Abb. 21: Variationsmöglichkeit der Orientierung der Ellipse.....	61
Abb. 22: Beispielhafter Oberflächenscan aus Scan Worx.....	64
Abb. 23: Exemplarische Auswertung zur Bestimmung Optimaleinstellung prozentual zur Anthropometrie.....	66
Abb. 24: Ablaufschema der Messreihen	68
Abb. 25: Stufentest an der BG Unfallklinik Murnau	72
Abb. 26: Wirkungsgrade eines Probanden in Abhängigkeit von der Leistung aller Antriebsformen im Vergleich.....	74

Abb. 27: Prozentuale Häufigkeiten für den „1.Platz“ aus subjektiver und objektiver Sicht; Gruppe der Rollstuhlfahrer.....	82
Abb. 28: Prozentuale Häufigkeiten für den „1.Platz“ aus subjektiver und objektiver Sicht; Gruppe der Fußgänger.....	83
Abb. 29: Bestimmung der Laktatwerte und Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18; Tangentensteigung 0,1.....	86
Abb. 30: Streudiagramm, weibliche, gehfähige Probanden (n=12): Armlänge [cm] und objektives Ranking für die Ellipse.....	95
Abb. 31: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“.....	97
Abb. 32: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung angenehm flüssig?“.....	98
Abb. 33: Häufigkeitsverteilung zu der Frage „War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“.....	99
Abb. 34: Streudiagramm querschnittgelähmte Probanden (n=13): Sitzentfernung [cm] und Rückenlehnenwinkel [°], klassischer, schräggestellter und elliptischer Antrieb.....	101
Abb. 35: Streudiagramm Gehfähige m+w (n=30): Sitzentfernung [cm] und Rückenlehnenwinkel [°], klassischer, schräggestellter und elliptischer Antrieb.....	102
Abb. 36: Einteilung der Ellipsenhauptachsen-Orientierung.....	105
Abb. 37: Streudiagramm Querschnittgelähmte (n=13): Sitzentfernung [cm] und Körpergewicht [kg], klassischer und elliptischer Antrieb.....	107
Abb. 38: Streudiagramm Gehfähige, m, (n=18): Sitzentfernung [cm] Ellipse und Körpergewicht [kg].....	110
Abb. 39: Streudiagramm Gehfähige, w, (n=12): Rückenlehne [°] klassisch und Armlänge [cm].....	111
Abb. 40: Wirkungsgrad für verschiedene Arbeitsformen.....	124
Abb. 41: Verlauf der Wirkungsgrade.....	129
Abb. 42: Abmessungen der Ellipse.....	134
Abb. 43: Relative Größe der Ellipse bei Proband mit „kurzen“ und „langen“ Armen.....	135
Abb. 44: „Platz 1“ der Ellipse bei objektivem und subjektivem Ranking, unterteilt nach Armlängen.....	136
Abb. 45: Hill-Kurve für die Geschwindigkeits-Kraft-Relation im Muskel.....	138
Abb. 46: Riemenantrieb zur Umsetzung der elliptischen Bewegungsbahn.....	213

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Kennmuskeln zur motorischen Typisierung.....	23
Tab. 2: Untersuchungen der Gruppe um Schmid, A.....	25
Tab. 3: Divisionen des EHC.....	34
Tab. 4: Untersuchungen im Bereich Handbike zu Herzfrequenz, Laktat, Energieverbrauch, Wirkungsgrad, Muskelaktivität, Momentenverlauf.....	35
Tab. 5: Untersuchungen im Bereich Handbike zur synchronen und asynchronen Kurbelanordnung.....	37
Tab. 6 Beteiligte Muskelgruppen an der Vor-/Zurück-Bewegung: Physiologische Muskelquerschnitte und segmentale Innervation	45
Tab. 7: Belastungsschemata für die verschiedenen Probandengruppen.....	70
Tab. 8: Abstufungen zur verbalen Beschreibung des Betrags des Korrelationskoeffizienten....	79
Tab. 9: Vergleich der Wirkungsgrad-Mittelwerte bei verschiedenen Wattstufen für die Probanden mit 10 Watt-Stufen; ANOVA mit Messwiederholung.....	84
Tab. 10: Vergleich der Wirkungsgrad-Mittelwerte bei verschiedenen Wattstufen für die Probanden mit 20 Watt-Stufen; ANOVA mit Messwiederholung.....	85
Tab. 11: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrad 40W-Stufe, Probandengruppe mit 20W-Stufen, n=24.....	85
Tab. 12: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,1, männliche Probanden, n=18, ANOVA mit Messwiederholung	86
Tab. 13: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18.....	87
Tab. 14: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, max. Leistung, Gehfähige, weibliche Probanden, n=12.....	89
Tab. 15: Vergleich der Werte zur VO_2 [ml/min] bei definierten Wattstufen für die weiblichen Probanden; ANOVA mit Messwiederholung.....	92
Tab. 16: Vergleich der Werte zur VO_2 [ml/min] bei definierten Wattstufen für die männlichen Probanden; ANOVA mit Messwiederholung.....	92
Tab. 17: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, max. Laktat, Gehfähige, männliche Probanden, n=18	93
Tab. 18: Ergebnisse der inferenzstatistischen Prüfung in Bezug auf Unterschiede in der Bewertung der Antriebskonzepte, Gehfähige (AB) n=30, Querschnittgelähmte (SCI) n=13.....	95
Tab. 19: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Schrägstellung, Querschnittgelähmte	104

Tab. 20: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Schrägstellung, Gefähige	105
Tab. 21: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Ellipsenorientierung, Querschnittgelähmte.....	106
Tab. 22: Häufigkeitsverteilung für die Einstellung der Ellipsenorientierung, Gefähige	106
Tab. 23: Zusammenfassung aller signifikanten Korrelationen von Wunscheinstellungen, Anthropometrie und Dauer der Rollstuhlabhängigkeit (w=weiblich; m=männlich).....	108
Tab. 24: Zusammenfassung aller signifikanten Korrelationen von Wunscheinstellungen und Anthropometrie (w=weiblich; m=männlich).....	111
Tab. 25: Vergleich der Mittelwerte der erreichten Wirkungsgrade in beiden Probandengruppen.....	114
Tab. 26: Vergleich der Mittelwerte der maximal erreichten Leistung in beiden Probandengruppen.....	115
Tab. 27: Mittelwertsunterschiede zur subjektiven Bewertung; Auflistung der Fragestellungen mit signifikanten Unterschieden.....	116
Tab. 28: Überblick der Ergebnisse; Klassischer Antrieb, Schrägstellung, Ellipse	117
Tab. 29: Vergleich der Messdaten mit Ergebnissen aus ähnlichen Untersuchungen.....	122
Tab. 30: Armlängen männlicher (n=18) und weiblicher (n=12) gefähiger Probanden	134
Tab. 31: Handbike-Erfahrung, Rollstuhlabhängigkeit, Läsionshöhe und Zugehörigkeit (KLINIK / RSV) der querschnittgelähmten Untersuchungsteilnehmer; Einzel- und Mittelwerte (\bar{x}) sowie Standardabweichungen (SD) für Alter, Körpergröße, -gewicht und Bestehen der Läsion.....	174
Tab. 32: Einzel- und Mittelwerte (\bar{x}) sowie Standardabweichungen (SD) für Alter, Körpergröße, -gewicht der gefähigen Probanden.....	175
Tab. 33: Evaluation der sportlichen Aktivität, insbes. Oberkörpertraining bei den gefähigen Probanden	176
Tab. 34: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den anthropometrischen Daten der weiblichen Probanden (n=12).....	185
Tab. 35: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den anthropometrischen Daten der männliche Probanden (n=18).....	185
Tab. 36: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der weiblichen Probanden (n=12).....	186
Tab. 37: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der männlichen Probanden (n=18).....	187

Tab. 38: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der querschnittgelähmten Probanden (n=13)	188
Tab. 39: Vergleich der Wirkungsgrade bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung (n=30), ANOVA-Messwiederholung.....	189
Tab. 40: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman von subjektiven und objektiven Ranking (n=13).....	189
Tab. 41: Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, weibliche Probanden (n=12), ANOVA-Messwiederholung.....	189
Tab. 42: Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, männliche Probanden (n=18), ANOVA-Messwiederholung.....	190
Tab. 43: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman von subjektiven und objektiven Ranking (n=30).....	190
Tab. 44: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,09 – 0,11, männliche Probanden, n=18, ANOVA mit Messwiederholung.....	190
Tab. 45: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18.....	191
Tab. 46: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,09 – 0,11, weibliche Probanden, n=12, ANOVA mit Messwiederholung.....	191
Tab. 47: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, Querschnittgelähmte, ANOVA mit Messwiederholung.....	191
Tab. 48: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12), ANOVA mit Messwiederholung.....	192
Tab. 49: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA mit Messwiederholung	192
Tab. 50: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenzen [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb sowie unter maximaler Belastung (n=13), ANOVA Messwiederholung,	192
Tab. 51: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenz [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); Friedman-Test.....	193

Tab. 52: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenz [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); Friedman-Test	193
Tab. 53: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotienten [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb sowie unter maximaler Belastung, Friedmann-Test	193
Tab. 54: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotient [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); ANOVA Messwiederholung	194
Tab. 55: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotient [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA Messwiederholung	194
Tab. 56: Vergleich der maximal erreichten VO ₂ [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, Friedmann-Test.....	194
Tab. 57: Vergleich der maximal erreichten VO ₂ [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); Friedman-Test.	195
Tab. 58: Vergleich der maximal erreichten VO ₂ [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); Friedman-Test.	195
Tab. 59: Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); ANOVA Messwiederholung.....	195
Tab. 60: Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA Messwiederholung.....	196
Tab. 61: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings.....	196
Tab. 62: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings, weibliche Probanden (n=12).....	196
Tab. 63: Fragestellungen zu den Antriebskonzepten und deren Signifikanzwerte aus dem Friedman- Test, Querschnittgelähmte, n=13.....	197
Tab. 64: Fragestellungen zu den Antriebskonzepten und deren Signifikanzwerte aus dem Friedman-Test, n=30	198
Tab. 65: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings.....	200

Tab. 66: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb	200
Tab. 67: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb	200
Tab. 68: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb	201
Tab. 69: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12)	201
Tab. 70: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18)	201
Tab. 71: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb, weibliche Probanden (n=12)	201
Tab. 72: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18).....	202
Tab. 73: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12)	202
Tab. 74: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18).....	202
Tab. 75: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13	203
Tab. 76: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13	203
Tab. 77: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13	203
Tab. 78: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12), Friedman-Test.....	204
Tab. 79: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem bei den männlichen Probanden (n=18), Friedman-Test	204
Tab. 80: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb weiblichen Probanden (n=12), ANOVA mit Messwiederholung	204
Tab. 81: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb männliche Probanden (n=18), ANOVA mit Messwiederholung	205

Tab. 82: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12), Friedman-Test	205
Tab. 83: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, männliche Probanden (n=18), Friedman-Test	205
Tab. 84: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Läsionshöhe und Wunscheinstellungen.....	206
Tab. 85: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Handbike-Erfahrung und Wunscheinstellungen.....	206
Tab. 86: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße und Wunscheinstellungen.....	207
Tab. 87: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Körpergewicht und Wunscheinstellungen.....	207
Tab. 88: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Armlänge und Wunscheinstellungen.....	207
Tab. 89: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Rollstuhlabhängigkeit [Jahren] und Wunscheinstellungen	208
Tab. 90: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße [cm] und Wunscheinstellungen, weibliche Probanden (n=12)	208
Tab. 91: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße [cm] und Wunscheinstellungen, männliche Probanden (n=18).....	209
Tab. 92: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergewicht [kg] und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12)	209
Tab. 93: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergewicht [kg] und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18).....	209
Tab. 94: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Armlänge [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12).....	210
Tab. 95: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Armlänge [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18)	210
Tab. 96: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Schulterbreite [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12).....	211
Tab. 97: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Schulterbreite [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18)	211

Anhang

1. Probandendaten

1.1 Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

Tab. 31: Handbike-Erfahrung, Rollstuhlabhängigkeit, Läsionshöhe und Zugehörigkeit (KLINIK / RSV) der querschnittgelähmten Untersuchungsteilnehmer; Einzel- und Mittelwerte (\bar{x}) sowie Standardabweichungen (SD) für Alter, Körpergröße, -gewicht und Bestehen der Läsion

Proband	Handbike-Erfahrung	Rollstuhlabhängigkeit seit	Querschnitt	Alter [Jahren]	Körpergröße [cm]	Körpergewicht [kg]	KLINIK/RSV
1 ♂	nein	3 Monate	L1, komplett	37	180	90	KLIN
2 ♂	nein	5 Monate	Th3/4, komplett Armplexusläsion re	35	190	70	KLIN
3 ♂	nein	3 Monate	L2, inkomplett	23	176	78	KLIN
4 ♂	ja	47 Jahre	L1, inkomplett	62	172	74	RSV
5 ♂	ja	41 Jahre	Th12, komplett	57	178	80	RSV
6 ♂	nein	43 Jahre	Th8, komplett	65	178	69	RSV
7 ♂	ja	11 Jahre	C6/7, komplett	47	178	70	RSV
8 ♂	ja	11 Jahre	Th4,5,6, komplett	31	170	75	RSV
9 ♀	ja	42 Jahre	Th4, komplett	70	165	75	RSV
10 ♂	ja	8 Jahre	Th10, komplett	28	180	70	RSV
11 ♂	ja	6 Jahre	Th5-9, komplett	27	185	75	RSV
12 ♀	nein	2 Monate	Th5, komplett	23	175	65	KLIN
13 ♀	nein	k.A.	Th11/12, inkomplett	27	170	57	RSV
\bar{x}		17,5 [Jahre]		40,9	176,7	72,9	
SD		19,46 [Jahre]		17,1	6,6	7,9	

1.2 Gruppe der gefähigen Probanden

Tab. 32: Einzel- und Mittelwerte (\bar{x}) sowie Standardabweichungen (SD) für Alter, Körpergröße, -gewicht der gefähigen Probanden

Proband	Alter[Jahren]	Körpergröße [cm]	Körpergewicht [kg]
1 ♀	22	167,00	61,45
2 ♀	27	172,40	69,45
3 ♀	29	170,00	57,75
4 ♀	27	162,00	58,00
5 ♀	24	163,00	61,00
6 ♀	23	165,20	53,50
7 ♀	26	159,50	48,55
8 ♀	23	165,00	63,30
9 ♀	23	171,50	69,90
10 ♀	24	167,00	65,85
11 ♀	23	161,00	53,00
12 ♀	21	158,00	53,90
13 ♂	25	189,00	86,00
14 ♂	25	189,00	92,50
15 ♂	24	188,00	78,00
16 ♂	28	171,00	69,50
17 ♂	26	202,00	85,40
18 ♂	23	180,00	84,50
19 ♂	31	189,00	77,00
20 ♂	37	180,00	79,00
21 ♂	31	162,50	66,90
22 ♂	27	183,50	77,60
23 ♂	24	185,00	81,60
24 ♂	27	177,00	79,00
25 ♂	33	170,50	70,00
26 ♂	27	193,20	90,15
27 ♂	27	180,30	79,80
28 ♂	30	185,30	85,60
29 ♂	24	175,80	68,80
30 ♂	27	193,00	86,00
\bar{x}	26,30	175,93	71,73
SD	3,50	11,79	12,28

2. Fragebogen zur subjektiven Bewertung der Antriebskonzepte

Tab. 33: Evaluation der sportlichen Aktivität, insbes. Oberkörpertraining bei den gehfähigen Probanden

Name:	Alter:
Vorname:	Geschlecht: männlich: weiblich:
Geburtsdatum:	
Körpergröße:	Medikamente:
Körpergewicht:	wenn ja, welche:
Sportliche Aktivität:	
ja: nein:	seit wann:
Fitnessstraining:	
ja: nein:	seit wann:
allg.Fitnessstraining:	
ja: nein:	seit wann:
Laufen:	
Radfahren:	
Oberkörperergometer: Krafttraining:	
ja: nein:	seit wann:

Ganzkörpertraining:**ja:**
nein:**seit wann:****Oberkörpertraining:****Brust:****Arme:****Rückenmsk:****Bauchmsk:****Sportarten:****seit wann:****Basketball:****Volleyball:****Fußball:****Rudern:****Kanu:**

Fragebogen zur Bewertung alternativer Antriebskonzepte

Angaben zur Person:

Allgemeines:

Name, Vorname: _____ Geburtsdatum: _____

Alter: _____ Geschlecht: m w

Körpergröße: _____ cm Körpergewicht: _____ kg

Angaben zur Läsion:

Seit wann besteht die Läsion: _____

Art der Läsion: komplett inkomplett

Läsionshöhe: _____

Evtl. genauere Beschreibung der Läsion: _____

Aufklärung über die Teilnahme
an einer wissenschaftlichen Studie

**Wissenschaftliches Projekt der Technischen Universität München, Fachgebiet für
Sportgeräte und Materialien mit dem Thema: „Optimierung Handbike“ -
Studie zur Evaluierung eines alternativen Antriebskonzeptes für Handbikes.**

Sehr geehrter Herr/Frau.....

Hiermit bitten wir Sie um die freiwillige Teilnahme an einer wissenschaftlichen Untersuchung zur Evaluierung eines alternativen Antriebskonzeptes für Handbikes.

Hierfür werden wir folgende Messungen durchführen:

- **Submaximaler Stufentest** (ohne Ausbelastung) an einer Art Drehkurbelergometer, zur Ermittlung Ihrer Leistungsfähigkeit für das jeweilige Antriebskonzept.
- Während des Stufentests wird Ihre **Herzfrequenz** mittels einer Polar Pulsuhr gemessen.
- Mittels eines tragbaren Spirometrie-Systems werden Ihre **Atemgase** registriert um später die Effizienz der Antriebskonzepte ermitteln zu können.
 - Voraussetzungen für den Stufentest:
 - die körperliche Leistungsfähigkeit um einen submaximalen Stufentest (ohne Ausbelastung) am Drehkurbelergometer zu fahren
 - in diesem Zusammenhang leide bzw. litt ich weder an einer Herz-Kreislaufkrankung (z.B. Bluthochdruck, Arteriosklerose, Herzinfarkt, Herz(klappen)fehler, Herzmuskelentzündung, etc.) noch an einer Erkrankung der Atemwege (z.B. Asthma, Bronchitis).
 - ich leide unter keiner Blutgerinnungsstörung. Sonstige Erkrankungen sowie akut fiebrige Erkrankungen in den letzten drei Wochen können ausgeschlossen werden.
- Mittels eines **Kurzfragebogens** bitten wir um eine **persönliche Bewertung** des jeweils getesteten Antriebskonzepts, sowie abschließend um eine Gesamtbewertung mit Vergleich aller Antriebsformen.

Es handelt sich um eine Serie von 4 Messterminen von jeweils ca. 1 Stunde Dauer. Diese Termine werden mit 1 Tag Abstand, nach Möglichkeit jeweils zu derselben Uhrzeit stattfinden.

Alle erhobenen Ergebnisse werden anonymisiert statistisch-wissenschaftlich ausgewertet und für die Datenverarbeitung gespeichert. Dabei werden die geltenden gesetzlichen Bestimmungen des Datenschutzes eingehalten

Die Teilnahme erfolgt freiwillig. Sie persönlich haben zu jeder Zeit die Möglichkeit Ihre Daten einzusehen.

Einverständniserklärung zur Teilnahme an einer wissenschaftlichen Studie

Wissenschaftliches Projekt der Technischen Universität München, Fachgebiet für Sportgeräte und Materialien mit dem Thema: „Optimierung Handbike“ - Studie zur Evaluierung eines alternativen Antriebskonzeptes für Handbikes.

- mit der Durchführung der submaximalen Stufentests im Handbike-Versuchsstand bin ich einverstanden.
- ich nehme freiwillig, auf eigene Verantwortung, an der Studie teil. Die Testleiter schließen jegliche Haftung aus. Mit der Erfassung meiner Daten mittels elektronischer Datenerfassungssysteme bin ich einverstanden und verpflichte mich der Datenweitergabe gemäß Absprache.

Hiermit erkläre ich, Frau/Herr mich einverstanden, an der Studie zur Evaluierung eines alternativen Antriebskonzeptes für Handbikes teilzunehmen.

Ich stimme einer anonymisierten statistischen-wissenschaftlichen Auswertung unter Einhaltung der geltenden Bestimmungen des Datenschutzes zu.

Ich bin darüber informiert worden, dass ich zu jedem Zeitpunkt diese Einwilligung widerrufen kann.

Murnau/München, den _____

Unterschrift: _____

1. Frage zum vorausgegangenen Test: Ellipse , Schrägstellung :

Ich hatte Muskelkater / Schmerzen / andere Beschwerden? _____

Klassisch:

Test 1

Test 2

Test 3

		Folgende Aussage....			
		trifft gar nicht zu	trifft kaum zu	trifft etwas zu	trifft voll zu
2.	Die Bewegung war koordinativ schwierig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
3.	Die Bewegung war im gesamten Bewegungszyklus rund	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
4.	Es gab Punkte an denen die Bewegung „stockte“/unrund war	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
5.	Die Bewegung war angenehm-flüssig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
6.	Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
7.	In der „Druckphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
8.	In der „Zugphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
9.	Die Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen, der Einsatz des Oberkörpers war nicht nötig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
10.	Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum durchführen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11.	Die Bewegung war für die Muskeln ermüdend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12.	Die Bewegung war für das Herzkreislauf-System anstrengend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
13.	Die Griffe sollten anders sein (andere Kippung)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
14.	Die Bewegung war gewöhnungsbedürftig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
15.	Die Bewegung machte Schmerzen (Armbereich, Schulter, o.ä.)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
16.	Bei dem heutigen Stufentest konnte ich schwitzen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

17. In den höheren Wattbereichen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert: Ja Nein

→ Wenn Ja, Was hätten Sie gerne verändert?

Rückenlehne: _____ Sitzentfernung: _____ Kurbelhöhe: _____

1. Frage zum vorausgegangenen Test: Ellipse , Klassisch :

Ich hatte Muskelkater / Schmerzen / andere Beschwerden? _____

Schrägstellung: **Test 1** **Test 2** **Test 3**

		Folgende Aussage trifft zu....			
		trifft gar nicht zu	trifft kaum zu	trifft etwas zu	trifft voll zu
2.	Die Bewegung war koordinativ schwierig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
3.	Die Bewegung war im gesamten Bewegungszyklus rund	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
4.	Es gab Punkte an denen die Bewegung „stockte“/unrund war	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
5.	Die Bewegung war angenehm-flüssig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
6.	Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
7.	In der „Druckphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
8.	In der „Zugphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
9.	Die Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen, der Einsatz des Oberkörpers war nicht nötig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
10.	Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum durchführen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11.	Die Bewegung war für die Muskeln ermüdend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12.	Die Bewegung war für das Herzkreislauf-System anstrengend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
13.	Die Griffe sollten anders sein (andere Kippung)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
14.	Die Bewegung war gewöhnungsbedürftig	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
15.	Die Bewegung machte Schmerzen (Armbereich, Schulter, o.ä.)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
16.	Bei dem heutigen Stufentest konnte ich schwitzen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

17. In den höheren Wattbereichen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert: Ja Nein

→ Wenn Ja, Was hätten Sie gerne verändert?

Rückenlehne: _____ Sitzentfernung: _____ Kurbelhöhe: _____

Grad der Schrägstellung: _____

1. Frage zum vorausgegangenen Test: Schrägstellung O, Klassisch O:

Ich hatte Muskelkater / Schmerzen / andere Beschwerden? _____

Ellipse: **Test 1** **Test 2** **Test 3**

		Folgende Aussage trifft zu....			
		trifft gar nicht zu	trifft kaum zu	trifft etwas zu	trifft voll zu
2.	Die Bewegung war koordinativ schwierig	O	O	O	O
3.	Die Bewegung war im gesamten Bewegungszyklus rund	O	O	O	O
4.	Es gab Punkte an denen die Bewegung „stockte“/unrund war	O	O	O	O
5.	Die Bewegung war angenehm-flüssig	O	O	O	O
6.	Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen	O	O	O	O
7.	In der „Druckphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	O	O	O	O
8.	In der „Zugphase“ konnte ich viel Kraft aufbringen	O	O	O	O
9.	Die Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen, der Einsatz des Oberkörpers war nicht nötig	O	O	O	O
10.	Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum durchführen	O	O	O	O
11.	Die Bewegung war für die Muskeln ermüdend	O	O	O	O
12.	Die Bewegung war für das Herzkreislauf-System anstrengend	O	O	O	O
13.	Die Griffe sollten anders sein (andere Kippung)	O	O	O	O
14.	Die Bewegung war gewöhnungsbedürftig	O	O	O	O
15.	Die Bewegung machte Schmerzen (Armbereich, Schulter, o.ä.)	O	O	O	O
16.	Bei dem heutigen Stufentest konnte ich schwitzen	O	O	O	O

17. In den höheren Wattbereichen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert: Ja O Nein O

→ Wenn Ja, Was hätten Sie gerne verändert?

Rückenlehne: _____ Sitzentfernung: _____ Kurbelhöhe: _____

Orientierung der Ellipse: _____

Vergleich der 3 Antriebskonzepte

Welcher Antrieb hat Ihnen am besten gefallen?

klassische Antriebsbewegung

schräge Kurbeln

elliptische Antriebsbewegung

Bringen Sie die Antriebsformen in eine Favoriten-Reihenfolge:

Platz 1: _____

Platz 2: _____

Platz 3: _____

3. Zusätzliche Daten

3.1 Mittelwerte zur Anthropometrie bei den gefähigen Probanden

Tab. 34: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den anthropometrischen Daten der weiblichen Probanden (n=12)

Anthropometrie	Minimum	Maximum	\bar{x}	<i>SD</i>
Größe der VP	1,58	1,72	1,65	0,05
Gewicht der VP	48,55	69,90	59,58	6,74
Armlänge, gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae	51,30	58,30	54,10	2,15
Oberarmlänge, gemessen vom Acromion bis zur Olecranonspitze	28,80	33,00	30,78	1,46
Unterarmlänge, gemessen von der Olecranonspitze bis zum Caput ulnae	21,90	25,20	23,30	1,05
Schulterbreite, gemessen von rechten bis linken Acromion	38,80	46,30	42,78	2,22

Tab. 35: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den anthropometrischen Daten der männliche Probanden (n=18)

Anthropometrie	Minimum	Maximum	\bar{x}	<i>SD</i>
Größe der VP	1,63	2,02	1,83	0,10
Gewicht der VP	66,90	91,50	79,83	7,35
Armlänge, gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae	56,60	67,50	62,99	3,60
Oberarmlänge, gemessen vom Acromion bis zur Olecranonspitze	32,40	40,10	36,08	2,28
Unterarmlänge, gemessen von der Olecranonspitze bis zum Caput ulnae	23,40	30,40	26,92	1,87
Schulterbreite, gemessen von rechten bis linken Acromion	45,60	87,60	50,91	9,45

3.2 Mittelwerte zu den Sitzeinstellungen Gehfähiger

Tab. 36: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der weiblichen Probanden (n=12)

Sitzeinstellungen	Minimum	Maximum	\bar{x}	<i>SD</i>
Einstellung der Sitzentfernung beim klassischen Antrieb	22,50	56,50	44,51	11,14
Einstellung der Kurbelhöhe beim klassischen Antrieb	35,50	45,40	39,83	3,32
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim klassischen Antrieb	50,00	85,00	70,00	12,97
Einstellung der Sitzentfernung beim schräggestellten Antrieb	25,50	57,20	44,28	10,28
Einstellung der Kurbelhöhe beim schräggestellten Antrieb	36,30	45,50	39,71	3,29
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim schräggestellten Antrieb	50,00	80,00	67,92	12,33
Einstellung der Schrägstellung der Kurbel in Grad beim schräggestellten Antrieb	80,00	95,00	83,75	4,33
Einstellung der Sitzentfernung beim elliptischen Antrieb	18,00	57,70	42,41	13,60
Einstellung der Kurbelhöhe beim elliptischen Antrieb	36,30	49,50	39,61	4,11
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim elliptischen Antrieb	50,00	80,00	70,83	11,65
Einstellung der Orientierung der Ellipse in Grad beim elliptischen Antrieb	80,00	110,00	100,00	11,28

Tab. 37: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der männlichen Probanden (n=18)

Sitzeinstellungen	Minimum	Maximum	\bar{x}	<i>SD</i>
Einstellung der Sitzentfernung beim klassischen Antrieb	18,00	72,50	53,58	12,72
Einstellung der Kurbelhöhe beim klassischen Antrieb	38,50	51,80	42,94	3,45
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim klassischen Antrieb	40,00	85,00	70,83	10,33
Einstellung der Sitzentfernung beim schräggestellten Antrieb	21,50	67,40	53,76	10,94
Einstellung der Kurbelhöhe beim schräggestellten Antrieb	38,00	51,00	42,25	3,63
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim schräggestellten Antrieb	40,00	85,00	70,83	9,74
Einstellung der Schrägstellung der Kurbel in Grad beim schräggestellten Antrieb	80,00	95,00	86,53	5,76
Einstellung der Sitzentfernung beim elliptischen Antrieb	39,00	64,00	51,60	7,28
Einstellung der Kurbelhöhe beim elliptischen Antrieb	36,50	46,50	41,51	2,78
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim elliptischen Antrieb	60,00	80,00	70,56	6,39
Einstellung der Orientierung der Ellipse in Grad beim elliptischen Antrieb	80,00	110,00	95,28	12,89

3.3 Mittelwerte zu den Sitzeinstellungen Querschnittgelähmter Probanden

Tab. 38: Min-, Max-, Mittelwerte und Standardabweichung zu den Sitzeinstellungen der querschnittgelähmten Probanden (n=13)

Sitzeinstellungen	Minimum	Maximum	\bar{x}	<i>SD</i>
Einstellung der Sitzentfernung beim klassischen Antrieb	47,50	68,00	58,50	6,18
Einstellung der Kurbelhöhe beim klassischen Antrieb	37,00	48,00	42,91	3,46
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim klassischen Antrieb	60,00	85,00	73,69	7,45
Einstellung der Sitzentfernung beim schräggestellten Antrieb	50,50	68,50	59,13	6,39
Einstellung der Kurbelhöhe beim schräggestellten Antrieb	36,00	47,00	42,54	2,93
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim schräggestellten Antrieb	60,00	85,00	73,85	7,61
Einstellung der Schrägstellung der Kurbel in Grad beim schräggestellten Antrieb	80,00	105,00	89,04	9,87
Einstellung der Sitzentfernung beim elliptischen Antrieb	44,00	71,00	58,19	9,09
Einstellung der Kurbelhöhe beim elliptischen Antrieb	36,00	46,00	42,50	3,17
Einstellung des Rückenlehnenwinkels in Grad beim elliptischen Antrieb	60,00	85,00	74,38	7,74
Einstellung der Orientierung der Ellipse in Grad beim elliptischen Antrieb	80,00	110,00	95,00	13,39

4. Ergebnisse und Tabellen zur Statistik

4.1 Vergleich subjektives und objektives Ranking

4.1.1 Erreichter Wirkungsgrad

Querschnittgelähmte

Tab. 39: Vergleich der Wirkungsgrade bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung (n=30), ANOVA-Messwiederholung

Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	11,2	11,3	10,5
<i>SD</i>	2,98	2,84	2,79
V[%]	26,61	25,13	26,57
Signifikanz	n.s.; p= 0,236		

Tab. 40: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman von subjektiven und objektiven Ranking (n=13)

Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz
subjektives Ranking für den klassischen Antrieb	objektiven Ranking für den klassischen Antrieb	0,774
subjektives Ranking für den schräggestellten Antrieb	objektiven Ranking für den schräggestellten Antrieb	0,289
subjektives Ranking für den elliptischen Antrieb	objektiven Ranking für den elliptischen Antrieb	0,983

Gehfähige

Tab. 41: Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, weibliche Probanden (n=12), ANOVA-Messwiederholung

Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	9,00	9,11	8,64
<i>SD</i>	1,77	0,84	0,86
V [%]	19,67	9,22	9,95
Signifikanz	n.s.; p=0,452; Greenhouse-Geisser		

Tab. 42: Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, männliche Probanden (n=18), ANOVA-Messwiederholung

Vergleich der mittleren Wirkungsgrade η [%] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	11,21	10,72	10,46
<i>SD</i>	1,35	1,12	1,74
V [%]	12,04	10,45	16,63
Signifikanz	n.s.; p=0,128		

Tab. 43: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman von subjektiven und objektiven Ranking (n=30)

Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz
subjektives Ranking für den klassischen Antrieb	objektiven Ranking für den klassischen Antrieb	0,184
subjektives Ranking für den schräggestellten Antrieb	objektiven Ranking für den schräggestellten Antrieb	0,354
subjektives Ranking für den elliptischen Antrieb	objektiven Ranking für den elliptischen Antrieb	0,003

Tab. 44: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,09 – 0,11, männliche Probanden, n=18, ANOVA mit Messwiederholung

Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, männliche Probanden									
Steigung Signifikanz	Laktat [mmol/l] $\bar{x} \pm SD$			Leistung [W] $\bar{x} \pm SD$			Wirkungsgrad [%] $\bar{x} \pm SD$		
	K	S	E	K	S	E	K	S	E
0,09 *, p=0,003	4,05± 0,96	4,07± 1,08	3,63± 0,86	55,0± 19,3	54,9± 25,0	48,8± 23,9	11,88± 2,07	11,23± 2,41	10,31± 2,50
0,1 *, p=0,004	4,50± 1,06	4,52± 1,20	4,03± 0,96	59,7± 20,3	59,7± 26,1	53,0± 24,7	12,31± 2,04	11,65± 2,26	10,81± 2,45
0,11 *, p=0,014	4,95± 1,17	4,98± 1,32	4,43± 1,05	64,0± 21,2	64,0± 27,1	56,9± 25,5	12,64± 2,0	11,96± 2,13	11,27± 2,56

Tab. 45: Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur, Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18

Post hoc-Test, paarweiser Vergleich mit Bonferroni-Korrektur Wirkungsgrade an der IAT, männliche Probanden, n=18			
	Steigung 0,1	Steigung 0,09	Steigung 0,11
Paar Klassisch (K) – Schräg (S)	n.s., p=0,085	n.s., p=0,086	n.s., p=0,085
Paar Klassisch (K) – Ellipse (E)	*, p=0,006	*, p=0,005	*, p=0,011
Paar Schräg (S) – Ellipse (E)	*, p=0,048	*, p=0,030	n.s., p=0,152

Tab. 46: Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT; Tangentensteigung 0,09 – 0,11, weibliche Probanden, n=12, ANOVA mit Messwiederholung

Laktat [mmol/l], Leistung [W], Wirkungsgrad η [%] an der IAT bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, weibliche Probanden									
Steigung Signifikanz	Laktat [mmol/l] $\bar{x} \pm SD$			Leistung [W] $\bar{x} \pm SD$			Wirkungsgrad [%] $\bar{x} \pm SD$		
	K	S	E	K	S	E	K	S	E
0,09 n.s. p=0,096	3,12± 0,68	3,35± 0,77	2,87± 0,71	33,3± 14,31	32,6± 14,57	25,9± 16,21	8,42± 1,94	8,58± 1,10	7,67± 1,45
0,1 n.s. p=0,102	3,47± 0,76	3,72± 0,86	3,18± 0,79	36,9± 15,02	36,5± 15,38	29,3± 16,96	8,67± 1,98	11,65± 2,26	10,81± 2,45
0,11 n.s. p=0,112	3,82± 0,83	4,09± 0,94	3,50± 0,86	40,2± 15,67	40,1± 16,13	32,3± 17,66	8,88± 2,02	9,09± 1,16	8,13± 1,52

4.2 Ergebnisse Spirometrie

4.2.1 Maximal erreichte Leistung

Querschnittgelähmte

Tab. 47: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, Querschnittgelähmte, ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Wattstufe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=11	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	81,7	83,1	79,6
SD	35,6	39,4	36,3
V [%]	43,6	47,4	45,6
Signifikanz	n.s.; p=0,436		

Gefähige

Tab. 48: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12), ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	48,6	46,6	43,6
<i>SD</i>	9,8	7,9	8,8
V [%]	20,1	17,0	20,3
Signifikanz	signifikant; p=0,011		

Tab. 49: Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Wattstufen [W] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	100,0	93,9	90,9
<i>SD</i>	18,7	19,9	28,7
V [%]	18,7	21,2	31,6
Signifikanz	Greenhouse-Geisser; n.s.; p=0,069		

4.2.2 Maximale Herzfrequenzen

Querschnittgelähmte

Tab. 50: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenzen [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb sowie unter maximaler Belastung (n=13), ANOVA Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenzen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	159,4	153,2	161,7
<i>SD</i>	19,6	23,6	23,0
V [%]	12,3	15,4	14,2
Signifikanz	n.s.; p=0,489		

Gefähigte

Tab. 51: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenz [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); Friedman-Test

Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenzen [S/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	164,7	167,5	163,5
<i>SD</i>	9,9	11,0	11,5
V [%]	6,0	6,6	7,0
Signifikanz	n.s.; p=0,758		

Tab. 52: Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenz [S/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); Friedman-Test

Vergleich der maximal erreichten Herzfrequenzen [S/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	165,3	161,7	164,7
<i>SD</i>	15,7	19,4	18,0
V [%]	9,5	12,0	11,0
Signifikanz	n.s.; p=0,840		

4.2.3 Maximaler Respiratorischer Quotient

Querschnittgelähmte

Tab. 53: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotienten [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb sowie unter maximaler Belastung, Friedmann-Test

Vergleich des maximal erreichten Respiratorischen Quotienten bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	1,13	1,13	1,15
<i>SD</i>	0,15	0,14	0,14
V [%]	13,27	12,39	12,17
Signifikanz	n.s.; p=0,926		

Gehfähige

Tab. 54: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotient [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); ANOVA Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotienten [ml/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	1,14	1,17	1,18
<i>SD</i>	0,15	0,16	0,09
V [%]	13,16	13,68	7,63
Signifikanz	n.s.; p=0,594		

Tab. 55: Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotient [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA Messwiederholung

Vergleich der maximal erreichten Respiratorischen Quotienten [ml/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	1,17	1,25	1,25
<i>SD</i>	0,14	0,23	0,19
V [%]	11,97	18,40	15,20
Signifikanz	Greenhouse-Geisser; n.s.; p=0,229		

4.2.4 Maximale Sauerstoffaufnahme (VO₂)

Querschnittgelähmte

Tab. 56: Vergleich der maximal erreichten VO₂ [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung, Friedmann-Test

Vergleich der maximal erreichten VO₂ bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	1399,1	1420,6	1407,3
<i>SD</i>	464,5	605,6	576,4
V [%]	33,2	42,6	41,0
Signifikanz	n.s.; p=1,000		

Gefähige

Tab. 57: Vergleich der maximal erreichten VO_2 [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); Friedman-Test.

Vergleich der maximal erreichten Sauerstoffaufnahme [ml/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	1307,4	1293,0	1217,3
<i>SD</i>	274,4	283,2	245,4
V [%]	21,0	21,9	20,2
Signifikanz	n.s.; p=0,338		

Tab. 58: Vergleich der maximal erreichten VO_2 [ml/min] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); Friedman-Test.

Vergleich der maximal erreichten Sauerstoffaufnahme [ml/min] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	2170,9	2014,8	1803,2
<i>SD</i>	520,1	634,1	601,4
V [%]	24,0	31,5	33,4
Signifikanz	signifikant; p=0,002		

4.2.5 Maximal erreichtes Laktat

Gefähige

Tab. 59: Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; weibliche Probanden (n=12); ANOVA Messwiederholung

Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	9,2	9,9	9,2
<i>SD</i>	1,8	1,4	1,9
V [%]	19,85	14,29	20,17
Signifikanz	n.s.; p=0,217		

Tab. 60: Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] mit klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb unter maximaler Belastung; männliche Probanden (n=18); ANOVA Messwiederholung

Vergleich des maximal erreichten Laktats [mmol/l] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	11,0	10,2	10,0
<i>SD</i>	1,7	1,5	2,0
V [%]	15,89	14,71	19,88
Signifikanz	signifikant; p=0,039		

4.2.6 Korrelationen mit dem Ranking für den Wirkungsgrad

Querschnittgelähmte

Tab. 61: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings

Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz	r	r ²
obj.Rang Ellipse	Dauer Rollstuhlabhängigkeit	0,005	0,754	0,57
obj.Rang Schräg	Alter der Probanden	0,015	-0,657	0,43

Gehfähige

Tab. 62: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings, weibliche Probanden (n=12)

Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz	r	r ²
obj.Rang Schräg	Gewicht der VP	0,014	0,687	0,47
obj.Rang Ellipse	Armlänge	0,016	-0,677	0,46

4.3 Ergebnisse Fragebogen

Querschnittgelähmte

Tab. 63: Fragestellungen zu den Antriebskonzepten und deren Signifikanzwerte aus dem Friedman- Test, Querschnittgelähmte, n=13

Fragestellungen und deren Signifikanzwerte		
Fragestellung	Signifikanz	
„War die Bewegung koordinativ schwierig?“	0,380	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
1,8	2,0	2,2
„War die Bewegung im gesamten Zyklus rund?“	0,905	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
2,0	2,1	2,0
„War die Bewegung an bestimmten Punkten unrund?“	0,717	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
2,1	1,8	2,0
„War die Bewegung angenehm flüssig?“	0,773	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
1,9	2,1	2,0
„Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen?“	0,483	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
1,8	2,2	2,0
„Ich konnte in der Druckphase viel Kraft aufbringen?“	0,554	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
1,8	2,1	2,0
„Ich konnte in der Zugphase viel Kraft aufbringen?“	0,565	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
2,1	2,1	1,8
„Diese Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen?“	0,289	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
2,2	2,0	1,8
„Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum ausführen?“	0,402	
Mittlerer Rang		
Klassisch	Schräg	Ellipse
2,2	2,0	1,8

„War die Bewegung für die Muskeln ermüdend?“			0,965
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	2,0	2,0	
„War die Bewegung für das Herz-Kreislauf-System ermüdend?“			0,792
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	1,9	2,1	
„Sollten die Griffe anders sein?“			0,965
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	2,0	2,0	
„War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“			0,028
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,6	1,9	2,5	
„Machte die Bewegung Schmerzen?“			0,902
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	2,0	2,0	
„Konnte ich bei dem heutigen Stufentest schwitzen?“			0,810
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	1,9	2,1	
„In höheren Wattstufen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert?“			0,264
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,1	1,8	2,1	

Gefähige

Tab. 64: Fragestellungen zu den Antriebskonzepten und deren Signifikanzwerte aus dem Friedman-Test, n=30

Fragestellungen und deren Signifikanzwerte			
Fragestellung			Signifikanz
„War die Bewegung koordinativ schwierig?“			0,088
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	1,9	2,2	
„War die Bewegung im gesamten Zyklus rund?“			0,546
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	2,1	2,0	
„War die Bewegung an bestimmten Punkten unrund?“			0,650
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,1	2,0	1,9	

„War die Bewegung angenehm flüssig?“			0,014
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,8	2,4	1,9	
„Bei dieser Bewegung konnte ich viel Kraft aufbringen?“			0,133
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	2,2	1,8	
„Ich konnte in der Druckphase viel Kraft aufbringen?“			0,861
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	2,1	2,0	
„Ich konnte in der Zugphase viel Kraft aufbringen?“			0,633
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	2,1	2,1	
„Diese Bewegung konnte ich rein aus den Armen ausführen?“			0,348
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,1	2,1	1,8	
„Diese Bewegung könnte ich auch über einen längeren Zeitraum ausführen?“			0,502
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,1	2,1	1,9	
„War die Bewegung für die Muskeln ermüdend?“			0,449
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	2,0	2,1	
„War die Bewegung für das Herz-Kreislauf-System ermüdend?“			0,678
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,1	2,0	1,9	
„Sollten die Griffe anders sein?“			0,284
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	1,9	2,1	
„War die Bewegung gewöhnungsbedürftig?“			0,000
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,8	1,8	2,5	
„Machte die Bewegung Schmerzen?“			0,670
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
1,9	2,0	2,0	
„In höheren Wattstufen hätte ich meine Einstellungen gerne verändert?“			0,067
Mittlerer Rang			
Klassisch	Schräg	Ellipse	
2,0	1,8	2,2	

4.3.1.1 Korrelationen mit dem subjektiven Ranking

Querschnittgelähmte

Tab. 65: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für die Vergabe des subjektiven Rankings,

Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz	r	r ²
subj.Rang Ellipse	Körpergewicht	0,039	0,577	0,33
subj.Rang Klassisch	Körpergewicht	0,001	-0,824	0,68

4.3.2 Ergebnisse zu den „Wunscheinstellungen“

4.3.2.1 Korrelationen zwischen den Einstellungen

Querschnittgelähmte

Tab. 66: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Signifikanz	r	r ²
klassisch	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,837	0,063	0,00
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,842	0,71
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,390	-0,260	0,07

Tab. 67: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Signifikanz	r	r ²
schräg	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,973	-0,010	0,00
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,852	0,73
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,261	-0,336	0,11
	Schrägstellung - Sitzentfernung	0,215	-0,369	0,14
	Schrägstellung - Kurbelhöhe	0,415	-0,247	0,06
	Schrägstellung - Rückenlehnenwinkel	0,852	-0,058	0,00

Tab. 68: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Signifikanz	r	r ²
elliptisch	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,222	-0,364	0,13
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,898	0,81
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,073	-0,513	0,26
Korrelation nach Spearman von				
	Ellipsen-Orientierung- Sitzentfernung	0,530	-0,192	0,04
	Ellipsen-Orientierung- Kurbelhöhe	0,843	-0,061	0,00
	Ellipsen-Orientierung- Rückenlehnenwinkel	0,601	-0,160	0,03

Gehfähige

Tab. 69: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Signifikanz	r	r ²
klassisch	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,101	-0,497	0,25
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,948	0,90
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,068	-0,543	0,29

Tab. 70: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe und Rückenlehnenwinkel beim klassischen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	Signifikanz	r	r ²
klassisch	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,096	-0,404	0,16
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,866	0,75
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,217	-0,306	0,09

Tab. 71: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	Signifikanz	r	r ²
schräg	Sitzentfernung - Kurbelhöhe	0,167	-0,427	0,18
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,921	0,85
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,093	-0,506	0,26
	Schrägstellung - Sitzentfernung	0,145	0,447	0,20
	Schrägstellung - Kurbelhöhe	0,067	-0,545	0,30
	Schrägstellung - Rückenlehnenwinkel	0,127	0,466	0,22

Tab. 72: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Schrägstellung beim schrägen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	Signifikanz	r	r ²
schräg	Sitzentfernung – Kurbelhöhe	0,051	-0,466	0,22
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,002	0,685	0,47
	Kurbelhöhe – Rückenlehnenwinkel	0,063	-0,447	0,20
	Schrägstellung – Sitzentfernung	0,080	-0,424	0,18
	Schrägstellung – Kurbelhöhe	0,938	-0,02	0,00
	Schrägstellung - Rückenlehnenwinkel	0,953	0,015	0,00

Tab. 73: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	Signifikanz	r	r ²
elliptisch	Sitzentfernung – Kurbelhöhe	0,088	-0,513	0,26
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,004	0,762	0,58
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,211	-0,389	0,15
	Ellipsen-Orientierung- Sitzentfernung	0,028	0,63	0,40
	Ellipsen-Orientierung- Kurbelhöhe	0,245	-0,364	0,13
	Ellipsen-Orientierung- Rückenlehnenwinkel	0,119	0,475	0,23

Tab. 74: Korrelationen zwischen der Sitzentfernung, Kurbelhöhe, Rückenlehnenwinkel und Einstellung der Ellipsen-Orientierung beim elliptischen Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	Signifikanz	r	r ²
elliptisch	Sitzentfernung – Kurbelhöhe	0,541	-0,154	0,02
	Sitzentfernung - Rückenlehnenwinkel	0,000	0,787	0,62
	Kurbelhöhe - Rückenlehnenwinkel	0,775	0,072	0,01
	Ellipsen-Orientierung- Sitzentfernung	0,496	0,172	0,03
	Ellipsen-Orientierung- Kurbelhöhe	0,539	-0,155	0,02
	Ellipsen-Orientierung- Rückenlehnenwinkel	0,994	-0,002	0,00

4.3.2.2 Unterschiede zwischen den Einstellungen

Querschnittgelähmte

Tab. 75: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13

Vergleich der eingestellten Sitzentfernungen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	58,50	59,13	58,19
<i>SD</i>	6,18	6,39	9,09
V[%]	10,56	10,81	15,62
Signifikanz	n.s.; p=0,737		

Tab. 76: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13

Vergleich der eingestellten Kurbelhöhen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	42,91	42,54	42,50
<i>SD</i>	3,46	2,93	3,17
V[%]	8,06	6,89	7,46
Signifikanz	n.s.; p=0,596		

Tab. 77: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, ANOVA Messwiederholung, n=13

Vergleich der eingestellten Rückenlehnenwinkel [°] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=13	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	73,69	73,85	74,38
<i>SD</i>	7,45	7,61	7,74
V[%]	10,11	10,30	10,41
Signifikanz	n.s.; p=0,238, Greenhouse-Geisser		

Gefähige

Tab. 78: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12), Friedman-Test

Vergleich der eingestellten Sitzentfernungen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	44,51	44,28	42,41
<i>SD</i>	11,14	10,28	13,60
V [%]	25,03	23,22	32,07
Signifikanz	n.s.; p=0,920		

Tab. 79: Vergleich der Sitzentfernungen bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb bei den männlichen Probanden (n=18), Friedman-Test

Vergleich der eingestellten Sitzentfernungen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	53,58	53,76	51,60
<i>SD</i>	12,72	10,94	7,28
V [%]	23,74	20,35	14,11
Signifikanz	n.s.; p=0,211		

Tab. 80: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb weiblichen Probanden (n=12), ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der eingestellten Kurbelhöhen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	39,83	39,71	39,61
<i>SD</i>	3,32	3,29	4,11
V [%]	8,34	8,29	10,38
Signifikanz	Greenhouse-Geisser, n. s.; p=0,775		

Tab. 81: Vergleich der Einstellungen zur Kurbelhöhe bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb männliche Probanden (n=18), ANOVA mit Messwiederholung

Vergleich der eingestellten Kurbelhöhen [cm] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	42,94	42,25	41,51
<i>SD</i>	3,45	3,63	2,78
V [%]	8,03	8,59	6,70
Signifikanz	Greenhouse-Geisser, signifikant; p=0,040		

Tab. 82: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb bei den weiblichen Probanden (n=12), Friedman-Test

Vergleich der eingestellten Rückenlehnenwinkel [°] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=12	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	70,00	67,92	70,83
<i>SD</i>	12,97	12,33	11,65
V [%]	18,53	18,15	16,45
Signifikanz	n.s.; p=0,687		

Tab. 83: Vergleich der Rückenlehnenwinkel bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb, männliche Probanden (n=18), Friedman-Test

Vergleich der eingestellten Rückenlehnenwinkel [°] bei klassischem, schrägem und elliptischem Antrieb			
n=18	Klassisch	Schräg	Ellipse
\bar{x}	70,83	70,83	70,56
<i>SD</i>	10,33	9,74	6,39
V [%]	14,58	13,75	9,06
Signifikanz	n.s.; p=0,882		

4.3.2.3 Korrelation der Einstellungen mit Anthropometrie, Läsionshöhe, Handbike-Erfahrung und Rollstuhlabhängigkeit

Querschnittgelähmte

Tab. 84: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Läsionshöhe und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz
klassisch	Läsionshöhe (Tetra-/Paraplegie)	Sitzentfernung	0,705
		Kurbelhöhe	0,244
		Rückenlehnenwinkels	0,431
schräg		Sitzentfernung	0,111
		Kurbelhöhe	0,192
		Rückenlehnenwinkels	0,515
Ellipse		Einstellung schräg innen/außen)	0,453
		Sitzentfernung	0,614
		Kurbelhöhe	0,142
		Rückenlehnenwinkels	0,520
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,245

Tab. 85: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Handbike-Erfahrung und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Spearman von	mit	Signifikanz
klassisch	Handbike-Erfahrung (ja/nein)	Sitzentfernung	0,788
		Kurbelhöhe	0,893
		Rückenlehnenwinkels	0,677
schräg		Sitzentfernung	0,687
		Kurbelhöhe	0,788
		Rückenlehnenwinkels	0,532
Ellipse		Einstellung schräg (innen/außen)	0,059
		Sitzentfernung	0,499
		Rückenlehnenwinkels	0,838
		Kurbelhöhe	0,367
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,357

Tab. 86: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson/Spearman	mit	Signifikanz
klassisch	Körpergröße	Sitzentfernung	0,590
		Kurbelhöhe	0,515
		Rückenlehnenwinkels	0,253
schräg		Sitzentfernung	0,786
		Kurbelhöhe	0,937
		Rückenlehnenwinkels	0,270
Ellipse		Einstellung schräg (innen/außen)	0,322
		Sitzentfernung	0,599
		Rückenlehnenwinkels	0,158
		Kurbelhöhe	0,698
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,514

Tab. 87: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Körpergewicht und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson/Spearman	mit	Signifikanz
klassisch	Körpergewicht	Sitzentfernung	0,038
		Kurbelhöhe	0,383
		Rückenlehnenwinkels	0,329
schräg		Sitzentfernung	0,329
		Kurbelhöhe	0,813
		Rückenlehnenwinkels	0,281
Ellipse		Einstellung schräg (innen/außen)	0,061
		Sitzentfernung	0,015
		Rückenlehnenwinkels	0,239
		Kurbelhöhe	0,658
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,714

Tab. 88: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Armlänge und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson/Spearman	mit	Signifikanz
klassisch	Armlänge	Sitzentfernung	0,456
		Kurbelhöhe	0,195
		Rückenlehnenwinkels	0,918
schräg		Sitzentfernung	0,406
		Kurbelhöhe	0,297
		Rückenlehnenwinkels	0,916
Ellipse		Einstellung schräg (innen/außen)	0,677
		Sitzentfernung	0,359
		Rückenlehnenwinkels	0,875
		Kurbelhöhe	0,458
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,936

Tab. 89: Signifikanzen für die Korrelationen nach Spearman für Rollstuhlabhängigkeit [Jahren] und Wunscheinstellungen

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson/Spearman	mit	Signifikanz
klassisch	Rollstuhlabhängigkeit (in Jahren)	Sitzentfernung	0,118
		Kurbelhöhe	0,033
		Rückenlehnenwinkels	0,045
schräg		Sitzentfernung	0,317
		Kurbelhöhe	0,081
		Rückenlehnenwinkels	0,039
Ellipse		Einstellung schräg (innen/außen)	1,000
		Sitzentfernung	0,041
		Rückenlehnenwinkels	0,013
		Kurbelhöhe	0,046
		Einstellung Ellipse (rauf/runter)	0,892

Gehfähige

Tab. 90: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße [cm] und Wunscheinstellungen, weibliche Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Mit	Signifikanz
klassisch	Körpergröße	Sitzentfernung	0,252
		Kurbelhöhe	0,252
		Rückenlehnenwinkels	0,011
schräg		Sitzentfernung	0,413
		Kurbelhöhe	0,304
		Rückenlehnenwinkels	0,069
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,885
		Sitzentfernung	0,944
		Rückenlehnenwinkels	0,583
		Kurbelhöhe	0,082
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,936

Tab. 91: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergröße [cm] und Wunscheinstellungen, männliche Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	Mit	Signifikanz
klassisch	Körpergröße	Sitzentfernung	0,028
		Kurbelhöhe	0,984
		Rückenlehnenwinkels	0,495
schräg		Sitzentfernung	0,063
		Kurbelhöhe	0,426
		Rückenlehnenwinkels	0,852
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,216
		Sitzentfernung	0,146
		Rückenlehnenwinkels	0,604
		Kurbelhöhe	0,306
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,209

Tab. 92: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergewicht [kg] und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Körpergewicht	Sitzentfernung	0,351
		Kurbelhöhe	0,703
		Rückenlehnenwinkels	0,039
schräg		Sitzentfernung	0,413
		Kurbelhöhe	0,769
		Rückenlehnenwinkels	0,200
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,198
		Sitzentfernung	0,892
		Rückenlehnenwinkels	0,312
		Kurbelhöhe	0,516
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,635

Tab. 93: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Körpergewicht [kg] und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Körpergewicht	Sitzentfernung	0,062
		Kurbelhöhe	0,757
		Rückenlehnenwinkels	0,623
schräg		Sitzentfernung	0,478
		Kurbelhöhe	0,330
		Rückenlehnenwinkels	0,196
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,204
		Sitzentfernung	0,049
		Rückenlehnenwinkels	0,693
		Kurbelhöhe	0,359
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,932

Tab. 94: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Armlänge [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Armlänge, Acromion - Caput ulnae	Sitzentfernung	0,055
		Kurbelhöhe	0,276
		Rückenlehnenwinkels	0,013
schräg		Sitzentfernung	0,829
		Kurbelhöhe	0,118
		Rückenlehnenwinkels	0,264
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,819
		Sitzentfernung	0,624
		Rückenlehnenwinkels	0,189
		Kurbelhöhe	0,041
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,180

Tab. 95: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Armlänge [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Armlänge, Acromion - Caput ulnae	Sitzentfernung	0,087
		Kurbelhöhe	0,727
		Rückenlehnenwinkels	0,808
schräg		Sitzentfernung	0,126
		Kurbelhöhe	0,199
		Rückenlehnenwinkels	0,494
		Einstellung schräg (Grad)	0,175
Ellipse		Sitzentfernung	0,363
		Rückenlehnenwinkels	0,896
		Kurbelhöhe	0,206
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,176

Tab. 96: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Schulterbreite [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen weibliche Probanden (n=12)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Schulterbreite, li Acromion - re Acromion	Sitzentfernung	0,212
		Kurbelhöhe	0,046
		Rückenlehnenwinkels	0,061
schräg		Sitzentfernung	0,087
		Kurbelhöhe	0,082
		Rückenlehnenwinkels	0,010
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,904
		Sitzentfernung	0,094
		Rückenlehnenwinkels	0,271
		Kurbelhöhe	0,016
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,447

Tab. 97: Signifikanzen für die Korrelationen nach Pearson für Schulterbreite [cm], gemessen vom Acromion bis zum Caput ulnae, und Wunscheinstellungen männliche Probanden (n=18)

Antriebskonzept	Korrelation nach Pearson von	mit	Signifikanz
klassisch	Schulterbreite, li Acromion - re Acromion	Sitzentfernung	0,257
		Kurbelhöhe	0,367
		Rückenlehnenwinkels	0,625
schräg		Sitzentfernung	0,847
		Kurbelhöhe	0,311
		Rückenlehnenwinkels	0,273
Ellipse		Einstellung schräg (Grad)	0,173
		Sitzentfernung	0,085
		Rückenlehnenwinkels	0,240
		Kurbelhöhe	0,179
		Einstellung Ellipse (Grad)	0,976

5. Exkurs: Abschätzung der Reibungsverluste im Antriebssystem

Der Wirkungsgrad von Kettenantrieben beträgt etwa 95%, d.h. die Reibungsverluste konventioneller Handbikes liegen bei 5%. Es ist offensichtlich, dass sich aufgrund der technischen Umsetzung der in dieser Studie untersuchten Antriebssysteme über verschiedene Übersetzungen, Ketten und Riemen, deutlich höhere Reibungsverluste ergaben. Für die Vergleichbarkeit mit Wirkungsgradwerten anderer Untersuchungen wurden diese Verluste im Rahmen eines Teilprojektes quantifiziert. Dazu wurde die Differenz zwischen der am Ergometer vorgegebenen Leistung ($P_{\text{Ergometer}}$) und der vom Athleten auf die Kurbeln aufgebrauchte Leistung (P_{Athlet}) bestimmt. Die Differenz ist durch die Reibungsverluste zu erklären.

Die vom Athleten aufgebrauchte Leistung (P_{Athlet}) berechnet sich aus dem Produkt des Drehmoments (M) auf die Kurbel und der Winkelgeschwindigkeit (ω):

$$P = M \cdot \omega \quad (4)$$

Dabei wurde die Winkelgeschwindigkeit mittels Bewegungsanalyse bestimmt und das Drehmoment M wurde aus der vortriebswirksamen (tangentialen) Kraft und dem Hebelarm r (Kurbellänge) mittels folgender Formel berechnet:

$$M = F_{\text{tan}} \cdot r \quad (5)$$

Die Tangentialkraft wurde dabei mit Hilfe von auf den Handbikegriffen applizierten Dehnungsmessstreifen erfasst.

Unter Verwendung dieser Daten konnte schließlich ein mittlerer Wert von 12,9% Reibungsverluste durch den Antrieb ermittelt werden. Dieses Teilprojekt wurde mit konventionellen Kurbeln anstelle des in dieser Untersuchung zur Umsetzung der elliptischen Bahnkurve benötigten Riemenantriebs (s. Abb. 46) durchgeführt.

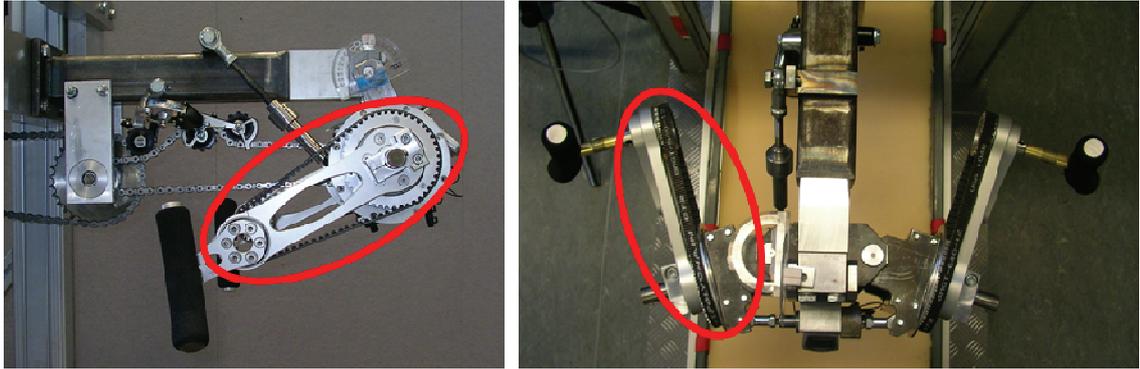


Abb. 46: Riemenantrieb zur Umsetzung der elliptischen Bewegungsbahn: Seitenansicht und Draufsicht bei Schrägstellung der Kurbeln.

Somit liegt der Reibungsverlust in der vorliegenden Arbeit vermutlich noch etwas höher, bei über 13%.

Danksagung

An erster Stelle danke ich sehr herzlich Herrn Prof. Veit Senner, meinem Doktorvater, für sein Vertrauen in mich und die Möglichkeit an seinem Fachgebiet im Bereich des Behindertensports promovieren zu können.

Danken möchte ich auch Frau Prof. Renate Oberhoffer für die Annahme der Zweitkorrektur meiner Dissertation.

Auch folgenden Mitarbeitern der Fakultät für Sportwissenschaft möchte ich danken:

- Frau Dr. Christiane Peters für die umfangreiche Betreuung in allen Fragen zur Sportwissenschaft und dem Behindertensport.
- Frau Dr. Margot Niessen für die ausführliche Beratung in Fragen zur Leistungsphysiologie, Spirometrie und Ihrer Unterstützung im Kampf gegen das „Geräteversagen“.
- Herrn Prof. Jürgen Loibl für seine Unterstützung in allen statistischen Fragen.
- Herrn Dr. Harald Böhm für seine ausdauernde Unterstützung im Rahmen meiner Vorexperimente, die sich auch gern mal bis spät in die Nacht zogen.

Herrn Dr. Potulski und Herrn Orpheus Mach (BG Unfallklinik Murnau) danke ich für die Bereitstellung der Räumlichkeiten in der Unfallklinik Murnau und die Probandenrekrutierung.

Bei Herrn Kuhlmann von der Firma Speedy Rehatechnik bedanke ich mich für das zur Verfügung gestellte Handbike.

Herrn Steven Ascher möchte ich herzlich danken für die Überlassung seines elliptischen Antriebs für den Handbike-Versuchsstand. Ohne diesen Antrieb wären unsere Messungen nicht möglich gewesen.

Ebenfalls großen Dank aussprechen möchte ich den Werkstätten der ZHS: Kerndl, Rudi und Sladi für ihre geduldige Umsetzung und Bearbeitung unserer Versuchsstand-Sonderanfertigungen; Toni Schuster für die Anfertigung des rollstuhlgerechten Holzpodestes des Versuchsstands.

Nicht zu vergessen seien auch die Patienten der BG Unfallklinik Murnau, die Mitglieder des RSV Murnau e.V. und die Sportstudenten der TU München, die voller Elan und Motivation an den Messreihen teilgenommen haben.

Vielen Dank möchte ich auch den Förderern dieser Promotion, dem Bundesinstitut für Sportwissenschaft (BISp) und dem HWPII-Programm, aussprechen.

Dem Arbeitskollegen des Aquariums, Herrn Dipl.-Ing. (FH) Thomas Grund und auch Dipl.-Sportwiss. Sandra Huber möchte ich für die Hilfe und die immer wiederkehrenden aufbauenden Worte danken.

Von ganzem Herzen möchte ich vorallem meiner Familie danken:

Meinen Eltern, Dieter und Waltraud Klöpfer, die mir sowohl mein Studium als auch diese Promotion ermöglicht haben. Ihnen und natürlich auch meiner Schwester Nicole, möchte ich für die dauerhafte Motivation und die moralische als auch finanzielle Unterstützung ganz herzlich danken.

Ein großer Dank gilt auch meinem Mann Christian Krämer, für die unerschöpfliche Unterstützung in der Durchführung meiner Messreihen und der mehrmaligen, kritischen Korrektur meiner Dissertation. Er stand mir in den Jahren meiner Promotion immer zu Seite und gab mir das nötige Durchhaltevermögen.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Isabella Tina Klöpfer-Krämer geb. Klöpfer
Geburtsdatum	11.06.1979
Geburtsort	Ingolstadt
Familienstand	verheiratet

Schule

1989 - 1998	Katharinen-Gymnasium Ingolstadt, mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig
-------------	--

Studium / Promotion

11/1998 - 06/2003	Studium der Diplom-Sportwissenschaften an der TU München, Studienrichtung Prävention und Rehabilitation.
07/2003 – 03/2009	Promotionsstudentin und wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Sportfakultät der TU München, Fachgebiet für Sportgeräte und Materialien (Prof. Dr.-Ing. Dipl. Sportl. V. Senner)

Ausbildungen

03/2004 – 03/2005	berufsbegleitende Intensivausbildung zur Vorbereitung auf die amtsärztliche Prüfung
09/2005 – 06/2008	Osteopathie-Ausbildung am Deutschen Osteopathie Kolleg (DOK), Rohrdorf