
Radfahren Querschnittgelähmter mittels Funktioneller Elektrostimulation (FES):

Ein arbeitsphysiologisches Modell zur Untersuchung der Leistungen von untrainierten Patienten

Johann Szecsi



München 2005

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. Thomas Brandt FRCP

**Radfahren Querschnittgelähmter mittels
Funktioneller Elektrostimulation (FES):**

**Ein arbeitsphysiologisches Modell zur Untersuchung der
Leistungen von untrainierten Patienten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Dipl.-Ing. Johann Szecsi
Temeschburg
2005

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Straube

**Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. P. Angerer
Prof. Dr. G. Stucki**

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 09.06.2005

Meiner lieben Frau Hedwig

Inhaltsverzeichnis

1. Einführung	7
1.1 Funktionelle Elektrostimulation und Radfahren	7
1.2 Das Fahrrad als Messgerät	9
1.3 Möglichkeiten und Grenzen des FES-Radfahrens	10
1.4 Abhängigkeit der Leistung von Zusammensetzung und Compliance des Patientenkollektivs	11
1.5 Motorische Fähigkeiten beim paraplegischen FES-Radfahren	13
1.6 Ursachen der Muskelschwäche und der geringen Ausdauerleistung	14
1.7 Dauerleistungsgrenze	15
1.8 Interner Energieverlust durch Gelenkreibung	15
1.9 Modellierung des FES-Radfahrens von Paraplegikern	16
1.10 Zielsetzungen der Arbeit	16
2. Methoden	17
2.1 Die untrainierten Patienten	17
2.2 Die trainierte Patientin	19
2.3 Anpassung von Stimulator und Dreirad an den Patienten	20
2.4 Messplatz zur isometrischen Drehmomentmessung	22
2.5 Antropomorphe Messungen	27
2.6 Fahrversuche	27
2.7 Ergometerversuche	29
2.8 Bestimmung des Rollwiderstands	31
2.9 Modellierung	32
2.10 Berechnung der Last und der Muskelspannung	33
2.11 Darstellung der Fahrsituationen in der $k\omega$ Ebene	35
2.12 Berechnung der Leistungen	36

3. Ergebnisse	37
3.1 <i>Isometrische Drehmomente</i>	37
3.2 <i>Leistungen, viskose Verluste und Wirkungsgrad</i>	42
3.3 <i>Konstruktion der Dauerleistungsgrenze und der Ermüdungsrate</i>	48
3.4 <i>Dauerleistungsgrenzen untrainierter Paraplegiker</i>	49
3.5 <i>Anwendung der arbeitsphysiologischen Methodik zur Beurteilung der Fahrfähigkeit unterschiedlich trainierter, querschnittgelähmter Patienten</i>	55
3.6 <i>Fahrfähigkeit und zurückgelegte Strecke</i>	57
4. Diskussion	58
4.1 <i>Leistung und Drehmoment</i>	58
4.2 <i>Wirkungsgrad und Gelenkreibung</i>	59
4.3 <i>Arbeitsphysiologisches Modell, individueller Aufwand und Ermüdung</i>	60
4.4 <i>Dauerleistungsgrenze</i>	62
4.5 <i>Eine theoretische Frage der Identifikation und Modellierung muskuloskeletaler Systeme</i>	63
4.6 <i>Praktische Einsatzbereiche des vorgeschlagenen Identifikations- und Modellierungswerkzeugs</i>	65
5. Zusammenfassung	67
6. Anhang	69
7. Literatur	71
8. Danksagung	76
9. Lebenslauf	77

1. Einführung

1.1 Funktionelle Elektrostimulation und Radfahren

In Deutschland leiden ca. 80000 Menschen an einer Querschnittslähmung, wobei jährlich infolge von Verkehrs- und Sportunfällen ca. 1800 Verletzungen des Rückenmarks hinzukommen (davon 60% Paraplegiker und 40% Tetraplegiker). Vor 100 Jahren überlebten in Europa die meisten dieser Patienten nicht länger als sechs Monate. Seit ihrer Gründung in den 40er Jahren des 20ten Jahrhunderts durch Sir Ludwig Guttmann in Stoke Mandeville (England) hat die moderne Rehabilitationsmedizin viel für die Verbesserung der Lebenserwartung und für die soziale und berufliche Reintegration dieser Patienten erreicht (Gerner, 1992).

Trotz zahlreicher Neuentwicklungen im Bereich der Medizin ist es nach wie vor nicht möglich, die neurale Regeneration im verletzten Rückenmark in ausreichendem Maße in Gang zu bringen (Schwab et al., 2004). Die Mehrzahl der Patienten ist daher nach dem Unfall dauerhaft auf den Rollstuhl angewiesen.

Zusätzlich führt die durch die Rückenmarksverletzung verursachte Lähmung der Beine zu sekundären Komplikationen: Mangelnde Muskelaktivität hat eine Verringerung der Muskelmasse und eine schlechtere Durchblutung der Haut mit der Gefahr von Dekubitus, Ödemen, Verlust von Knochensubstanz und nicht zuletzt psychologischen Problemen, z.B. ein mangelndes Selbstwertgefühl zur Konsequenz. Zudem begünstigt das mangelnde kardiopulmonale Training die Ausbildung einer Herzinsuffizienz.

Beim heutigen Stand der Technik ist die Funktionelle Elektrostimulation (FES) die einzige Möglichkeit, verloren gegangene motorische Funktionen teilweise wieder herzustellen. Dabei löst ein niederfrequenter Reizstrom (12-30 Hz) mit kurzen Impulsen (Pulsbreite < 500 μ sec) Aktionspotenziale in peripheren Nerven oder Nervenendigungen aus, die eine Kontraktion im zugehörigen Muskel bewirken.

Die Beinmuskulatur stellt einen großen Teil der gesamten Körpermuskelmasse dar und ist dadurch besonders für das kardiopulmonale Training geeignet. Die

Funktionelle Elektrostimulation der Beinmuskulatur ist in der Lage, die Muskelmasse zu erhöhen, die Beindurchblutung zu verbessern, durch die Muskelpumpe die Vorlast zu erhöhen und dem Abbau der Knochensubstanz entgegenzuwirken (Arnold et al., 1992). Jenseits des therapeutischen Wertes erbringen das FES-Gehen oder das FES-Radfahren einen direkten funktionellen Nutzen für die Fortbewegung.

Das FES-unterstützte Gehen ist allerdings charakterisiert durch die eingeschränkte Gangqualität, den hohen Einsatz der Armmuskulatur und die Konzentration auf die Gewichtsübernahme und Gleichgewichtsstabilisierung (z.B. bei Einsatz des Rollators oder der Vierpunktstützen). Hinzu kommen ein roboterähnlicher Bewegungsablauf (wegen fehlender sensorischer Rückkopplung), eine lange Vorbereitungszeit sowie eine erhebliche Sturzgefahr.

Im Gegensatz zum Gehen ist das FES-Fahrradfahren hinsichtlich der Stabilität relativ einfach zu bewerkstelligen, da die Unterschenkel bzw. Füße fest mit den Pedalen verbunden sind und das Gleichgewichtsproblem durch den Einsatz eines Dreirads oder Stand-Ergometers nicht auftritt.

Die Übersichtsarbeit von Janssen et al. (1998) liefert eine Zusammenfassung der zahlreichen, zu erwartenden medizinischen Vorteile bei querschnittgelähmten Patienten, die mehrmals wöchentlich auf dem FES-Ergometer trainierten. Es wird sowohl über eine verbesserte Leistungsfähigkeit des kardiopulmonalen Systems (Herzzeitvolumen, Vitalkapazität, maximale Sauerstoffaufnahme und Blutdruckstabilität) und der peripheren Zirkulation als auch über eine Zunahme der Muskelmasse, -kraft und Ausdauer berichtet.

Es ist zu beachten, dass die Effizienz der Standardmethoden (Rollstuhlsport, Handbikefahren bzw. Handkurbelergometrie) für das Kreislauftraining der paraplegischen Patienten begrenzt ist. Bei geringer Masse der am Training aktiv beteiligten Muskeln und ineffektiver Muskelpumpe versackt das Blut in den unteren Extremitäten; dadurch kann die für ein kardiopulmonales Training notwendige Belastung nicht erreicht werden.

Das FES-Radfahren gilt als wirksame prophylaktische Maßnahme gegen Druckgeschwüre, Harnwegsinfekte und Osteoporose (Mohr et al., 1997). Viele der angeführten medizinischen Vorteile gelten ebenso für das Stehen, Gehen oder Rudern mit FES. Da das FES-Radfahren keine besonderen Kraftanforderungen an den Oberkörper stellt, das Erscheinungsbild des FES-Fahrens natürlich wirkt und von dem des Gesunden kaum zu unterscheiden ist, kann erfahrungsgemäß mit einer höheren Patientenakzeptanz gerechnet werden als im Falle des Gehens oder Stehens mit FES.

1.2 Das Fahrrad als Messgerät

Beim der gesunden Population hat sich die Ergometrie als Basis für die standardisierte Messung von Arbeit und Leistung in der angewandten Physiologie seit Anfang des 20ten Jahrhunderts etabliert (Ericson, 1986). In diesem Zusammenhang wurde beim gesunden Menschen der mechanische Wirkungsgrad (z.B. Benedict und Catchart, 1913; Dickinson, 1929; Garry et al., 1931, Gaesser und Brooks, 1975, Seabury et al., 1977, Coast und Welch, 1985), die aerobe Schwelle (Ekblom et al., 1968) und die Physiologie des menschlichen Muskels (z.B. Henriksson und Bonde-Petersen, 1974, Suzuki, 1979, Löllgen et al. 1980) untersucht.

Das FES-unterstützte Radfahren und Ergometrie zeichnet sich ebenfalls durch einfache Möglichkeiten der genauen und standardisierten Kraft- und Leistungsmessung aus (Petrofsky und Stacy R, 1992, Petrofsky und Laymon, 2004). Bei anderen FES-Modalitäten wie Aufstehen, Gehen oder Rudern hingegen können Kräfte und Leistungen, die immer aus Bein-, Arm- und Oberkörperanteilen zusammengesetzt sind, nur mit hohem Aufwand gemessen werden.

1.3 Möglichkeiten und Grenzen des FES-Radfahrens

Das Prinzip des Radfahrens von Para- und Tetraplegikern wurde erstmals in den 80er Jahren sowohl mittels Oberflächenstimulation (Petrofsky et al., 1983) als auch mit implantierten Elektroden (Kern H. et al., 1985) demonstriert. Seit 1985 werden verschiedene kommerziell erhältliche statische Ergometer, z.B. von Ergys, Monark oder StimMaster eingesetzt (Ragnarsson et al., 1988). Obwohl die positiven therapeutischen Effekte schon früh erkannt wurden (Figoni et al., 1991), ist die generelle Nutzung dieser Technologie in der Therapie wegen der im Allgemeinen geringen Leistungen (Pollack et al., 1989) beschränkt geblieben (Perkins et al. 2002). Dies lässt sich am Beispiel der Typ-2-Diabetes mellitus Prophylaxe besonders einfach belegen. Die im Rahmen der Erstprävention der Normalpopulation durchgeführten epidemiologischen Studien (Tuomilehto J. et al., 2001) zeigen, dass Trainingsintensitäten von 5.5 MET (ein MET entspricht dem metabolischen Energieumsatz bei ruhigem Sitzen) bei einem Umfang von mindestens 20 Minuten pro Woche notwendig sind, um das Risiko eines Typ-2-Diabetes mellitus zu reduzieren (Lynch et al., 1996). Die Studie von Pollack et al. (1989) zeigt jedoch, dass Querschnittgelähmte bei einer mechanischen Ergometerleistung von 18 W höchstens eine Trainingsintensität von 2.3 MET erreichen konnten. Die zur Reduktion des Typ-2-Diabetes mellitus Risikos notwendige Ergometerleistung würde bei diesen Patienten somit ca. 58 W betragen.

Es wurden ebenfalls mehrere FES-Fahrräder, -vorwiegend in Labor- und Forschungsumgebung (Petrofsky et al., 1983, Pons et al., 1989); entwickelt, die jedoch nicht in die häusliche Patienten-anwendung gelangten.

Bezüglich der tatsächlich zurückgelegten Fahrstrecken sind in der Literatur nur vereinzelt Daten zu finden; diese liegen meist zwischen 3-12 km, abhängig von der Läsionshöhe (Hunt et al., 2002, Perkins et al. 2002, Fitzwater., 2001).

Da ein freies, nicht unterstütztes Gehen mit der FES in der nächsten Zeit nicht zu realisieren ist (Perkins et al. 2002), wurden in den letzten Jahren wieder vermehrte Anstrengungen unternommen, die Technik des FES-Radfahrens weiter zu entwickeln (Eser et al., 2003; Hunt et al., 2002; Angeli et al., 2001; Gföhler et al., 2004). Um das FES-Fahrrad in den Alltag des querschnittgelähmten Patienten integrieren zu können, müssten praktische Anforderungen, wie z.B. Fahrstrecke von mindestens 10 km

(Fitzwater, 2001), Fahrgeschwindigkeit von mindestens 6-7 km/h und ein gleichmäßiges Treten (Perkins et al. 2002; Szecsi et al., 2004) möglich sein. Diese Anforderungen konnten bis heute nicht erfüllt werden.

1.4 Abhängigkeit der Leistung von Zusammensetzung und Compliance des Patientenkollektivs

Die physische Leistungsfähigkeit von Querschnittgelähmten ist von zahlreichen Faktoren abhängig. Es können insbesondere 48-80% der Varianzen der isometrischen Kraft und der während des Rollstuhlfahrens mit Armen und Oberkörper entwickelten mechanischen Leistung des Querschnittgelähmten durch die Läsionshöhe, die Vollständigkeit (komplett- oder inkomplett) der Lähmung, das Ausmaß der täglichen Aktivität (Activity score), das Geschlecht, das Alter, das Körpergewicht und das Läsionsalter erklärt werden (Janssen et al., 2002).

Obwohl es anzunehmen ist, dass analoge Abhängigkeiten der beim FES-Radfahren erzeugten mechanischen Ausgangsleistung von den oben genannten Faktoren bestehen, konnte diese Annahme, vermutlich wegen der geringen Studienteilnehmerzahlen, entweder gar nicht oder nur teilweise belegt werden (Faghri et al., 1992).

Bekannt ist:

1. Tetraplegiker erzeugen eine geringfügig niedrigere Leistung als Paraplegiker. In der Studie von Eser et al. (2003) sind es 12 bzw. 13W, bei Bhambhani et al. (2000) 13W bzw. 15W und bei Faghri et al. (1992) kamen sowohl Para- als auch Tetraplegiker gleichermassen auf 17 W.
2. Eine Abhängigkeit der Leistung vom Patientenalter und Läsionshöhe besteht zumindest bei akut Querschnittgelähmten nicht (Eser et al., 2003).
3. Eine Untersuchung der Abhängigkeit der mechanischen Leistung von Geschlecht und Körpergewicht ist bisher nicht durchgeführt worden.
4. Eine Abhängigkeit von der Compliance der Patienten (mehr Trainingseinsatz) und eine positive Korrelation mit dem Ausmaß der vor dem Unfall praktizierten sportlichen Tätigkeiten scheint zu bestehen (Eser et al., 2003).
5. Es scheint positive Korrelationen mit dem pro Trainingssitzung durchgeführten Trainingspensum und der Häufigkeit der Trainingssitzungen (Compliance!) zu geben (Eser et al., 2003).

Das übliche Training von drei mal 0.5 Stunden pro Woche führt, wie oben erwähnt, zu Leistungsabgaben von 13 W bis 15 W in ca. 3 Monaten, wonach keine weitere Leistungssteigerung mehr gesehen wurde. Ein Training von sieben mal 1 Stunde pro Woche dagegen (Petrofsky und Stacy R., 1992) ermöglichte nach drei Monaten eine Leistungsabgabe von 30 W und nach 6 Monaten sogar von 50 W.

Die in der FES-Radfahrliteratur überlieferten Leistungs- und Trainingsdaten beziehen sich vorwiegend (Eser et al., 2003; Petrofsky et al. 1992; Hunt et al., 2002) auf akut paraplegische Patienten, die sich im Rahmen der Akutversorgung in der Rehabilitationsklinik befanden und sich deshalb mehrmals pro Woche (häufig 3x30 Minuten pro Woche (Eser et al., 2003), selten 1 Stunde täglich (Petrofsky und Stacy, 2003)) der FES-Radfahrübung unterzogen.

Der Großteil der paraplegischen Patienten ist dagegen chronisch betroffen. So besuchen die in der Querschnittsambulanz der Neurologischen Klinik München/Großhadern kontaktierten chronischen Patienten diese aus logistischen Gründen mehr oder weniger regelmäßig mit einer Häufigkeit von ca. 1 Sitzung pro 3 Wochen, wobei dieser Besuch für sie die einzige FES-Trainingsmöglichkeit unter Last darstellt (siehe Tabelle 2).

Die Anpassung von Dreirad und Stimulation an den individuellen Patienten erfolgt in der Regel einmal, am Anfang der Trainingsperiode, wobei dann ein optimales Stimulationsmuster und manchmal auch ein optimales Dreirad ausgewählt werden müssen. Das eindeutige Erkennen von Kräftesituationen, bei denen das FES-Radfahren a priori nicht möglich ist, oder das Vermeiden von suboptimalem FES-Radfahren -im Sinne der im Abschnitt „Prinzip und Anforderungen des FES-Radfahrens“ angegebenen Kriterien- ist dringend erforderlich, da andernfalls die Compliance des Patienten für diese therapeutische Modalität rasch sinkt (Abb. 1).

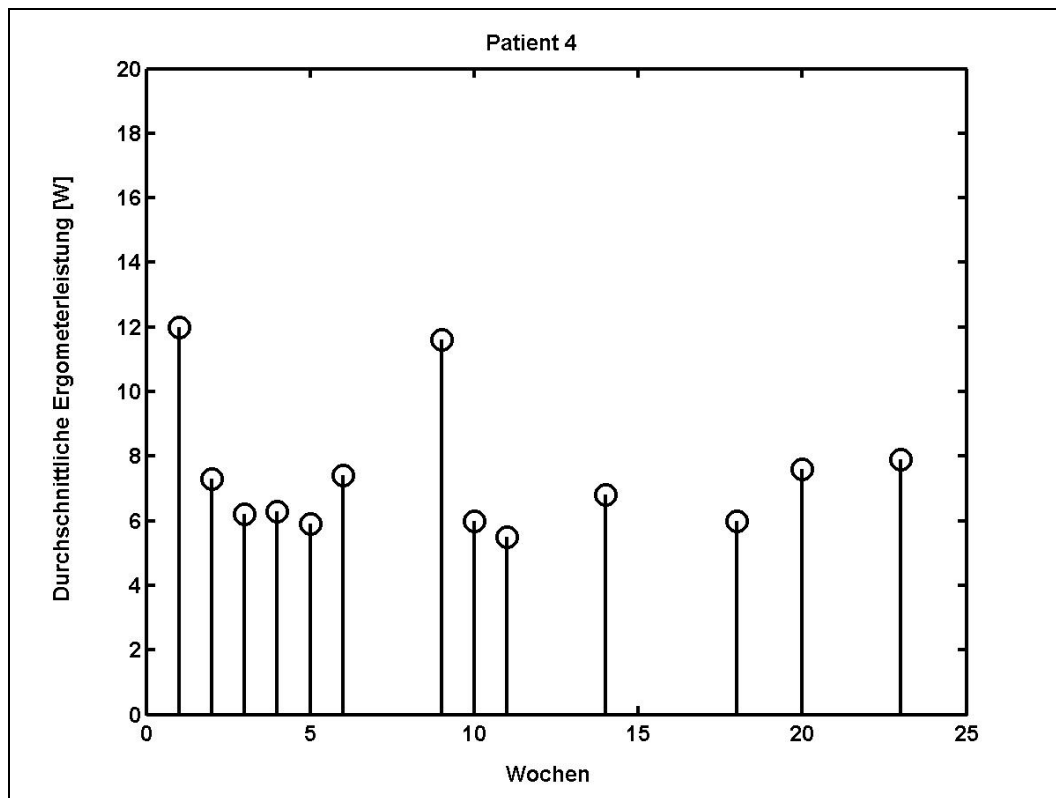


Abb. 1: Typischer Verlauf der bei der FES-Ergometrie erbrachten Leistungen und der Compliance (gemessen an der Häufigkeit der Ambulanzbesuchen) eines untrainierten, paraplegischen Patienten, der letztlich keinen Trainingseffekt zeigte.

Es besteht also im Falle ambulant betreuter, paraplegischer Patienten die Notwendigkeit, die Kinetik des FES-Radfahrens zu untersuchen, wobei die in diesem Falle zu erwartenden, besonders niedrigen Ausgangsleistungen und die exzessive lokale Ermüdung eine für diese Patientengruppe spezielle Problematik darstellen.

1.5 Motorische Fähigkeiten beim paraplegischen FES-Radfahren

Die von außen objektivierbare Leistung der motorischen Fähigkeiten des Menschen wird in den Sportwissenschaften traditionell in die Bereiche konditionelle und koordinative Fähigkeiten eingeteilt (Blume, 1971, Letzelter, 1987, Gropler. und Thieß, 1976). Im speziellen Falle des FES-Radfahrens des Paraplegikers lassen sich die konditionellen Fähigkeiten (bestehend im wesentlichen aus Kraft und Ausdauer) als Patientenmerkmale betrachten, während die Koordinationsfähigkeit (Regelungsalgorithmus) als iatrogen ins Fahrrad/Patient System eingebrachte Eigenschaft der Neuroprothese aufzufassen ist.

1.6 Ursachen der Muskelschwäche und der geringen Ausdauerleistung

Der Hauptgrund der extrem schwachen Leistungssituation bei allen FES-Modalitäten (inklusive Gehen und Radfahren) liegt nach neueren Erkenntnissen vermutlich eher in der Natur der Elektrostimulation und weniger in den Folgen der Querschnittslähmung. So erreichen stimulierte Normalpersonen, die durch eine Lumbalanästhesie temporär gelähmt wurden, Leistungen, die vergleichbar der stimulierten, querschnittgelähmten Patienten sind (Kjaer et al., 1994). Bei der Elektrostimulation mit konstanter Elektrodenposition werden immer dieselben motorischen Einheiten synchron und konstant gereizt, während bei der natürlichen Kontraktion stets ein wechselnder Anteil der Muskelfasern aktiviert wird, was ein Grund für die rasche Ermüdung ist. Weiterhin darf, aufgrund der synchronen Reizung motorischer Einheiten, eine Reizfrequenz von 12 bis 20 Hz nicht unterschritten werden, da sonst eine glatte Kontraktion nicht möglich ist.

Weiter kommt es als Komplikation des Querschnitts zu einem Umbau der Muskulatur und Reduktion der aeroben Typ I Fasern. Die gelähmte Muskulatur besteht vorwiegend aus schnell ermüdenden anaeroben Typ II Fasern.

Zu beachten ist, dass die FES die Muskelfasern unphysiologisch aktiviert, d.h. es erfolgt eine inverse und bei niedriger Stimulationsfrequenz synchrone Rekrutierung der Fasern. Bei einer inversen Rekrutierung werden die schnell ermüdenden Typ II-Fasern vor den aeroben Typ I-Fasern aktiviert. Erst bei erhöhten Reizintensitäten werden zusätzlich Typ I-Fasern rekrutiert (Binder-Macleod et al., 1995). Die Folge ist eine rasche Ermüdung.

Darüber hinaus besteht oftmals eine Spastik, die funktionell als eine zusätzliche Schwächung der Muskulatur zu verstehen ist.

Die durch die FES vorgegebene zeitliche Sequenz der Stimulation und die dadurch bewirkte unphysiologische Koordination der Beinmuskeln ist eine weitere Ursache der niedrigen mechanischen Leistungsabgabe beim FES-Radfahren. Die Ansteuerung von lediglich drei Muskelgruppen (M. quadriceps femoris, M. gluteus maximus und M. biceps femoris) mittels FES erfordert relativ hohe Muskelkräfte (Sinclair et al., 1996), um die bei der willkürlichen Innervation von Gesunden erreichte Drehzahl der Kurbelachse auch bei FES beizubehalten. Dadurch steigt der muskuläre

Energieumsatz mit der Folge, dass aerobe und anaerobe Energiequellen schnell erschöpft sind.

1.7 Dauerleistungsgrenze

Beim Fahrradfahren (von Gesunden und Paraplegikern) hindern die auftretenden dynamischen Muskelkontraktionen periodisch die Blutzufuhr zu den umliegenden Muskelanteilen, die beim Paraplegiker wegen der synchronen Muskelfasernaktivierung, die Ermüdung zusätzlich verstärken. Das Verhältnis der in den Kontraktionsperioden zu entwickelnden Muskelspannung (Anteil der maximalen isometrischen Kraft, der zur Bewältigung der aktuellen Last notwendig ist) zu der Erschlaffungszeit entscheidet letztlich darüber, ob die Dauerleistungsgrenze überschritten wird oder nicht. Dieser Einfluß der Pedal-Trittfrequenz und der Muskelspannung auf Leistung und Ausdauer hat in der bisherigen Literatur wenig Beachtung gefunden (Fornusek et al.,2004).

1.8 Interner Energieverlust durch Gelenkreibung

Der mechanische Wirkungsgrad (Verhältnis der erzeugten mechanischen Energie zum investierten Energieumsatz) des paraplegischen FES-Radfahrers wird von manchen Autoren als extrem niedrig eingestuft (2%-4%) (Raymond et al.,1999). Diese Rechnungen lassen aber die unquantifizierbaren, internen Ergometer- und Reibungsverluste im Muskulo-skeletalen-System unberücksichtigt (nicht messbare Leistung, interne Leistung) (Schutte et al.,1993). Die in den Gelenken aufgebrauchte effektive Leistung (P_{eff}) kommt sowohl für die mechanische Ausgangsleistung des Fahrrads (P_{out}) als auch für die durch Gelenkreibung verlorengegangene interne Leistung (P_{int}) auf.

$$P_{eff} = P_{int} + P_{out}$$

Da beim Querschnittgelähmten die verfügbare effektive Leistung eingeschränkt ist, könnte ein größenordnungsmäßig vergleichbarer interner Leistungsverlust die verfügbare mechanische Ausgangsleistung weiter empfindlich heruntersetzen.

Während die interne Leistung beim Radfahren Gesunder wegen der Komplexität der Innervation kaum zu berechnen ist, bildet das FES-Radfahren von Paraplegikern eine Ausnahme; hier ersetzt die bekannte Stimulation (Antrieb, siehe Methoden) die nervöse Innervation und lässt so eine Berechnung zu.

1.9 Modellierung des FES-Radfahrens von Paraplegikern

Die interne Leistung ist eine experimentell makroskopisch nicht direkt zugängliche Größe des Fahrer/Dreirad Systems und kann somit nur durch biomechanische Modellierung erfasst werden. Andererseits operiert die arbeitsphysiologische Methodik mit dem Begriff der Last, die stellvertretend sowohl für den Rollwiderstand als auch für gravitationelle und Trägheitseffekte auftritt. Die Berechnung der gravitationellen und Trägheitskräfte erfolgt ebenfalls mit Hilfe des biomechanischen Modells.

Das verwendete Modell beruht auf isometrischen Experimenten (Identifikation, Bestimmung der Modellparameter). Bisherige Modelle (Schutte, 1993 ; Gföhler, 1998) sind aber dadurch, dass sie auf eine große Anzahl von experimentell nicht zugänglichen Parameter (z.B. Muskelansatz- und Ursprungspunkte, Muskelfaser- oder Sehnenlängen, usw.) zugreifen, vorwiegend von theoretischer Bedeutung. Zeit- und Aufwandsbeschränkungen schließen im Falle dieser Modelle die Möglichkeit einer individuellen Patientenidentifikation aus. Somit beruhen diese Modelle auf aus anthropometrischer Sicht „normalen“ Durchschnittspersonen, deren maximalen isometrischen Kräfte zwecks Simulation der Paraplegie willkürlich auf 40-50% verringert wurden (z.B. Riener und Fuhr, 1998).

1.10 Zielsetzungen der Arbeit

Primäres Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, ein experimentell- mathematisches Modell zu entwickeln, das in der Lage ist, die energetisch bedeutsamen Aspekte des paraplegischen FES-Radfahrens einheitlich zu erfassen. Dabei sollen die statische Leistungsfähigkeit (maximale isometrische Kraft) und die dynamische Leistungsfähigkeit des radfahrenden Patienten (Leistung, Wirkungsgrad und Ausdauer) ermittelt werden. Somit stellt die arbeitsphysiologische Betrachtung des vorgeschlagenen Modells die beiden wesentlichen Aspekte der konditionellen motorischen Fähigkeiten des Patienten (Kraft und Ausdauer) gegenüber.

Es wird weiterhin der Versuch unternommen, auf arbeitsphysiologischer Grundlage die geringe Ausdauer (exzessive Ermüdung) des wenig trainierten Patienten, mit Hilfe der Auswertung der isometrischen Momente und der Trittfrequenz zu erklären. Zur Charakterisierung der Fahrfähigkeit des einzelnen Patienten auf einem speziellen Fahrrad wird ein entsprechendes Maß eingeführt.

Desweiteren wird mit Hilfe des Modells eine quantitative Untersuchung des beim Paraplegiker zu erwartenden, ausgeprägten leistungsmindernden Effektes der Gelenkreibung durchgeführt.

Als Anwendung der erarbeiteten Methoden sollen im Laufe der vorliegenden Darstellung die statischen und dynamischen Leistungsfähigkeiten von 7 untrainierten, paraplegischen Patienten und einer extrem gut trainierten, paraplegischen Patientin in Hinblick auf das FES-Radfahren gegenübergestellt werden. Von diesem Vergleich werden Informationen über die Möglichkeiten und Grenzen des FES-Radfahrens bei chronisch paraplegischen Patienten erwartet.

2. Methoden

2.1 Die untrainierten Patienten

Im Rahmen der im Februar 2003 im Klinikum Großhadern der Universität München begonnenen ersten deutschen Tauglichkeitsstudie für FES-Radfahren wurden 7 Patienten mit kompletter/fast kompletter seit Jahren bestehender Paraplegie betreut (Tabelle 1).

Patient Nr.	Alter (Jahre) Geschlecht	Trauma Alter (Jahre)	Kompletter Querschnitt	
			Motorisch	Sensibel
1	28 m	8	Th 4	Th 4
2	36 m	6	Th 5	Th 4
3	30 m	5	Th 12	Th 5
4	30 m	7	Th 5	Th 12 (inkompl.)
5	38 w	3	Th 4	Th 5
6	37 w	6	Th 9	Th 7
7	46 w	22	Th 7	Th 5

Tab. 1: Daten der 7 untrainierten Patienten der Querschnittsambulanz, die an den Untersuchungen teilgenommen haben (w-weiblich, m-männlich)

Das Versuchsprotokoll wurde von der Ethikkommission der Universität München genehmigt. Die Studienteilnehmer gaben nach Aufklärung über die Ziele und das Versuchsprotokoll der Studie ihre schriftliche Einwilligung.

Die Parameterbestimmung und die Berechnung der Leistungsabgabe wurden an diesen 7 Patienten durchgeführt. Die Patienten besuchten im Durchschnitt alle 3 Wochen in einer Zeitperiode von 3 Monaten die Querschnittsambulanz in Großhadern und konnten wegen des geringen Trainingsaufwandes (Durchschnitt: 5.5 Sitzungen/15 Wochen d.h. ca. 1 Sitzung pro 3 Wochen) als untrainiert eingestuft werden (Tab.2).

Trainingstagebuch																	
Woche Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	Summe	Sitzung/Woche
1	x		x	x	x	x								x		6	6/15
2	x		x	x				x						x		5	5/15
3							x							x		2	2/15
4		x		x		x		x	x	x	x					7	7/15
5									x		x			x		3	3/15
6						x	x							x		3	3/15
7		x	x	x	x	x		x		x	x	x	x	x	x	13	13/15

Tab. 2: Trainingstagebuch der Patienten 1-7

Eine Ergometertrainingseinheit (TE) entspricht ca. 1-1.5 Stunden mit durchschnittlich 3 Pausen von 10 Minuten. Abbruchkriterien waren: 1. muskuläre Erschöpfung der stimulierten Muskulatur, 2. Ende der Ambulanzzeit, 3. Kreislaufprobleme (meistens Blutdruckabfall, Pulsanstieg und Übelkeit, einmal Blutdruckanstieg).

2.2 Die trainierte Patientin

Die Patientin 8 ist außergewöhnlich. Die 33 jährige Patientin ist infolge eines Fahrradunfalls vor 16 Jahren unterhalb Th6 motorisch und sensibel komplett querschnittsgelähmt. Die Patientin war vor dem Unfall Kunstradfahrerin.

Sie baute sich vor 6 Jahren ein eigenes Liegerad, mit dem sie (nach eigenen Angaben) Strecken von bis zu 70 km bewältigen kann. Sie benutzt zu Hause zur Stimulation von nur 4 Muskeln einen Mittelfrequenzstimulator (ETI GmbH, Karlsruhe), der einen amplituden-modulierten sinusförmigen Reizstrom von 4000 Hz liefert. Der Mittelfrequenzgenerator leitet bei maximaler Aussteuerung einen Strom von 150 mA in den Muskel. Das winkelabhängige Stimulationsmusters ist suboptimal eingestellt, dies führt aber aufgrund der außergewöhnlichen Kräftesituation der Patientin zu keinem Fahrleistungseinbruch. Der Mittelfrequenzgenerator und die dazu gehörenden Motorradakkus haben ein Gewicht von ca. 3.5 kg.

Die Patientin führte, nach eigenen Angaben daheim mindestens 1 ½ Jahre lang ein Kraft- und Ausdauertraining bestehend aus täglich bis zu 6-stündiger Stimulation des M. quadriceps und M. biceps fem. (nur 4-Kanal-Stimulator), durch, bei hoher Stromintensität und unter Belastung (Deuserband und Beinpresse). Dieses Training erfolgte teilweise mit dem oben erwähnten Mittelfrequenzgenerator und teilweise mit einem Standard- Niederfrequenzstimulator (20 Hz).

2.3 Anpassung von Stimulator und Dreirad an den Patienten

Zunächst wurden ursprünglich mit dem Ziel, einer möglichst großen Anzahl von Patienten das FES-Radfahren als Aktivität des täglichen Lebens (ADL) zu ermöglichen, Anpassungs- und Optimierungsmethoden von Fahrrad und Elektrostimulation an den Fahrer entwickelt.

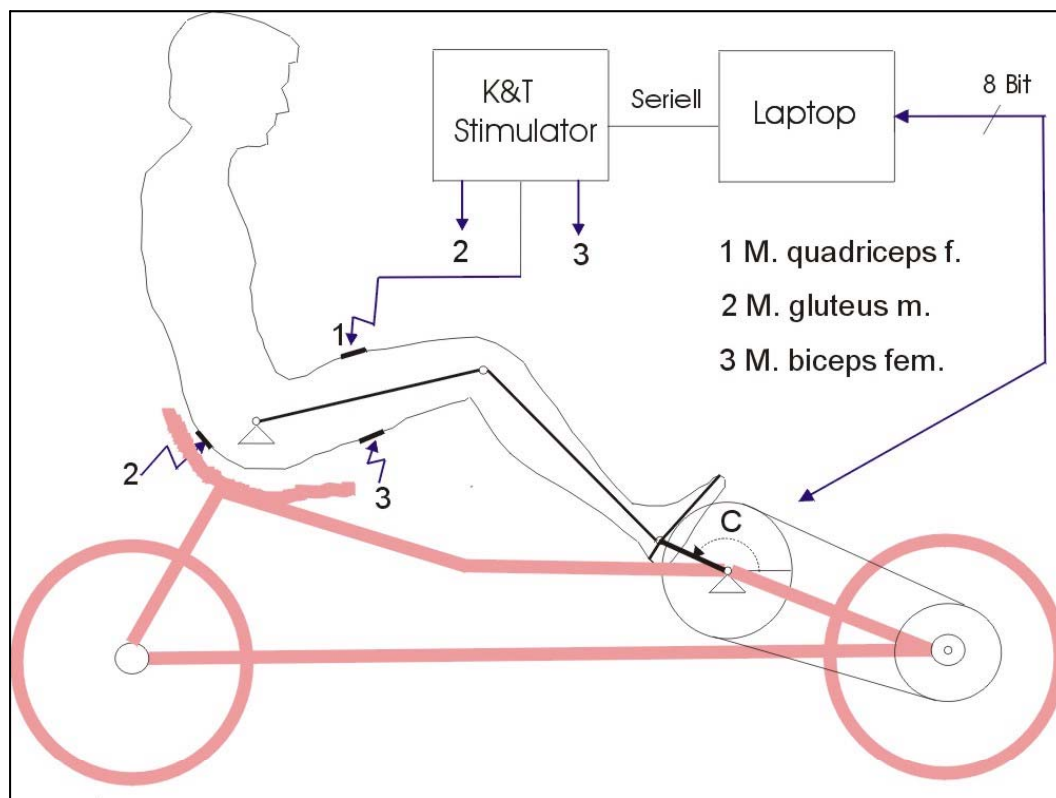


Abb. 2: Prinzip des Fahrradfahrens von Querschnittgelähmten mit FES

Das Dreiradfahren von Paraplegikern (Abb. 2) wird durch elektrische Stimulation der Muskelgruppen des M. quadriceps femoris, des M. biceps femoris und des M. gluteus maximus realisiert. Obwohl in dieser Arbeit der Begriff Quadriceps-Stimulation verwendet wird, ist die proximale Elektrode in der Mittellinie des Oberschenkels, d.h. über dem M. rectus femoris (RF) aufgebracht. Es wurden zwölf $5 \times 9 \text{ cm}^2$ selbstklebende Flextroden (Fa. Krauth & Timmermann, Hamburg, Deutschland) verwendet. Der Microstim8 Stimulator (der gleichen Firma) arbeitete im stand-alone Betrieb mit einer Stimulationsfrequenz von $f=20 \text{ Hz}$, mit Stromstärken $I=0$ bis 99 mA Stromstärken und Pulsbreiten von $PW=500 \text{ }\mu\text{s}$.



Abb. 3: Knöchelimmobilisation und Unterschenkelstabilisierung beim FES-Radfahren. größere Patienten benutzten die Fußhalterung eines Theravital-Ergometers (A), während bei kleineren Patienten die maßgefertigte Orthese (B) eingesetzt wurde.

Das Sprunggelenk wurde passiv durch spezielle Fußschalen oder Orthesen immobilisiert, wodurch die Beine auch in der sagittalen Bewegungsebene stabilisiert wurden (Abb. 3). In einem der Handgriffe des Fahrrades war ein Potentiometer in Form eines „Gasgriffs“ integriert, mit dem die Stimulationsintensität (Stromstärke) manuell durch den Patienten verstellt werden konnte.

Ein am Fahrgestell angebrachter 8-bit Encoder, drehte sich mit der Kurbel synchron und lieferte die Information über die aktuelle Kurbelposition. Es wurde angenommen, dass die Verzögerung des Muskels 140 ms beträgt, dies entspricht 18° bei 25 U/min.

Es zeigte sich, dass mit geringen Änderungen am Fahrrad und Anpassungen des kommerziell vorhandenen Elektrostimulators 6 von den 7 Patienten bereits in der ersten Sitzung Strecken zwischen 0,5 -1,6 km bei flüssigem Treten zurücklegen konnten. Die 7. Patientin bewältigte nach 2 Monaten stationärem FES-Ergometertraining (1 Stunde / Woche) eine Strecke von 0.4 km.

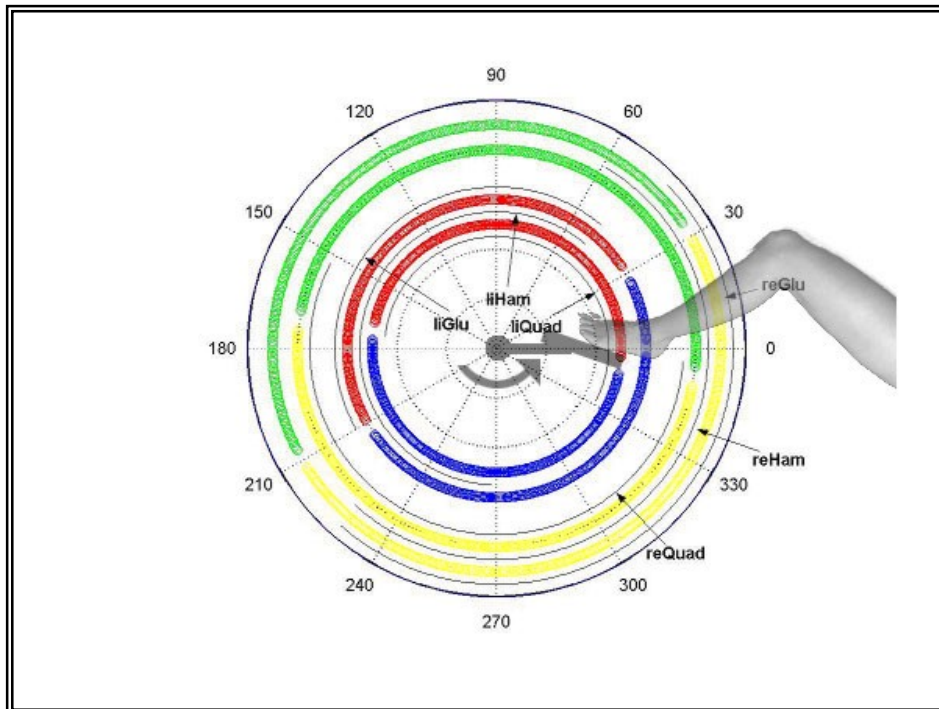


Abb. 4: Stimulationsmuster für Patienten 4

Die dargestellte Winkelkonvention entspricht der Vorwärtsdrehung des linken Pedals. Die Abkürzungen sind: liQuad (reQuad): linker (rechter) M. quadriceps, liGlu (reGlu): linker (rechter) M. gluteus maximus, liHam (reHam): linker (rechter) M. biceps femoris. Die dünnen, grauen Kreislinien zeigen die Stimulationsbereiche der entsprechenden Muskelgruppen. Farbige Segmente stellen Beugung- und Streckung des linken Knie- und Hüftgelenks (innerster Kreis und zweitinnerster Kreis) und entsprechend Beugung- und Streckung des rechten Knie- und Hüftgelenks dar (zweitäußerster und äußerster Kreis). Zur Erläuterung: Bei 0 Grad und zur Ausführung einer linken Pedalbewegung nach oben werden der linke M. quadriceps, der rechte M. biceps femoris und der rechte M. gluteus max. gleichzeitig stimuliert.

2.4 Messplatz zur isometrischen Drehmomentmessung

Für die Identifikation des Patient/Dreirad Systems wurde das kommerziell erhältliche Fahrrad der Firma OVG eingesetzt, das auch bei den Fahrversuchen verwendet wurde. Der Microstim8 Stimulator wurde im Messbetrieb über seine serielle Schnittstelle von einem Laptop angesteuert. Es wurden die gleichen Stimulationsparameter wie oben beschrieben verwendet.

Um das Dreirad in einen Momentmessplatz umzubauen waren folgende Änderungen notwendig: Das Vorderrad wurde entfernt, die Fahrradgabel ortsfest eingespannt (siehe Abb. 5) und das in der Kurbelwelle wirkende Drehmoment wurde über eine

vorwärts verlaufende Kette auf einen mit 6-Komponenten Kraft- und Drehmomentsensor (Firma ATI, Industrial Automation, Garner, USA) übertragen. Es wurde nur das Kurbeldrehmoment erfasst, weil das Fahrer-Dreirad-System bei fixiertem Knöchelgelenk lediglich einen Freiheitsgrad besitzt. Das Übersetzungsverhältnis der Kettenübertragung betrug 1,23.

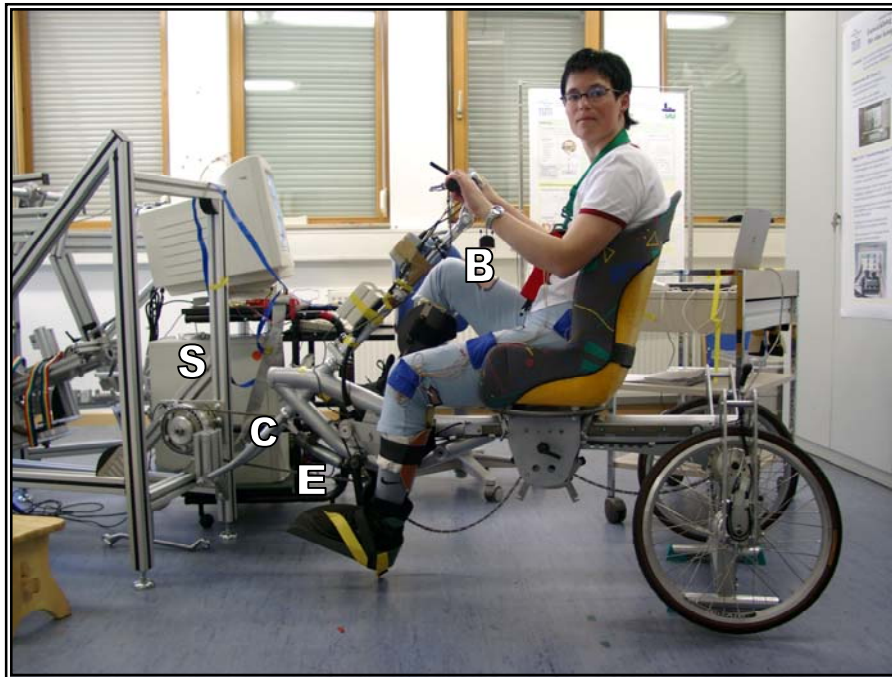


Abb.5: Messplatz zur Bestimmung der isometrischen Drehmomente. S ist der ortsfest verankerte Drehmomentsensor, der Drehgeber E misst den Kurbelwinkel und die vorwärts verlaufende Kette C verbindet die Kurbel mit dem Drehmomentsensor. Die normalerweise zum Antrieb der Hinterachse benutzte Kette hängt lose herab. Die Patientin (6) hat sich den in einer roten Bauchtasche (B) befindlichen K&T Stimulator um den Hals gehängt.

Eine komplette Kurbelumkehrung wurde in 18 gleichgroße Winkelbereiche unterteilt. Die Kurbel konnte manuell in die jeweilige Winkelposition gebracht und mit Hilfe einer Schraube fixiert werden.

Die Rekrutierungskurve der jeweiligen Muskelgruppe wurde in der für die Muskelgruppe günstigsten Kurbelposition ermittelt (siehe Abb. 6). Die günstigsten Winkelpositionen betragen meistens 100° für die beiden M.quadriceps und ca. 200° für den M. gluteus maximus und M. biceps femoris beidseits.

Es wurden lediglich drei Parameter pro Rekrutierungskurve festgehalten:

- Die Stimulationsschwelle (in mA) ist die Stromstärke die das kleinste messbare Drehmoment an der Kurbel erzeugt.
- Der maximale Stimulationsstrom (in mA) der Rekrutierungskurve ist die Stromstärke bei der das erzeugte Kurbelmoment nicht mehr weiter ansteigt, sondern in Sättigung geht.
- Das maximale Moment ist der Sättigungswert des Drehmoments, d.h. das größtmögliche von der Muskelgruppe bei gegebener Kurbelwinkelstellung erzeugte Moment.

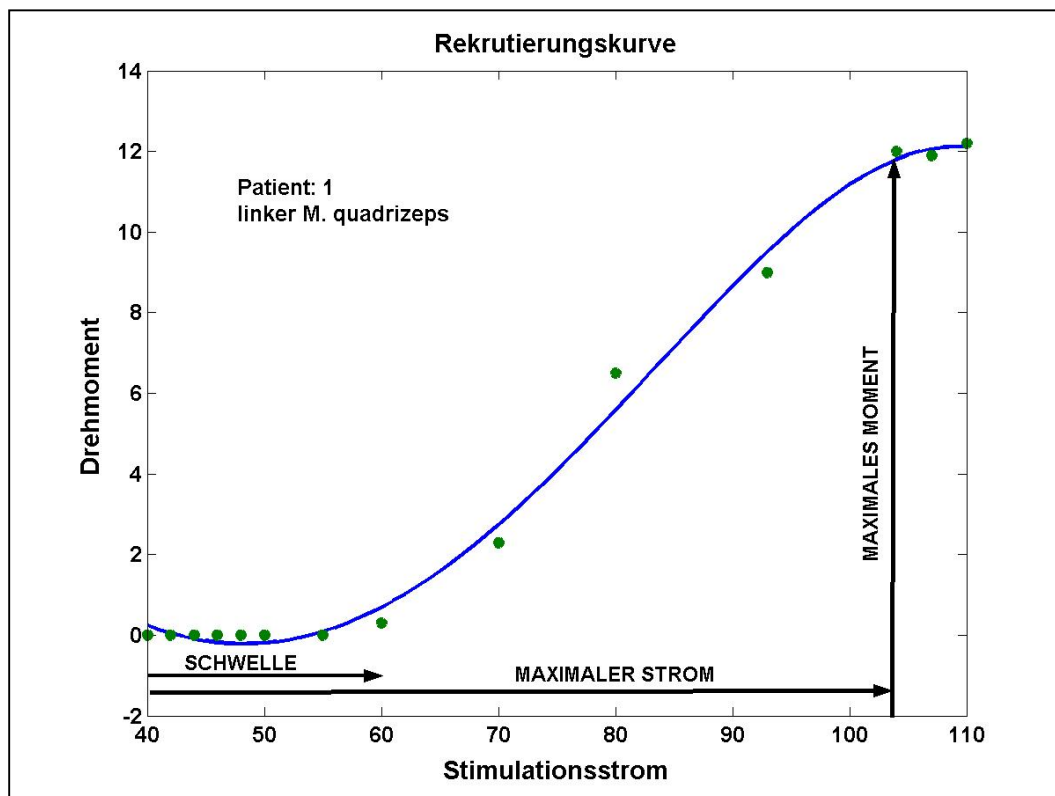


Abb.6: Rekrutierungskurve des an der Studie teilnehmenden Patienten 1

In den folgenden Stimulationsversuchen wurden dann ca. 75% (patientenabhängig) der maximalen Stimulationsstärke verwendet, damit keine Überstreckungen oder zu starke Ermüdungen infolge der isometrischen Haltearbeit auftraten. Die maximalen isometrischen Drehmomente wurden nach Abschluss der unten beschriebenen isometrischen Experimente aus den auf einem 75% Level gemessenen Kurven abgeleitet (siehe Abb. 7).

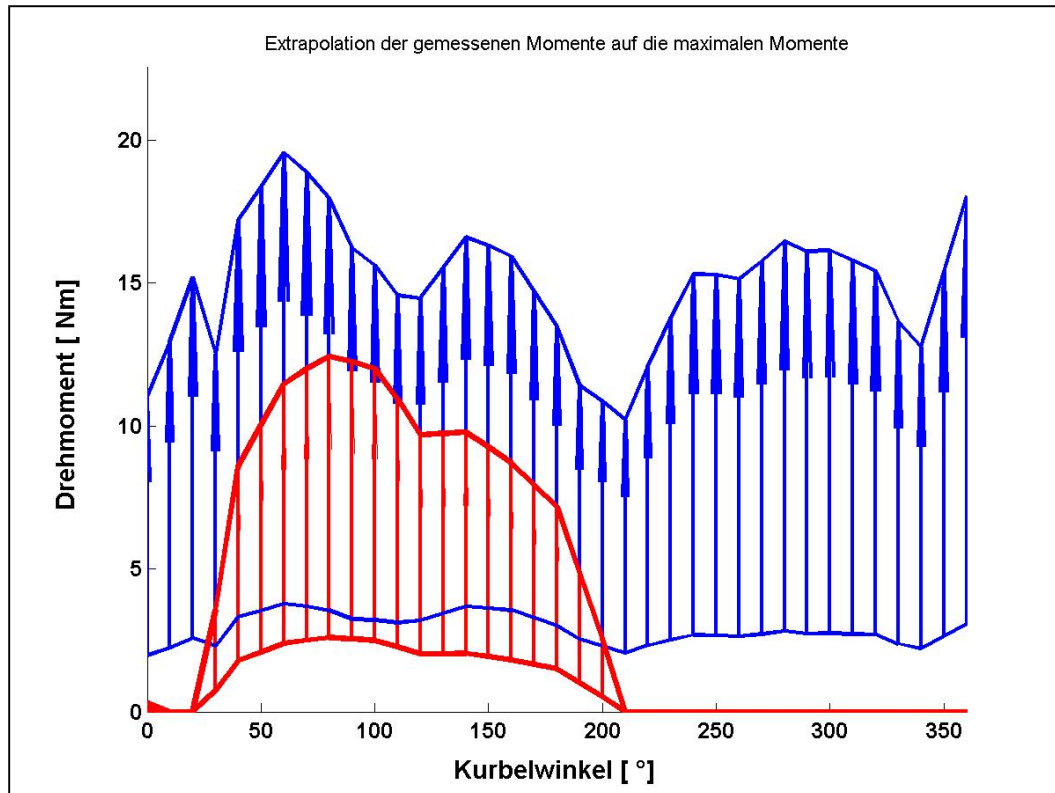


Abb.7: Extrapolation der maximalen isometrischen Drehmomente ausgehend von den gemessenen Drehmomenten. Der durch Pfeile symbolisierte Extrapolationsprozess von 75% auf 100% Stromstärke wird am Beispiel der M. quadriceps Gruppe (rot) und der positiven Summe (blau) illustriert. Zur Erklärung der positiven Halbwelle und der positiven Summe siehe auch Abb. 17.

In dem eigentlichen isometrischen Experiment stimulierten wir die sechs Muskelgruppen individuell und sequentiell (1.5 Sekunden Stimulation danach 3 Sekunden Pause). Gleichzeitig wurden die an der Kurbel ausgelösten Drehmomente gespeichert. Danach wurde die Feststellschraube gelockert und zur nächsten Winkelstellung übergegangen, wonach die Feststellschraube erneut angezogen wurde. Auf diese Weise wurden für jede Muskelgruppe die isometrischen Drehmoment Charakteristika erstellt (Abb. 17).

Der ebenfalls erfasste Versatz (Bias) stellt nichts anderes, als das durch Gravitation und Gelenk/Sehnenelastizität hervorgerufene passive isometrische Drehmoment an der Kurbel dar.

Wird der Versatz von den isometrischen Drehmomentkurven der einzelnen Muskelgruppen subtrahiert, erhält man die aktiven Moment/Winkel Charakteristika der jeweiligen Muskelgruppe (Antriebsprofil, siehe Szecsi et al., 2004).

Entsprechend (Perkins et al., 2001) werden nur die Muskeln eingeschaltet, die in Drehrichtung wirkende positive Momente erzeugen. Um die passiven elastischen Gelenkkräfte zu bestimmen, wurde aus den beschriebenen isometrischen Versatzkurven zuerst die durch Modellierung gewonnene Gravitationskomponente subtrahiert. Danach wurde ein doppelt exponentielles Elastizitätsmodell des Patientengelenkes mit Hilfe der MATLAB Optimierungsroutine *sqnonlin* bis zu einer Restvarianz von 20% angepasst (Edrich et al., 2000).

Die Kurvenanpassung wurde ausschließlich im Kurbelwinkelbereich 150°-360° durchgeführt, weil der am Anfang des Versuchs gemessene 0-150° Winkelbereich häufig überlagerte, spastische Komponenten aufwies (siehe Abb. 8).

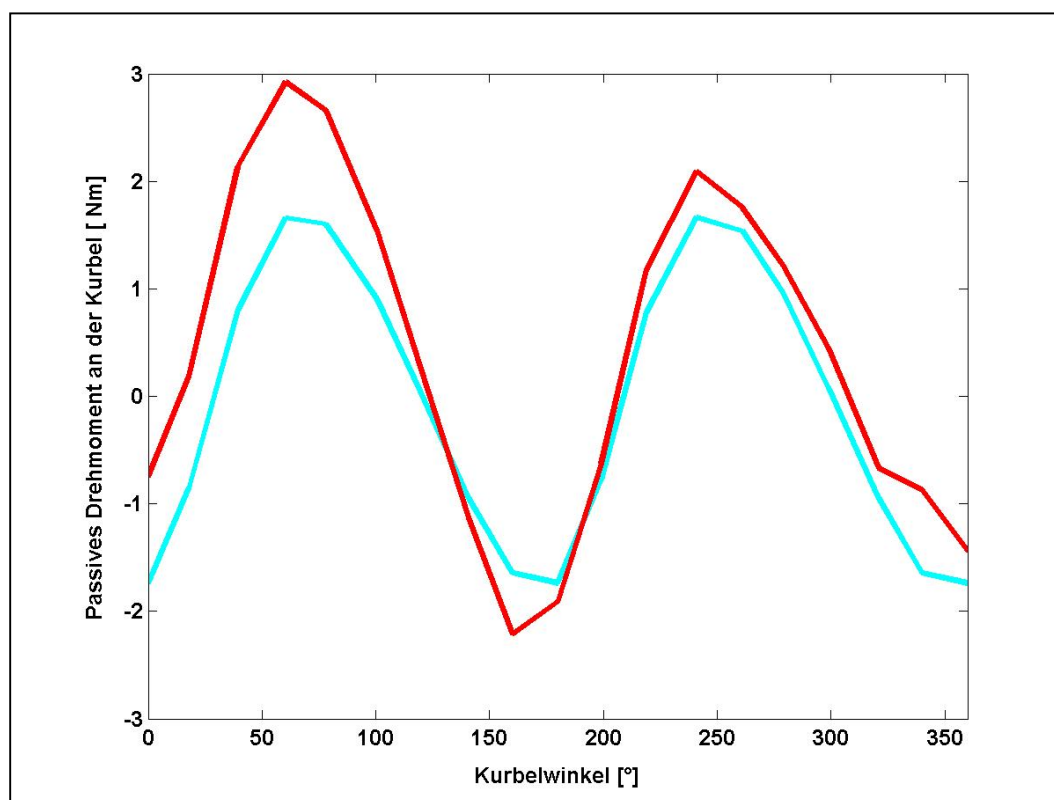


Abb. 8 Anpassung der Elastizitätskurve bei Patienten 4

Die im isometrischen Experiment gewonnene Versatzkurve (rot) entspricht dem passiven Drehmoment und enthält eine gravitationelle und eine elastische Komponente. Durch Simulation lässt sich eine theoretische passive Komponente (blau) berechnen, bestehend aus der bekannten gravitationellen und einer elastischen Komponente.

Nun wählt man die Koeffizienten der elastischen Komponente so, dass die beiden abgebildeten Kurven im Winkelbereich 150-360° übereinstimmen.

Es wird angenommen, dass

- die Elastizität ausschließlich im Hüftgelenk wirkt und
- sie von doppelt exponentieller Form ist (Mansour und Audu ,1986).

Somit führt die oben beschriebene nichtlineare Anpassung zu den in den Hüftgelenken wirkenden Elastizitäten.

2.5 Antropomorphe Messungen

Alle Patienten wurden sowohl in liegender Position (auf einer Untersuchungsliege), als auch auf dem Fahrrad sitzend gemessen. Die Überprüfung der ermittelten Ober- und Unterschenkelängen erfolgte mit Hilfe von anthropometrischen Formeln (Winter,1990). Massen und Trägheitsmomente der Ober-, Unterschenkel und Füße wurden aus dem Körpergewicht und den Ober-, Unterschenkel und Fußlängen abgeleitet. Der Hüftlagenwinkel wurde an dem auf dem Fahrrad sitzenden Patienten bestimmt.

2.6 Fahrversuche



Abb. 9: Komplett paraplegische Patientin 7 (Th 7) fährt mit Hilfe der Funktionellen Elektrostimulation das OVG-Dreirad auf dem Klinikgelände.

Nach einer zweimonatigen Einübungsphase, während der die Patienten sich mit dem FES-Radfahren vertraut machten, fanden die Fahrversuche statt (Abb. 9).

Es wurde ausschließlich an windstillen Tagen auf ebener Strecke gefahren. Zur Streckenmessung diente ein handelsüblicher Fahrradtachometer mit einer maximalen Fehlertoleranz von 50 m. Das Fahren wurde in der Anfangsphase ca. 2 Minuten lang mit einer Digitalkamera (25 Bilder/s) aufgenommen. Die Drehzahl des Kurbelrads wurde mittels Einzelbild Auswertung der Videoaufnahmen bestimmt.

Eine Multiplikation der Drehzahl mit dem Übersetzungsverhältnis ergab die lineare Fahrgeschwindigkeit in den ersten beiden Minuten (Tab. 3).

Obwohl es im Hinblick auf die Berechnung der individuellen Muskelspannung (k) unsere ursprüngliche Absicht war, die Patienten mit der gleichen Geschwindigkeit, d.h. mit gleicher Ausgangsleistung fahren zu lassen, mussten wir wegen exzessiver Schwäche mancher Patienten (unrundes Fahren) unterschiedliche Geschwindigkeiten akzeptieren.

Patient Nr.	Fahrstrecke (m)	Mittlere Fahrgeschwindigkeit (km/h)	Mittlere Drehzahl Kurbelrad (U/min)
1	1200	7.4	55
2	1300	8.1	58
3	1500	7.9	57
4	1050	8.1	58
5	950	7.8	65
6	400	7.5	65
7	1200	8.6	62

Tab. 3: Fahrstrecken und Fahrgeschwindigkeiten der untrainierten Patienten

2.7 Ergometerversuche

Als Gegenstück zu den statischen Messungen sollten die dynamischen am Fahrrad durchgeführt werden. Während die Bestimmung der Dauerleistungsgrenze beim normalen, gesunden Radfahrer während des Fahrens möglich ist, kann diese im Falle des untrainierten Paraplegikers angesichts der außergewöhnlich schwachen Kräftesituation ausschließlich am stationären Ergometer stattfinden (Abb. 10).



Abb. 10: Ergometertreten des komplett paraplegischen Patienten 3 (Th 12) mit Hilfe der Funktionellen Elektrostimulation

Um die Dauerleistungsgrenze zu erreichen, müssen Drehmoment und/oder Drehzahl z.B. durch wiederholte Anpassung so lange verringert werden, bis die Bewegung mindestens 20 Minuten lang (eigene Definition) aufrecht zu erhalten ist. Die Drehzahl kann jedoch beim paraplegischen Radfahren, aus Stabilitätsgründen der Drehbewegung, nicht unter 30-35 U/min gesenkt werden.

Es gibt ferner keine Möglichkeit, das an der Fahrradkurbel anliegende Widerstandsmoment unter den Rollwiderstand des Fahrrades zu senken.

Anders jedoch sieht es bei einem Ergometer aus. Am Motomed Viva2 ist zwar im FES-Betrieb (in der Standardausstattung) auch keine Drehzahl unter 35 U/min möglich, dafür aber beträgt das Widerstandsmoment im ersten Gang 1 Nm, während das komplette Ausschalten des Gerätes sogar ein Treten bei 0.2 Nm ermöglicht. Das eingesetzte Ergometrieprotokoll weicht absichtlich von den in der Testergometrie üblicherweise benutzten, sich durch eine stufenweise steigende Belastung auszeichnenden Protokollen ab (Löllgen et al., 1988).

Entsprechend der Zielsetzung der vorliegenden Arbeit, die durch FES erzielbaren Fahrradleistungen, die der untrainierte Paraplegiker üblicherweise im Höchstleistungsbetrieb erbringt zu untersuchen (siehe Ergebnisse), haben wir uns für ein stufenweise absteigendes Leistungsprotokoll entschieden.

Dieses enthält als letzte Stufe normalerweise eine Dauerleistungsstufe (20 Minuten), es sei denn es wurde ein Abbruchkriterium erreicht (muskuläre Erschöpfung, kardiovaskuläre Erschöpfung oder Kreislaufproblem, vom Patienten gewünschte Pause, Ende der Ambulanzzeit oder technischer Ausfall). Eine Stufe entsprach einem bestimmten von Hand eingestellten Gang. Das Motomed viva2 Ergometer besitzt 20 Gänge und das Bremsmoment eines bestimmten Ganges beträgt ca. $0.7 \times \text{Gang}$ [Nm].

Nach der im Servobetrieb (passive Bewegung der Beine mittels eines Motors) durchgeführten Aufwärmphase von ca. 5 Minuten wurde allmählich der Stimulationsstrom bis zu dem in den Rekrutierungsversuchen bestimmten Maximum hochgefahren (und der Gashebel maximal durchgedrückt fixiert).

Gleichzeitig wurde der höchste Gang eingelegt, den der Patient gerade noch bewältigen konnte (Gleichgewichtssituation, siehe Berechnung der Last und Muskelspannung). Beim Überschreiten von 55 U/Min wurde in einen höheren- und beim Unterschreiten von 35 U/Min in einen niedrigeren Gang geschaltet.

Während der Ergometerversuche wurden die in Anhang 1 dargestellten Protokollformulare verwendet, die eine Erfassung der Drehzahl, des Widerstandsmoments und der Dauer der einzelnen Stufen ermöglicht. Drehzahl und Gang sind an der Bedienoberfläche des Motomed viva2 eingestellt bzw. abgelesen worden. Anfangs- und Enddrehzahl einer Stufe ergaben durch Mittelung die „Drehzahl“ der

Stufe. Es wurden weiterhin das Abbruchkriterium (wenn es de Fall war), die Spastizität (Ashworth scale) und die Vitalparameter (RR und HR) für jede Stufe festgehalten. Die eingesetzte Spezialanfertigung des Motomed viva2 Ergometers stellte die Drehzahl und das Widerstandsmoment online zur Verfügung, deshalb konnte eine Speicherung dieser Daten (Logdateien) über einen Laptop erfolgen. Die in den Protokollformularen festgehaltenen Daten wurden nachträglich systematisch mit den Logdateien überprüft.

2.8 Bestimmung des Rollwiderstands

Zur Bestimmung des Rollwiderstands (Fahrwiderstands) wurde das bei den Patientenfahrten benutzte Dreirad mit Pedalkraftsensoren (Fa. o-tec GmbH, Kraft- und Leistungssysteme, 64625 Bensheim, Deutschland) aufgerüstet. Die beiden in den linken und rechten Kurbelarmen untergebrachten Pedalkraftsensoren bestanden aus jeweils zwei Hall-Sensoren, die sowohl die seitengetrennte Messung der Vortriebskraft (tangential) als auch die der Verlustkraft (radial) ermöglichten.

Der Rollwiderstand (einschließlich der Verlustmomente der drehenden Teile) war bei angegebener konstanter Fahrgeschwindigkeit das resultierende Drehmoment der linken und rechten Reaktionsmomente am Kurbelarm.

Die nominale Kraft betrug 1 kN und die verwendeten 10-Bit AD-Wandler lösten eine Kraft von 1 N (entsprechend 0.15 Nm Drehmoment) auf.

Eine gesunde Person fuhr dieses Dreirad im zweiten Gang (2.73 m/U) auf der ebenen Strecke (wie bei den Messfahrten) in beiden Richtungen um Niveauunterschiede auszugleichen. Die registrierten Kurbeldrehmomente (Abb. 11) wurden anschließend offline gemittelt und der auf diese Weise erhaltene Zahlenwert (5.5 Nm) wurde als Rollwiderstand des Dreirad/Patient Modells angesehen.

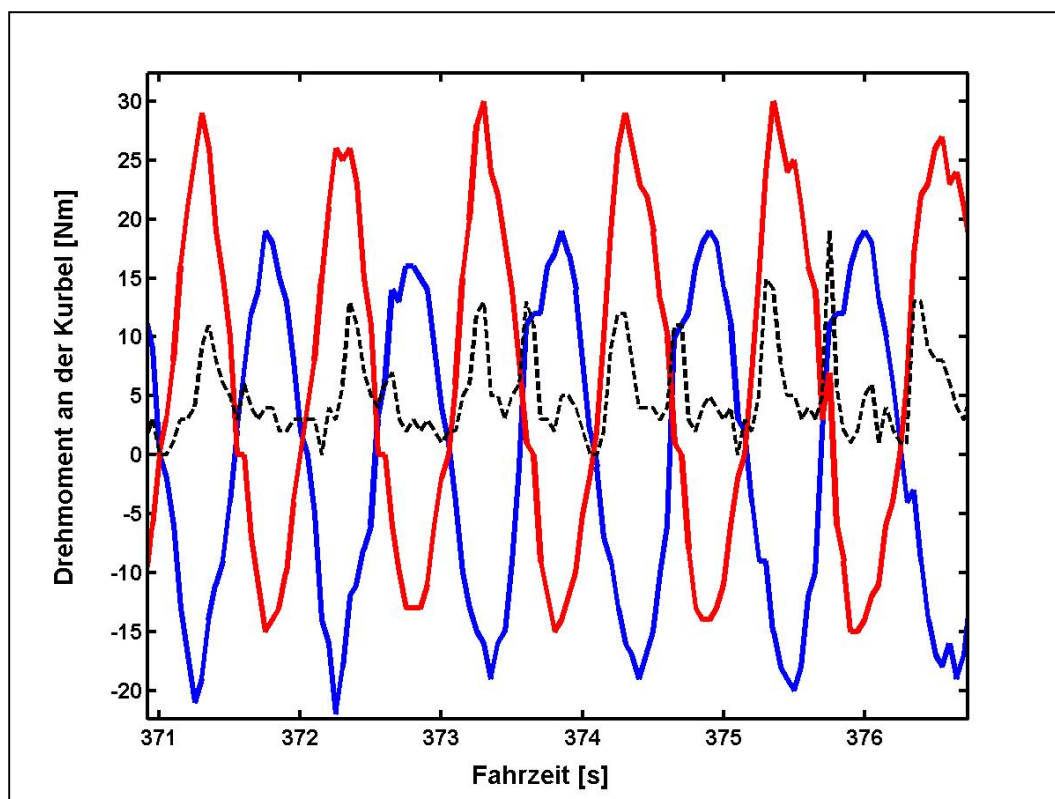


Abb. 11 Bestimmung des Rollwiderstands während der gleichmäßigen Fahrt einer Normalperson. Der Rollwiderstand wurde dem resultierenden Drehmoment (gestrichelte, schwarze Kurve) gleichgesetzt, das sich als Summe des linken (blau) und rechten (rot) Pedalmoments ergibt.

2.9 Modellierung

Die Modellierung des Fahrer/Dreirad Systems erfolgte mit Hilfe des Programmpakets Matlab (MathWorks, Natick, USA), wobei außer den durch Identifikation gewonnenen patientenspezifischen Merkmalen (aktive und passiv-elastische Drehmomente), die in der Tabelle 4 dargestellten Parameter eingeflossen sind.

Gewicht des OVG Dreirads	30,5 kg
Übersetzungsverhältnis	2-er Gang = 2,37 [m / Kurbelumdrehung]
Fahrwiderstandsmoment an der Kurbelwelle (Ebene bei Windstille)	5,5 Nm
Reibung der drehenden Teile	5%
Viskositätskoeffizient von Knie / Hüfte	1 Nms / 2 Nms (Riener & Fuhr, 1998)

Tab. 4: Technische und gemeinsame biomechanische Merkmale des Fahrer/Dreirad Systems

Die den Gelenken zugeordneten, passiven und viskosen Drehmomente wurden der Literatur entnommen, wobei aufgrund der häufig bestehenden spastischen Tonuserhöhung die höheren Viskositätswerte (Kniegelenk: 1 Nms, Hüftgelenk 2 Nms) gewählt wurden (Riener & Fuhr, 1998).

2.10 Berechnung der Last und der Muskelspannung

Die Last wurde unter der Annahme der experimentell ermittelten Fahrgeschwindigkeit und des oben angeführten Fahrwiderstandes mit Hilfe eines invers-dynamischen Modells ermittelt. Sie ist von allen technischen und anthropomorphen Parametern und natürlich von der Geschwindigkeit und dem Rollwiderstandsmoment abhängig. Da der Antrieb die maximal mögliche, positive, isometrische Drehmomentsumme und die Last das aktuell erforderliche Drehmoment darstellt, ergibt sich die Muskelspannung als das Verhältnis

$$k = \text{Last} / \text{Antrieb} .$$

Wenn dieser Zusammenhang besteht, befinden sich Antrieb und Last im Gleichgewicht (Szecsi et al., 2004).



Abb. 12. Mechanisches Prinzip des (untrainierten) paraplegischen Radfahrens: Die Zugkraft des gesunden Radfahrers reicht gerade noch aus, um die gleichmäßige Rollbewegung des PKW auf ebener Strecke aufrechtzuerhalten, Beschleunigungen sind kaum möglich.

Aus physikalischer Sicht ist die Gleichgewichtsgleichung selbstverständlich: Der maximale Antrieb (isometrische Summe) ist normalerweise größer als die Last, wobei der Patient durch entsprechendes Drücken des Gashebels (Höhe des Stimulationsstroms) den Antrieb so einstellen kann, dass Antrieb und Last einen Gleichgewichtszustand erreichen. Dies entspricht einer Skalierung des Antriebs mit der Muskelspannung ($k < 1$).

Die Last wurde ausgehend von der vorgegebenen, gleichmäßigen Drehgeschwindigkeit der Kurbel mit Hilfe eines inversen, biomechanischen Modells berechnet (siehe Simulink Modell `s_test250.mdl` im Anhang 2), wobei die Variable ‚Moment_Reck‘ (im Block ‚ergometer_resistance_eta‘ enthalten) dem Rollwiderstand (5.5 Nm) gleichgesetzt wurde. Somit ergab sich die Last als Summe der Leerlast 2.4-3.9 Nm (35-58 U/Min) + 5.5 Nm. Die Leerlast besteht aus viskoser und gravitativer Last, da die elastische Last sich über eine volle Umdrehung der Kurbel herausmittelt (Abb. 13). Während die elastische Komponente somit zu keiner Erhöhung der Last führt, erhöht die Gelenkviskosität die mittlere Last um ca. 30%.

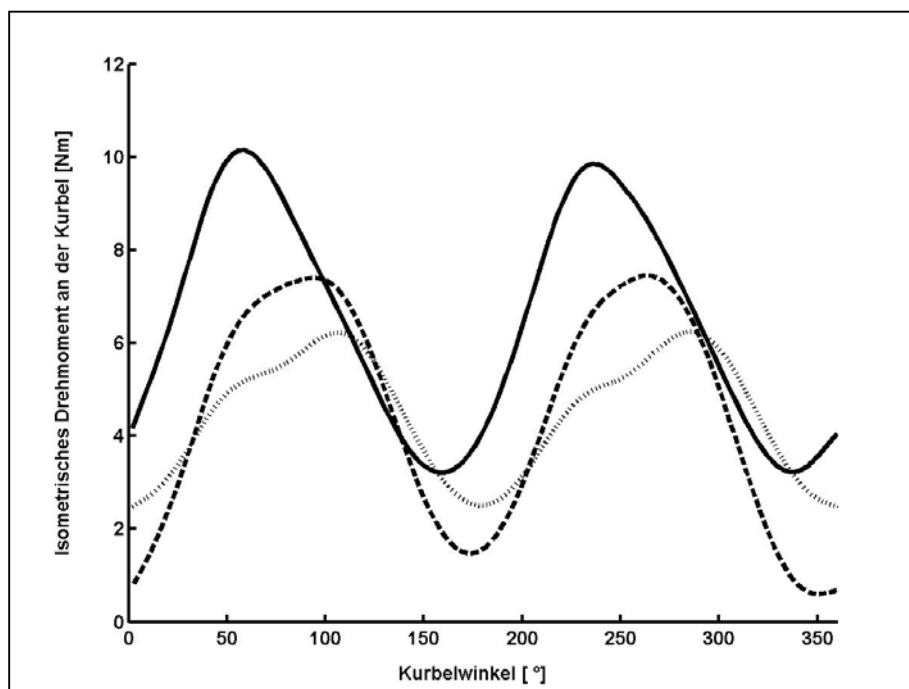


Abb. 13: Erläuterung der Anteile der vom OVG-Rad dargestellten Last bei einer Drehgeschwindigkeit der Kurbel von ca. 60 U/Min. Gepunktete Linie: rein gravitative Last; gestrichelte Linie: gravitative und elastische Last; durchgezogene Linie: gesamte Last bestehend aus gravitativer, elastischer und viskoser Last.

2.11 Darstellung der Fahrsituationen in der $k\omega$ Ebene

Wenn der Zusammenhang

$$k = \text{Last} / \text{Antrieb} .$$

besteht, dann befinden sich Antrieb und Last im Gleichgewicht und die individuelle Fahrsituation lässt sich arbeitsphysiologisch betrachtet, durch das Zahlenpaar Muskelspannung und Drehzahl (k, ω) vollständig beschreiben.

Den beiden Aspekten Kraft und Ausdauer des Patienten wird durch die Darstellung der spezifischen Leistungskurve des Fahrrads bzw. der Dauerleistungsgrenze des Patienten in der $k\omega$ -Ebene Rechnung getragen.

Unter spezifischer Leistungskurve verstehen wir den Zusammenhang zwischen der auf die maximale isometrische Kraft des Patienten bezogenen, zur Bewältigung der Last (Leerlast+Rolllast) notwendigen Muskelspannung und der Drehzahl:

$$k = \frac{\text{Leerlast} + \text{Rolllast}}{0.106 \cdot M_{\max} \cdot \omega} = \frac{3.1 \cdot 0.106 \cdot \omega + 33}{0.106 \cdot M_{\max} \cdot \omega} \quad (*)$$

$k[\]$ ist die Muskelspannung, $\omega[\frac{1}{\text{min}}]$ die Drehzahl, $M_{\max}[\text{Nm}]$ das über 0-360° gemittelte maximale isometrische Drehmoment, 3.1 [Nm] ist die über 35-60 U/min gemittelte Leerlast und 33 w ist die Ausgangsleistung bei dem gemessenen Rollwiderstand von 5.5 Nm bei der Drehzahl von 60 U/min (zweiter Gang). Die Konstante 0.106 [rad/s/U/min] dient zur Dimensionsumwandlung der Trittfrequenz. Die angeführte Formel ist eine Leistungsbilanz (*Leerlast* und *Rolllast* sind Leistungen). Zur Definition der Dauerleistungsgrenze wurde folgende Vereinbarung getroffen: Eine am Ergometer realisierte Fahrsituation (k, ω) gehört dann zur Dauerleistungsgrenze, wenn bei der Muskelspannung k sich die Drehzahl mindestens 20 Minuten lang im Bereich 35-60 U/min befand und den Mittelwert ω aufwies. Diese Punkte wurden in der $k\omega$ Ebene durch ‚+‘ gekennzeichnet (siehe Resultate, Abb. 26). Weitere Fahrsituationen (k, ω) wurden dann als solche akzeptiert, wenn sie mindestens 4 Minuten lang anhielten (und durch eine Raute gekennzeichnet). Die Zeitdauer 4 Min. entspricht der in der Sportphysiologie üblichen Definition der Mittelzeitausdauer

(Bereich von 2 bis etwa 10 Minuten (Harre, 1979; Mühlfriedel, 1979), teilweise auch zwischen 10 und 30 Minuten (Hollmann & Hettinger, 1980)).

Da die Länge der für das Radfahren geeigneten ebenen Fahrstrecke auf dem Gelände des Klinikums ca. 400 m betrug und eine mittlere Fahrgeschwindigkeit von 6 km/h anzustreben war, fiel die Wahl des Zeitlimits für die Fahrsituationen auf 4 Minuten. Das Limit von 4 Min. bezog sich lediglich auf die Ergometerfahrsituationen (Rauten in Abb. 26). Während des Dreiradfahrens im Freien (gekennzeichnet durch die eingekreisten Patientennummern) musste wegen der häufig zu kurzen Fahrzeiten letztlich ein Limit von 2 Min. akzeptiert werden.

2.12 Berechnung der Leistungen

Die Kinematik des Patient/Dreirad Systems (Winkelgeschwindigkeiten des Hüft- und Kniegelenks) wurde mit einem forward-dynamischen Modell berechnet (siehe Anhang 3). Die effektive- und die Ausgangsleistung berechneten sich dann als:

$$P = M \cdot \omega .$$

3. Ergebnisse

3.1 Isometrische Drehmomente

In den Abb. 14,15 und 16 sind die Rohdaten der an Patient 4 durchgeführten isometrischen Drehmomentmessungen beispielhaft dargestellt.

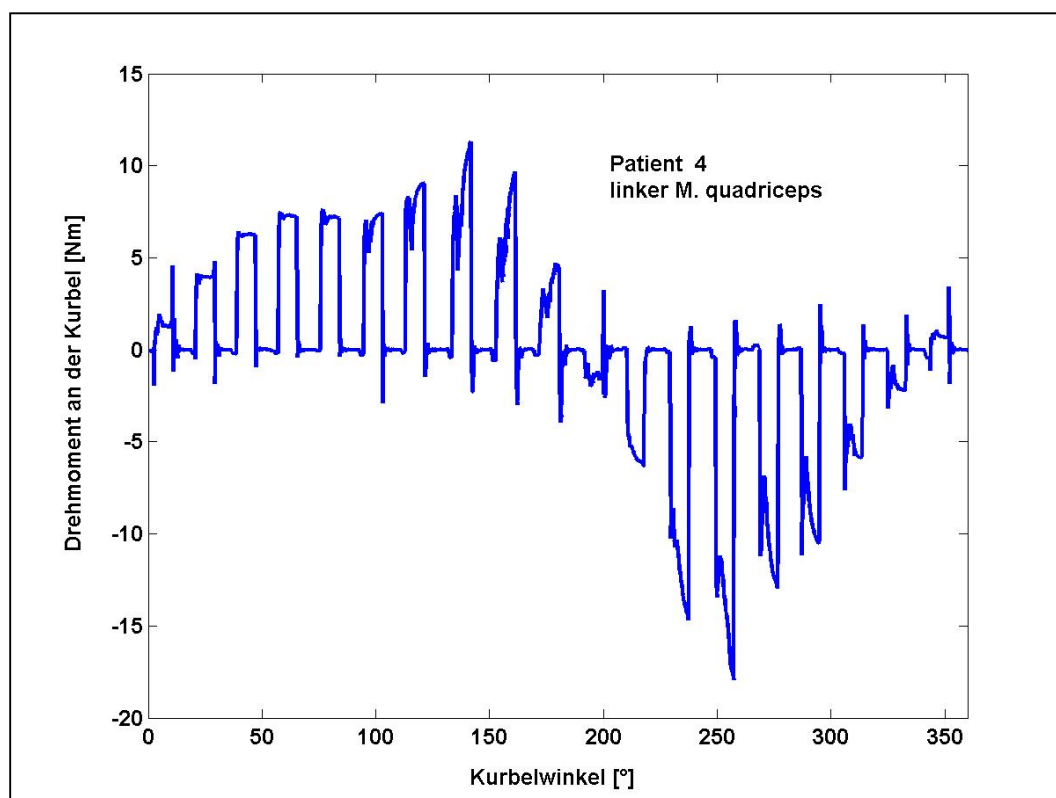


Abb. 14: Isometrische Drehmomentmessungen: Antworten des linken M. quadriceps auf die Stimulation in den 18 möglichen Pedalstellungen.

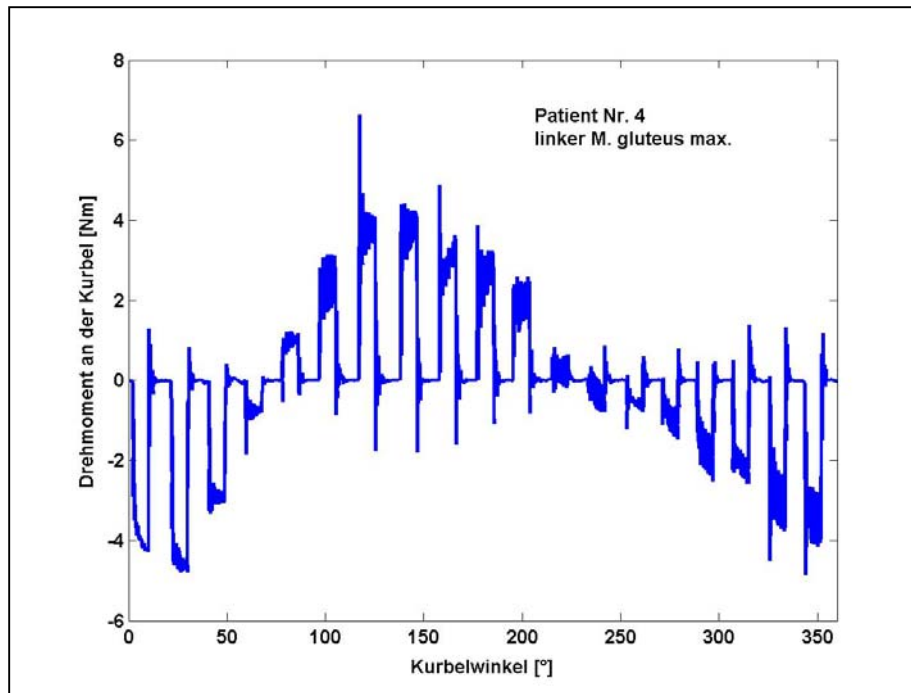


Abb. 15: Isometrische Drehmomentmessungen: Antworten des linken M. gluteus max. auf die Stimulation in den 18 möglichen Pedalstellungen

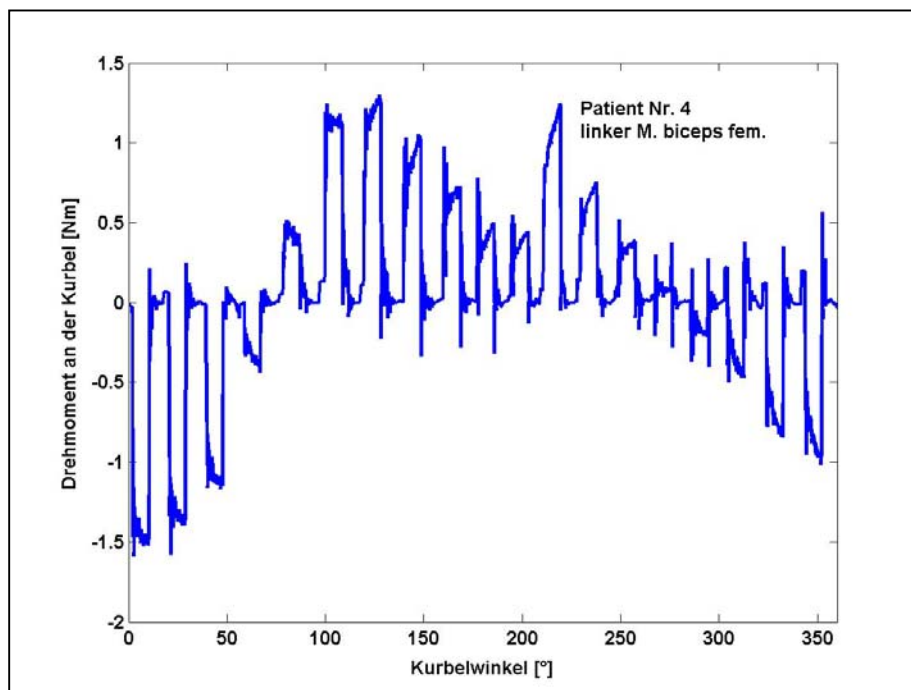


Abb. 16: Isometrische Drehmomentmessungen: Antworten des linken M. biceps fem. auf die Stimulation in den 18 möglichen Pedalstellungen.

Die aus den Rohdaten abgeleiteten, zum Vorwärtsantrieb notwendigen positiven Halbwellen der Drehmomente werden für Patienten 4 in Abb. 17 beispielhaft gezeigt. Der Vorwärtsantrieb hängt ausschließlich vom Mittelwert (über eine Umdrehung der Kurbel gemittelt) der dargestellten Summe der positiven Halbwellen ab, wobei der spezielle Verlauf dieser „positiven“ Summe nur in dem Zusammenhang von Bedeutung ist, als dass sie ein mehr oder weniger rundes Pedaltreten zur Folge hat, abhängig davon, ob Last und Antrieb mehr oder weniger übereinstimmen (Szecsi et al., 2004). Im Folgenden werden die Mittelwerte der positiven Halbwellen der 6 Muskelgruppen untersucht.

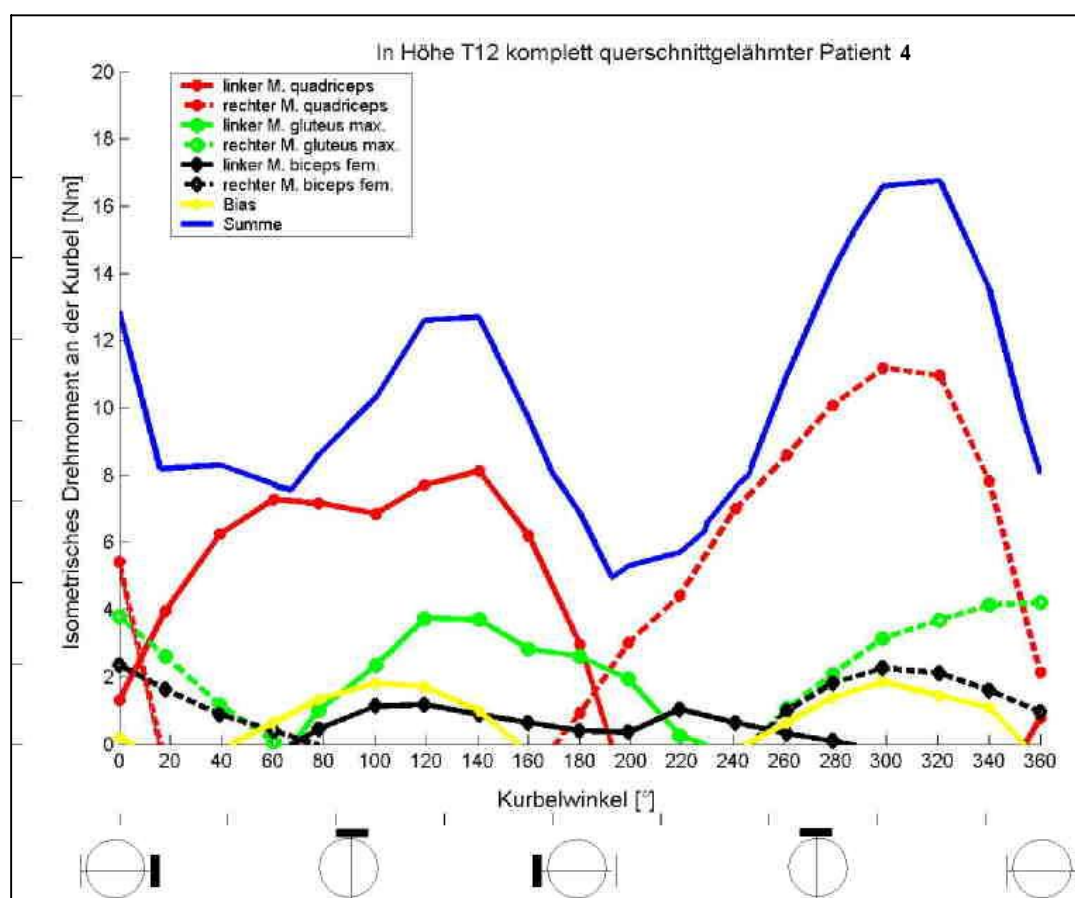


Abb. 17: In positiver Tretrichtung wirkende isometrische Drehmomente von Patient 4. In der untersten Bildzeile werden die Kurbelwinkelpositionen 0°, 90°, 180°, 270° und 360° durch illustrative Darstellung des linken Pedals (fett) erläutert. (Darstellung ohne Berücksichtigung der elektromechanischen Verzögerung von ca. 18 °)

In Abb. 18 werden die erwähnten mittleren Momente der untrainierten Gruppe (1-7) und der trainierten Patientin 8 gemeinsam dargestellt. Es wird eine deskriptive, robuste „boxplot“ Darstellung gewählt, weil man von keiner Normalverteilung der Momente ausgehen kann. Die untrainierte Gruppe bildet in dieser Darstellung die eigentliche Box mit ihren Ausläufern (Patienten 1-7 und M. gluteus von Patientin 8). Die von den M. quadriceps und M. biceps fem. erzeugten mittleren Momente der trainierten Patientin 8 sind in der gewählten Darstellung Ausreißer, wobei die Medianwerte der untrainierten Gruppe durch die Existenz der Ausreißerwerte nicht beeinflusst werden.

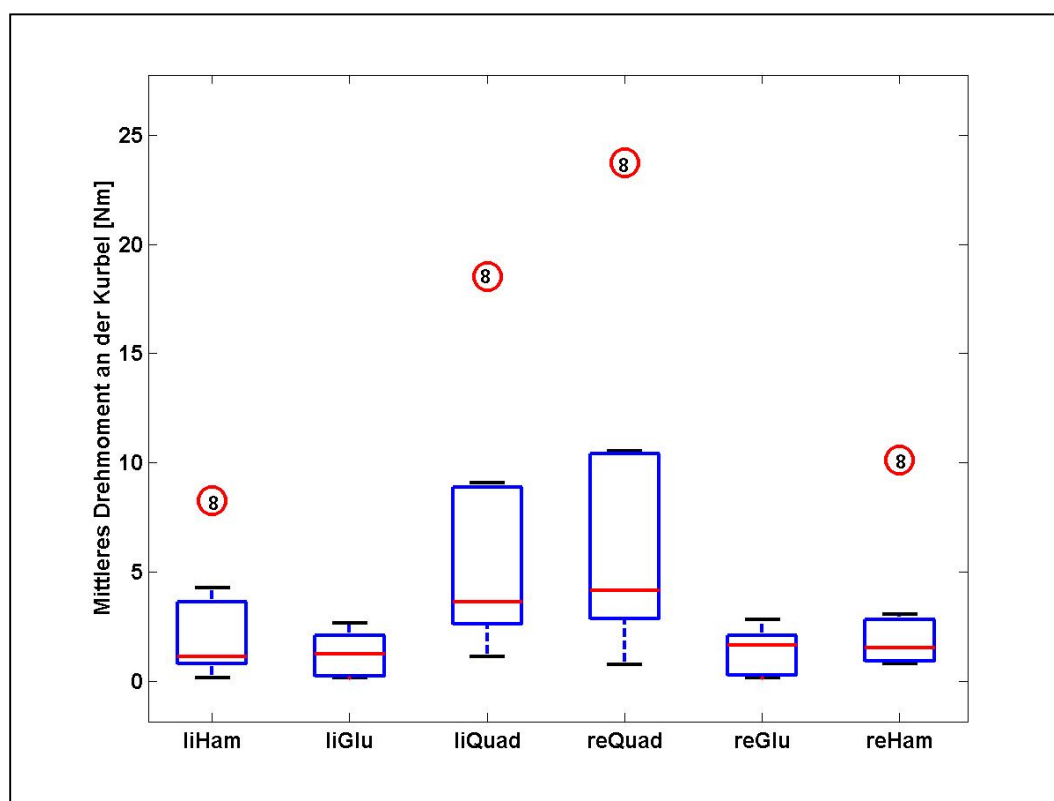


Abb. 18: Deskriptive Statistik der isometrischen Drehmomente der untrainierten Patientengruppe (1-7) und der trainierten Patientin 8. Die Medianwerte sind durch rote, waagerechte Linien, die unterste und oberste Quantile durch die Unter- und Obergekante des blauen Balkens gekennzeichnet. Der komplette Wertebereich befindet sich zwischen den schwarzen, waagerechten Linien. Die M.quadriceps und M.biceps fem. Momente der Patientin 8 sind Ausreißer; durch rote Kreise gekennzeichnet.

Die in Abb. 19 und 20 dargestellten Vergleiche der Drehmomente von Patient 3 (der „Stärkste“ in der untrainierten Gruppe 1-7) und die der trainierten Patientin 8 verdeutlichen, weshalb die mittleren Momente der Patientin 8 Ausreißer sind (Abb. 18). Die mittleren Momente der bei der trainierten Patientin 8 im Training nicht

stimulierten M. glutei befinden sich erwartungsgemäß im untrainierten Bereich (Abb. 18).

Die relative Lage der Medianwerte und der unteren und oberen Quantilen deuten auf eine ausgeprägte Schiefe („skewness“) der Verteilungen aller Muskelgruppen (mit Ausnahme vom linken Gluteus) (Abb. 18) hin. Im Hinblick auf die untrainierte Gruppe (Patienten 1-7) konnte eine ausgeprägte Variabilität der mittleren Momente nachgewiesen werden. So war z.B. der linke M. quadriceps von Patient 3 ca. 8-mal so „stark“ wie der von Patient 6 .

Abb. 18 zeigt weiterhin, dass bei der untrainierten Gruppe der M. biceps femoris und der M. gluteus maximus durchaus vergleichbare Drehmomente erzeugen. Daraus folgt, dass ein Verzicht auf die Stimulation der M. glutei mit Berufung auf die Schwäche dieser Muskelgruppe nicht berechtigt ist, und die 4-Kanal Stimulation somit der 6-Kanal Stimulation beim FES-Radfahren unterlegen ist.

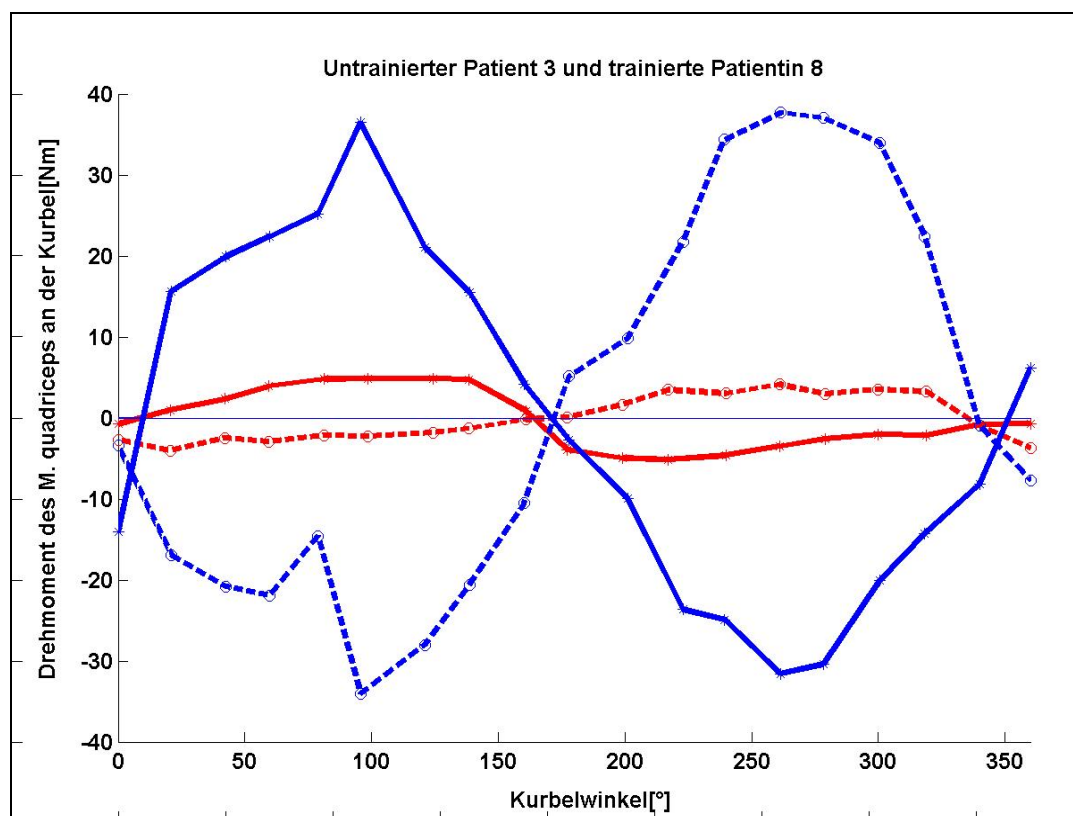


Abb. 19: Vergleich der isometrischen Drehmomente (M. quadriceps) des untrainierten Patienten 3 (rot) und der trainierten Patientin 8 (blau). Durchgezogene Linie: links, gestrichelte Linie: rechts. Die Stimulationsintensität betrug bei beiden Patienten 68 mA. Ein „Ausfahren“ dieses Stromes bis 120 mA erzeugte bei der Patientin 8 ein Spitzendrehmoment von 80 Nm links und 70 Nm rechts. Der gleiche Strom erzeugte beim Patienten 3 lediglich 6 Nm (links) und 3 Nm (rechts).

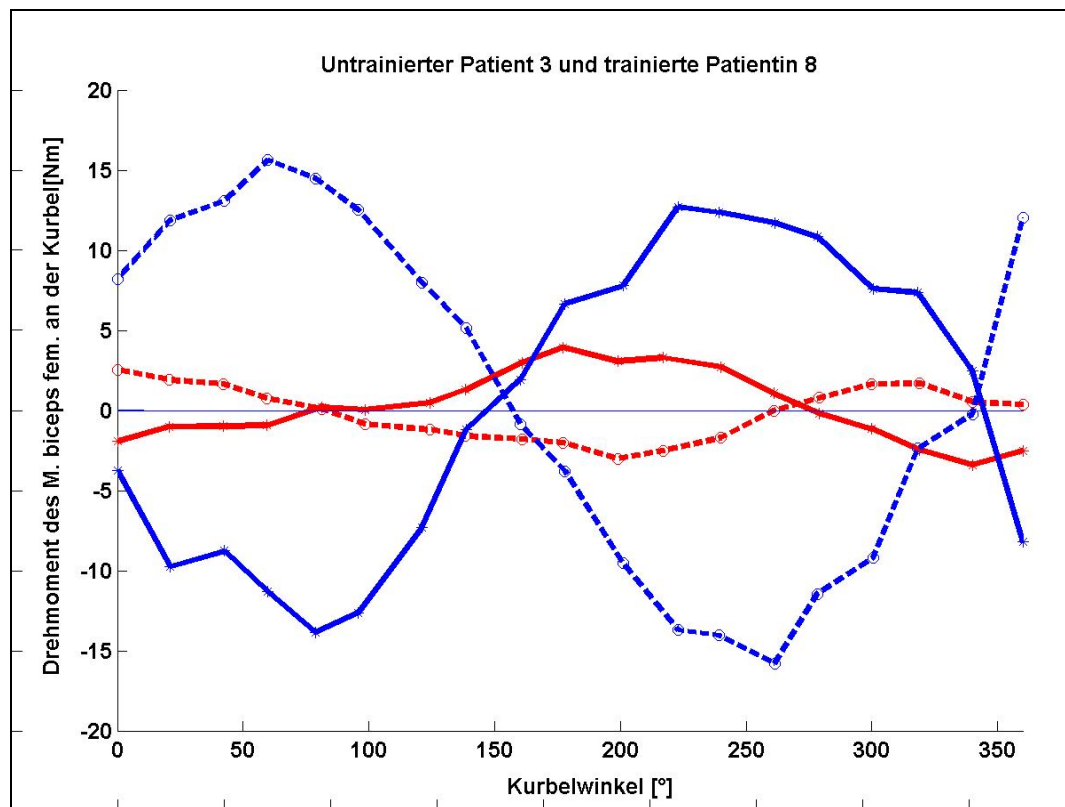


Abb. 20: Vergleich der isometrischen Drehmomente (M. biceps fem.) des untrainierten Patienten 3 (rot) und der trainierten Patientin 8 (blau) bei einem Stimulationsstrom von 50 mA. Linke Muskelgruppe: durchgezogene Linie, rechte Muskelgruppe: gestrichelte Linie. Ein „Ausfahren“ dieses Stromes bis 90 mA erzeugte bei der Patientin 8 ein Spitzendrehmoment von 55 Nm links und 34 Nm rechts. Der gleiche Strom erzeugte beim Patienten 3 lediglich 1.5 Nm (links) und 2 Nm (rechts).

Bemerkung: Während alle untrainierten Patienten eine typische Biomechanik des M. biceps fem. (Schnittpunkte der roten Kurve mit der x-Achse bei 75° und 275°) zeigten, war bei Patientin 8 eine völlig abweichende Biomechanik des M. biceps fem. (Schnittpunkte der blauen Kurven mit der x Achse bei 150° und 350°) zu sehen.

3.2 Leistungen, viskose Verluste und Wirkungsgrad

Die während des 14-wöchigen FES-Ergometertrainings erhobenen Leistungs- und Ausdauerdaten der untrainierten Patientengruppe (1-7) wurden so gruppiert, dass für jeden Patienten für jeden Monat ein Durchschnittswert berechnet wurde, unabhängig davon, wie viele Sitzungen er in diesem Monat absolviert hatte. Dadurch erhielt man für jeden Patienten 5 Verlaufswerte die man miteinander vergleichen konnte.

Da man keine Normalverteilung der Leistungen und Zeiten annehmen kann, ist wiederum die Boxplot Anzeige Methode verwendet worden, deren deskriptive Statistik ‚robust‘ ist (Abb. 21, 22 und 23).

Es zeigt sich, dass die durchschnittlichen (Abb. 21) und maximalen Leistungen (Abb. 22) der Patienten nicht steigen, weil die robusten Konfidenzintervalle überlappend bleiben. Ein zwischen Anfang (Januar) und Ende der Trainingsperiode (Mai) durchgeführter nichtparametrischer Test (der Vorzeichen-Rang-Test) zeigt dementsprechend keine signifikante Veränderung dieser Leistungen.

Die in Abb. 23 dargestellten Ausdauerzeiten zeigen zwar eine steigende Tendenz, die Differenz zwischen Januar und Mai ist aber mit einem $p=0.62$ nicht signifikant.

Gleichzeitig tritt eine Verbreiterung des Konfidenzintervalls ein, was auf personenabhängige, unterschiedliche Verläufe der Ausdauerzeit schließen lässt.

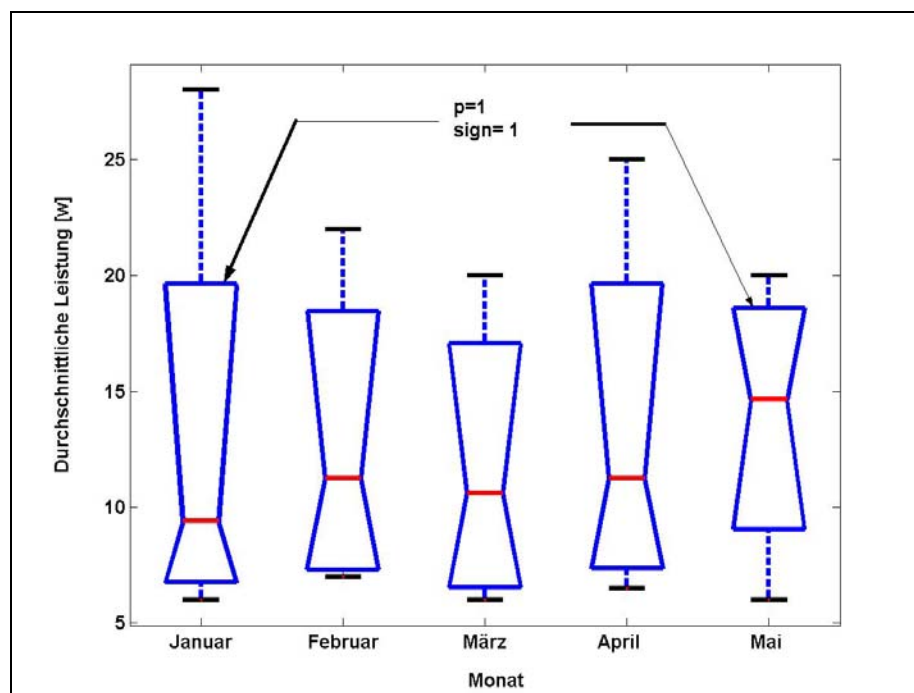


Abb. 21: Zeitverlauf der durchschnittlichen Ergometerleistung der untrainierten Patientengruppe (1-7) während der 5-monatigen Beobachtungsperiode. Die Medianwerte sind durch rote, waagerechte Linien, die untere und obere Quantile durch die Unter- und Oberkante des blauen Balkens gekennzeichnet. Der komplette Wertebereich befindet sich zwischen den schwarzen, waagerechten Linien. Die Einkerbungen stellen die robusten Konfidenzintervalle der Medianwerte dar. Anfangs- und Endstatus der Trainingsperiode wurden mit einem Vorzeichen Rangtest (Statistikwert sign=1) verglichen. Die Differenz ist nicht signifikant ($p=1.0$).

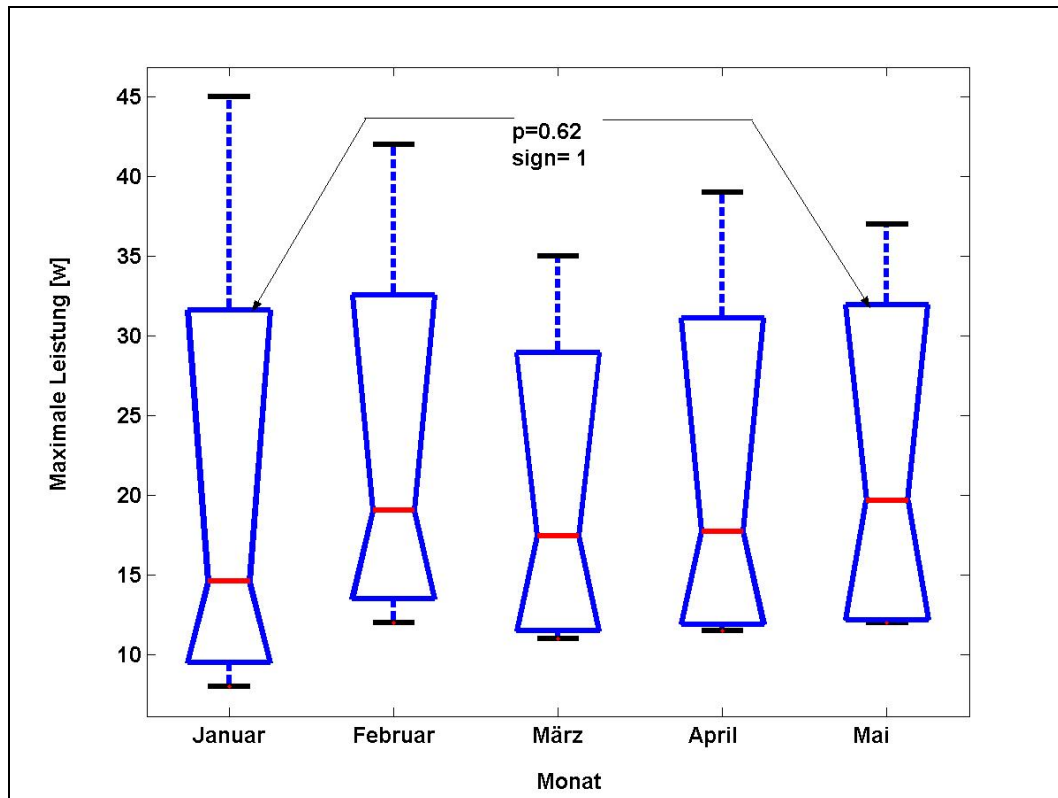


Abb. 22: Zeitverlauf der maximalen Ergometerleistung der untrainierten Patientengruppe (1-7) während der 5-monatigen Beobachtungsperiode.

Die Medianwerte sind durch rote, waagerechte Linien, die untere und obere Quantile durch die Unter- und Oberkante des blauen Balkens gekennzeichnet. Der komplette Wertebereich befindet sich zwischen den schwarzen, waagerechten Linien. Die Einkerbungen stellen die robusten Konfidenzintervalle der Medianwerte dar.

Anfangs- und Endstatus der Trainingsperiode wurden mit einem Vorzeichen Rangtest (Statistikwert $\text{sign}=1$) verglichen. Die Differenz ist nicht signifikant ($p=0.62$).

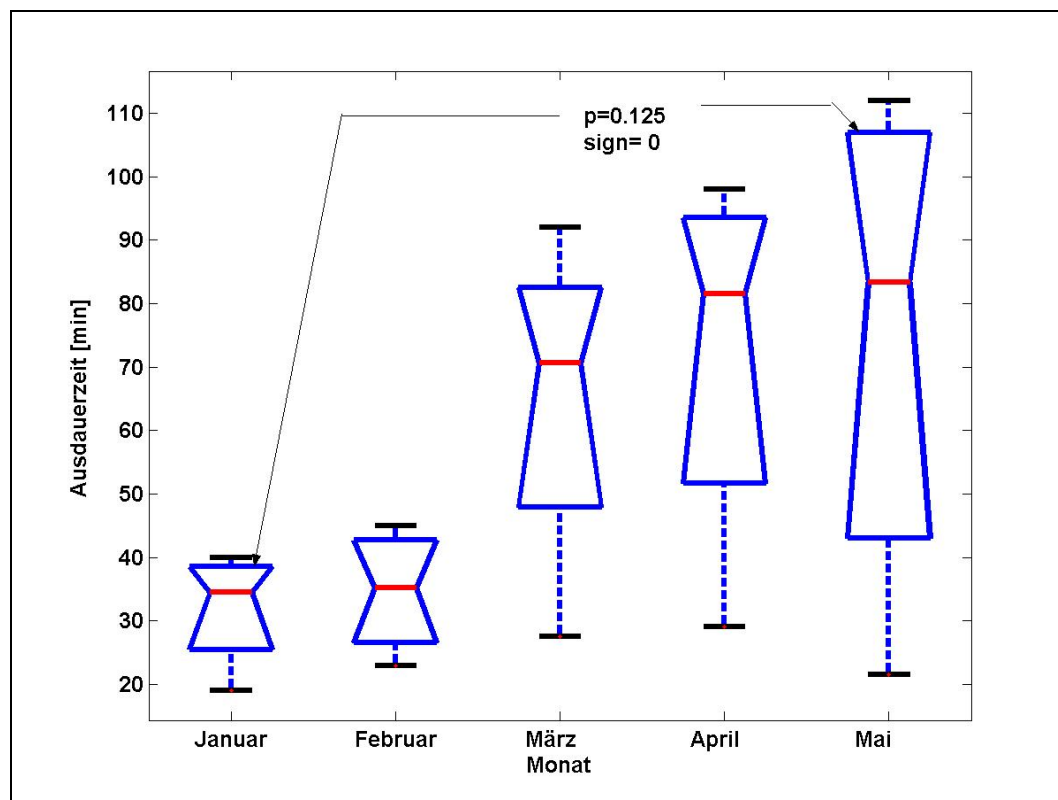


Abb. 23: Verlauf der FES-Ergometer-Ausdauerzeit der untrainierten Patientengruppe (1-7) während der 5-monatigen Beobachtungsperiode. Die Medianwerte sind durch rote, waagerechte Linien, die untere und obere Quantile durch die Unter- und Oberkante des blauen Balkens gekennzeichnet. Der komplette Wertebereich befindet sich zwischen den schwarzen, waagerechten Linien. Die Einkerbungen stellen die robusten Konfidenzintervalle der Medianwerte dar. Anfangs- und Endstatus der Trainingsperiode sind mit einem Vorzeichen-Rangtest (Statistikwert sign=0) verglichen worden. Die Differenz ist nicht signifikant ($p=0.125$).

Die während des FES-Radfahrens erbrachten maximalen Leistungen der untrainierten Gruppe (1-7, über 2 Minuten gemittelt), die sich aus der Modellrechnung ergaben, werden in Abb. 24 dargestellt. Es zeigt sich, dass der Gruppenmittelwert von ca. 21 W gut mit dem Gruppenmedianwert der Höchstleistungen im Ergometertraining übereinstimmt (in Abb. 22, ca. 20 W).

Die viskosen Verluste betragen rund 30% der effektiven Muskelleistung.

Die über 0° - 360° berechnete, mittlere, interne Leistung berücksichtigt nur die viskosen Gelenkverluste. Dies entspricht der Tatsache, dass ca. 30% des von den Muskeln entwickelten aktiven Kurbelmoments durch das viskose Reibungsmoment aufgebraucht werden (siehe auch Abb. 13). Der Wirkungsgrad bezieht sich auf die Umwandlung der in den Gelenken erzeugten Leistung in die am Kurbelrad wirkenden

mechanischen Leistung. Sie ist weder mit der Umwandlung metabolische Energie/mechanische Energie, noch mit dem durch die drehenden Teile des Fahrrads verursachten Verlust von ca. 1-5% zu verwechseln (Gressmann,1990) .

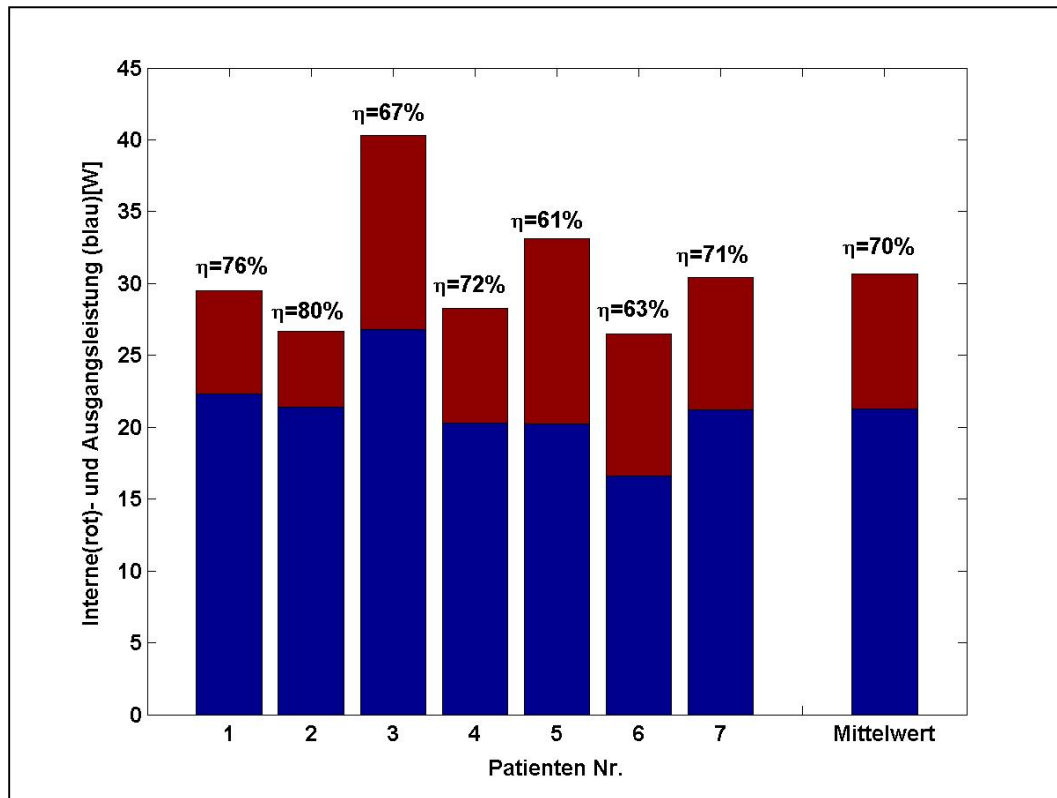


Abb. 24: Die für das FES-Radfahren berechneten internen und Ausgangsleistungen der Patienten, einschließlich des Mittelwertes der untrainierten Gruppe (1-7). Die mechanischen Wirkungsgrade η sind auf die entsprechenden Balken geschrieben.

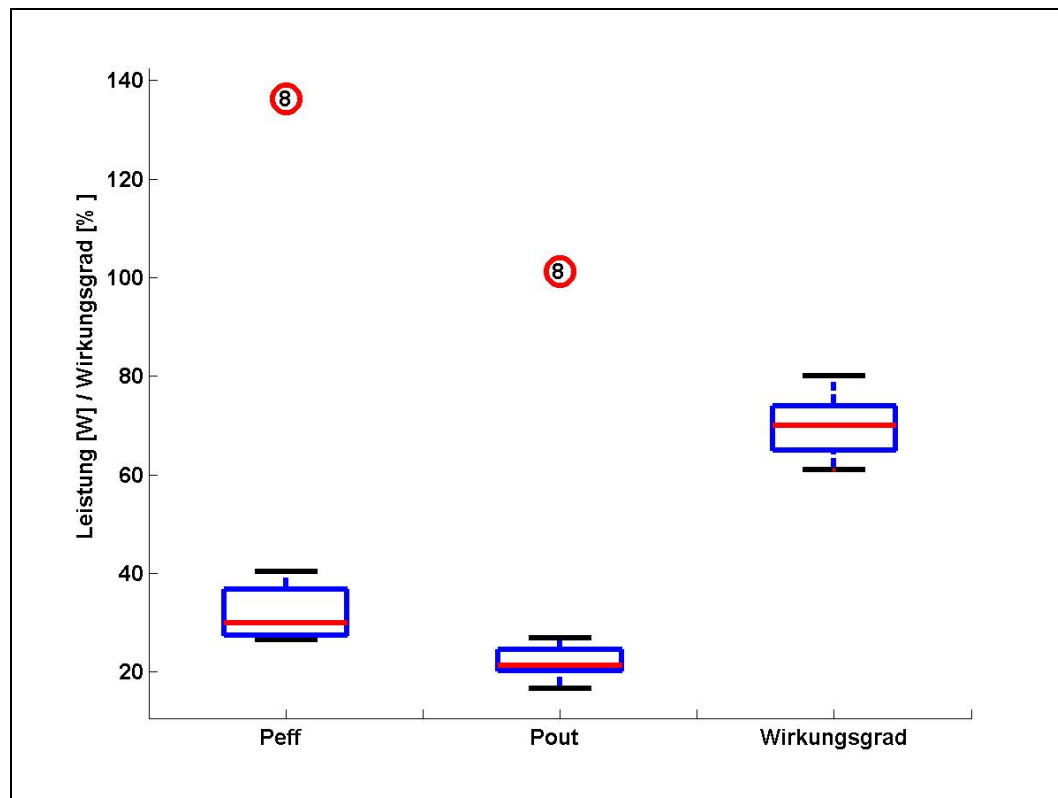


Abb. 25: Deskriptive Statistik der effektiven (Peff) und Ausgangsleistungen (Pout) während des FES-Radfahrens der untrainierten Patientengruppe (1-7) und der trainierten Patientin 8. Die Medianwerte sind durch rote, waagerechte Linien, die untere und obere Quantile durch die Unter- und Oberkante des blauen Balkens gekennzeichnet. Der komplette Wertebereich befindet sich zwischen den schwarzen, waagerechten Linien. Die effektive Leistung und die Ausgangsleistung der Patientin 8 sind Ausreißer, gekennzeichnet durch rote Kreise.

In Abb. 25 werden die berechneten FES-Radfahrleistungen der untrainierten Gruppe (1-7) mit denen der trainierten Patientin 8 verglichen und graphisch dargestellt. Es zeigt sich, dass die effektiven und Ausgangsleistungen der Patientin 8 deutlich höher sind, während der mechanische Wirkungsgrad erwartungsgemäß - unabhängig von der absoluten Höhe der Leistung (d.h. des Trainingszustands) - rund 70% beträgt.

3.3 Konstruktion der Dauerleistungsgrenze und der Ermüdungsrate

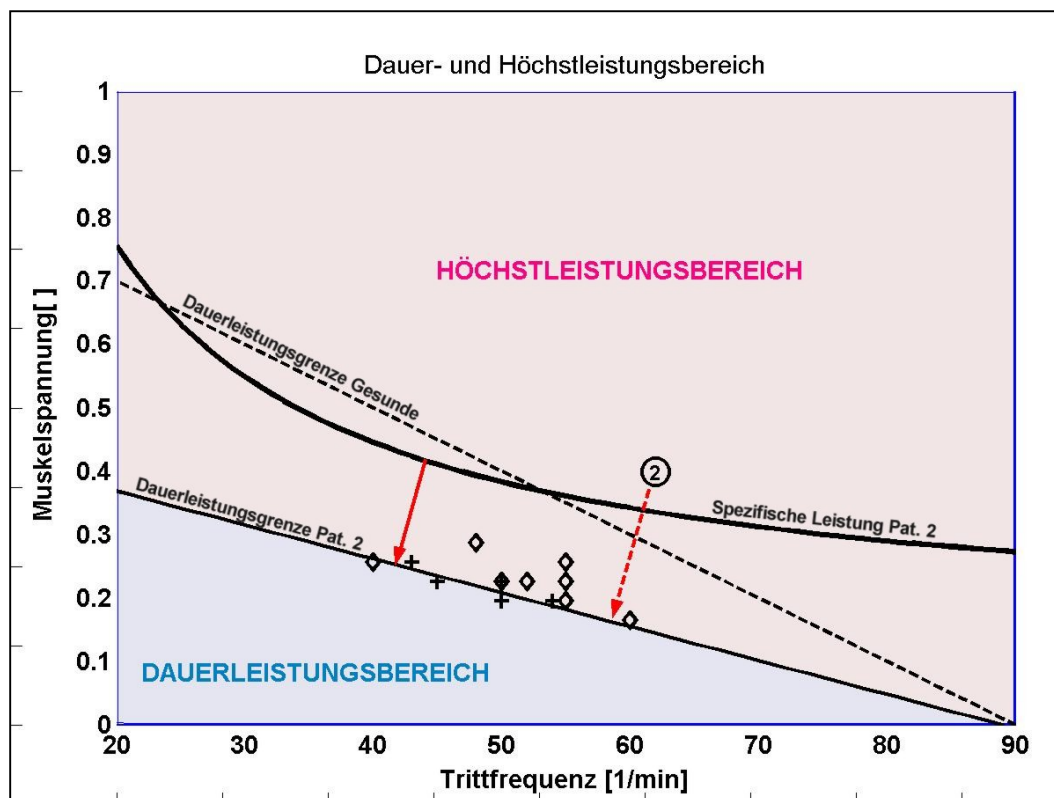


Abb. 26: Konstruktion der Dauerleistungsgrenze und Definition des individuellen Aufwands und der Fahrfähigkeit, illustriert am Beispiel des Patienten 2.

Die Rauten stellen die Ergometer-Fahrsituationen dar, in denen bei konstantem Bremsmoment des Ergometers (Gang) die Drehgeschwindigkeit mindestens 4 Minuten lang beibehalten werden konnte. Die Kreuze stellen die „eingeschwungenen“ Fahrsituationen im Dauerzustand dar. In diesen Situationen erfolgte das Ergometer-Fahren mindestens 20 Minuten bei konstantem Widerstand und Drehgeschwindigkeit (Trittfrequenz). Die durchgezogene Gerade ist die durch lineare Regression berechnete Dauerleistungsgrenze des paraplegischen Patienten 2, die gestrichelte Gerade ist die Dauerleistungsgrenze des gesunden Radfahrers, die durchgezogene Kurve ist die normalisierte Leistungskurve des Patienten 2. Das Radfahren des Patienten 2 im Freien wurde durch die eingekreiste Ziffer 2 gekennzeichnet. Die roten Pfeile symbolisieren den individuellen Aufwand in einer speziellen Radfahrsituation (gestrichelt) und die Radfahrfähigkeit des Patienten (durchgezogen). Der individuelle Aufwand beträgt in diesem Falle -0.25 1/min und die Fahrfähigkeit -0.17 1/min. Die Dauerleistungsgrenze gesunder Personen wurde der Literatur entnommen (Astrand & Rodahl, 1989).

Es ist zu erwarten, dass die Patienten 1-8 unterschiedliche normierte Leistungskurven und Dauerleistungsgrenzen haben. Die mit der Formel (*, siehe Abschnitt:

„Darstellung der Fahrsituationen in der $k\omega$ -Ebene“) berechnete normierte Leistung (siehe z.B. Abb. 25) ist im wesentlichen vom maximalen isometrischen Drehmoment abhängig, dessen interindividuelle Streuung aus Abb. 18 abzulesen ist. Im Folgenden

wird die Untersuchung der interindividuellen Variabilität der Dauerleistungsgrenze in den Vordergrund gestellt.

Jeder möglichen Fahrsituation des Patienten (Punkte der $k\omega$ -Ebene) kann jeweils ein individueller Aufwand zugeordnet werden (Abstand von der Dauerleistungsgrenze). Der Punkt der normierten Leistungskurve der der Dauerleistungsgrenze am nächsten liegt, ist die optimale Fahrsituation. Der zur optimalen Fahrsituation gehörende individuelle Aufwand wird Radfahrfähigkeit des Patienten genannt. Die Radfahrfähigkeit ist also der zum Radfahren notwendige minimale (Absolutwert) individuelle Aufwand.

3.4 Dauerleistungsgrenzen untrainierter Paraplegiker

Die Dauerleistungsgrenze wird für die Patienten 1-6 und 8 anhand der in Abb. 26 geschilderten Methodik definiert (Abb. 27). Im Falle der extrem schwachen Patientin 7 kann die Dauerleistungsgrenze nicht konstruiert werden, da die Trittfrequenz des Ergometers selbst im Leerlauf nicht länger als 3 Min gehalten werden konnte.

Abb. 27 zeigt, dass die Dauerleistungsgrenzen der 6 chronisch untrainierten Patienten (1-6) eine kompakte Schar von Geraden bilden, die alle geringere Steigungen besitzen als die Dauerleistungsgrenze von Gesunden und die Dauerleistungsgrenze der trainierten Patientin 8.

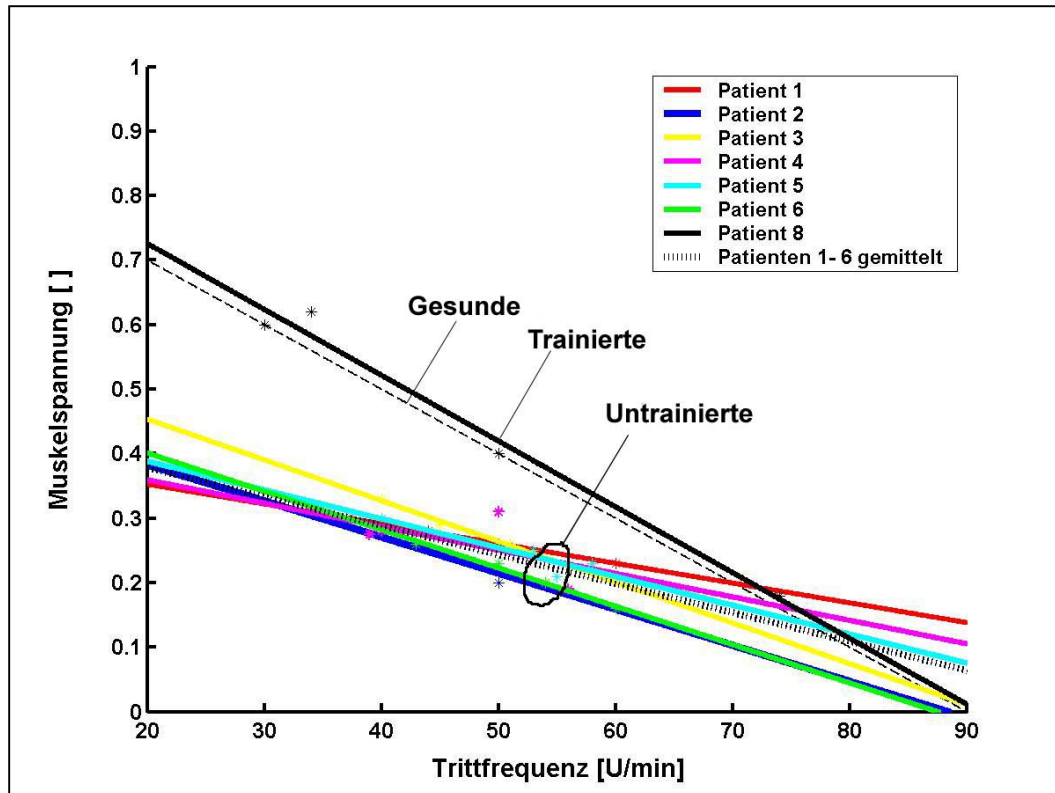


Abb. 27: Die Dauerleistungsgrenzen der n=7 Patienten (1-6 und 8)

Die dicke, gestrichelte Gerade wurde durch eine gemeinsame Regression (common regression) der 6 Regressionsgeraden erzeugt. Sie stellt so etwas wie die „paraplegische“ Dauerleistungsgrenze der untrainierten, chronischen Paraplegiker dar. Die Dauerleistungsgrenze der trainierten Patientin 8 (schwarze, durchgezogene Gerade) stimmt mit der gesunder Personen (in etwa) überein (schwarze, gestrichelte Gerade). Jede Dauerleistungsgrenze wird anhand von 4 Ergometer-Fahrsituationen, die im Dauerbetrieb mindestens 20 Minuten lang ohne Trittfrequenz-Verlust aufrechterhalten werden konnten, bestimmt. Diese Fahrsituationen werden mit gleichfarbigen Sternen gekennzeichnet.

Zur Untersuchung der Frage ob die Gesamtheit der „paraplegischen“ Patienten (1-6 und 8) ähnlich der gesunden Population durch eine Dauerleistungsgrenze beschrieben werden kann (bzw. gibt es eine interindividuelle Variabilität der paraplegischen Dauerleistungsgrenze?), wurden vorerst die Steigungen β_i der Dauerleistungsgrenze verglichen.

Die statistischen Hypothesen sind (Zar,1999):

$$H0_{1}: \beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = \beta_4 = \beta_5 = \beta_6 = \beta_8; \quad (1)$$

HA₁: Die Steigungen $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5, \beta_6$ und β_8 sind unterschiedlich.

	$\sum n^2$	$\sum n \cdot k$	$\sum k^2$	Restvarianz	Residuale FG
Regression 1	A1=284,75	B1=-0,87	C1=0,0027	SS1=1,58E-06	DF1=2
Regression 2	A2=152,75	B2=-0,86	C2=0,0051	SS2=3,14E-04	DF2=2
Regression 3	A3=84,75	B3=-0,57	C3=0,0039	SS3=7,49E-05	DF3=2
Regression 4	A4=200,75	B4=-0,73	C4=0,008	SS4=5,30E-03	DF4=2
Regression 5	A5=189	B5=-0,85	C5=0,0045	SS5=6,97E-04	DF5=2
Regression 6	A6=152,75	B6=-0,91	C6=0,0055	SS6=8,35E-05	DF6=2
Regression 8	A8=1196	B8=-12,2	C8=0,13	SS8=2,40E-03	DF8=2
„gepoolte“ Regression 1-6				SSp=6,50E-03	DFp=12
„gemeinsame“ Regression 1-6	Ac=1064	Bc=-4,78	Cc=0,03	SSc=8,10E-03	DFc=17
„gepoolte“ Regression 1-6 und 8				SSp=8,80E-03	DFp=14
„gemeinsame“ Regression 1-6 und 8	Ac=2261	Bc=-16,98	Cc=0,16	SSc=2,89E-02	DFc=20

Tab. 4: Statistische Varianzanalyse der Steigungen der Dauerleistungsgrenzen der Patienten. Regression 1-6 stellen die für die Patienten 1-6 durchgeführten Regressionsrechnungen dar. Die Tabelle fasst die zur Überprüfung der statistischen Hypothesen (1) und (2) notwendigen Rechnungen zusammen. Die Abkürzung FG steht für Freiheitsgrade, $\sum n^2$, $\sum n \cdot k$ und $\sum k^2$ für die Kreuzprodukte der Abweichungen vom Mittelwert der Trittfrequenz n und Muskelspannung k.

Die Restvarianzen wurden aufgrund der folgenden Formeln berechnet (siehe Tab. 4).

$$SS_i = C_i - \frac{B_i^2}{A_i} \quad i = 1, 2, \dots, 6, 8, c;$$

$$SS_p = \sum_{i=1, 2, \dots}^{6, 8} SS_i = 8,8 \cdot 10^{-3}.$$

Die Anzahl der Freiheitsgrade ergibt sich im Falle der „gepoolten“ Regression als

$$DF_p = \sum_{i=1,2,..}^{6,8} DF_i = 14 .$$

Der F-Wert der Statistik wird im Falle von 7 Dauerleistungsgrenzen:

$$F = \frac{\left(\frac{SS_c - SS_p}{7-1} \right)}{\frac{SS_p}{DF_p}} = 5.29$$

Aufgrund von $F_{0.01(2),6,14} = 5.26$ ($0.01 < p < 0.005$) wird die Nullhypothese abgelehnt, d.h. es gibt keine allgemeingültige „paraplegische“ Dauerleistungsgrenze. Anders jedoch sieht die Situation im Falle der untrainierten (wenig trainierten), paraplegischen Patienten aus. Die statistischen Hypothesen sind jetzt:

$$H0_2: \beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = \beta_4 = \beta_5 = \beta_6; \quad (2)$$

HA_2: Die Steigungen $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$ und β_6 sind unterschiedlich.

Diese Rechnungen ergeben im Falle der untrainierten Gruppe bestehend aus

$i = 1, 2, \dots, 6, c$ einen F-Wert von:

$$F = \frac{\left(\frac{SS_c - SS_p}{6-1} \right)}{\frac{SS_p}{DF_p}} = 0.61$$

Aufgrund von $F_{0.05(2),5,12} = 3.89$ ($p > 0.5$) wird die Nullhypothese akzeptiert, d.h. es ist anzunehmen, dass die Patienten 1-6 aus der gleichen Population kommen. Diese Population besitzt eine gemeinsame Dauerleistungsgrenze, die in Abb. 27 als „paraplegische“ Dauerleistungsgrenze der untrainierten Patienten bezeichnet und mit dicker, gestrichelter Linie dargestellt wurde.

Von der Feststellung ausgehend, dass HA1 und H02 gleichzeitig richtig sind, stellt sich die Frage, ob es zwei unterschiedliche Dauerleistungsgrenzen gibt, einerseits die der untrainierten Gruppe (1-6) und andererseits die der trainierten Patientin 8 (die mit der „normalen“ Dauerleistungsgrenze identisch ist).

Es ist jedoch zu betonen, dass die Teilnehmer der vorliegenden Studie einerseits komplett untrainiert waren (Patienten 1-6) und die Patientin 8 andererseits außergewöhnlich gut trainiert war, und somit in Wirklichkeit auch mit „halbwegs gut“ trainierten, paraplegischen Radfahrern zu rechnen ist.

Diese würden möglicherweise den zwischen der Dauerleistungsgrenze-Schar der untrainierten und der Dauerleistungsgrenze der trainierten Patientin befindlichen leeren Raum ausfüllen (siehe Abb. 27).

Es ist also zu erwarten, dass die „untrainierten“ Patienten keine homogene Gruppe (die der „Untrainierten“) bilden, sondern, dass es selbst im Falle unserer untrainierten Gruppe unterschiedliche Nuancen des Trainingsstatus geben könnte.

Zur Klärung dieser Fragen wurde ein a'posteriori Kontrast-Test durchgeführt - der Dunnett-Test (Zar, J.H.,1999).

Dieser Test führt (in unserem speziellen Fall) multiple Vergleiche zwischen den Steigungen der Regressionsgeraden durch (die die Dauerleistungsgrenze repräsentieren), wobei die eine Regressionsgerade (die „normale“ Dauerleistungsgrenze) als Kontrolle dient. Es werden ausschließlich Vergleiche zwischen der Kontrolle und allen anderen Regressionsgeraden durchgeführt. Es werden wieder die 7 Patienten (1-6 und 8) herangezogen.

Die Anzahl der Dauerleistungsgrenze-Meßpunkte ist entsprechend

$$n_1 = n_2 = n_3 = n_4 = n_5 = n_6 = 4 \text{ und für die Kontrolle: } n_8 = 4 .$$

Die Teststatistik q ist in diesem Falle:

$$q = \frac{b_i - b_8}{SE_i} ; \quad i = 1,2...6 ;$$

wobei b die Schätzungen der Steigungen sind und SE der Standardfehler:

$$SE_i = \sqrt{\left(\frac{SS_p}{DF_p}\right) \cdot \left[\frac{1}{A_i} + \frac{1}{A_8}\right]} ; \quad i = 1,2...6$$

Die weiteren Bezeichnungen sind Tab. 4 zu entnehmen.

Mit einem $DF_p = 14$ erhielten wir (2-seitiger Dunnett-Test):

Vergleich i vs. 8	Differenz $b_i - b_8$	SE	q	$q_{\alpha(2),14,7}$	Folgerung
1 vs. 8**	0.0071	0.0017	4.31	3.40 ($\alpha = 0.01$)	$\beta_1 \neq \beta_8$
2 vs. 8	0.0046	0.0022	2.13		$\beta_2 = \beta_8$
3 vs. 8	0.0035	0.0028	1.24		$\beta_3 = \beta_8$
4 vs. 8*	0.0066	0.0019	3.43	2.53 ($\alpha = 0.05$)	$\beta_4 \neq \beta_8$
5 vs. 8*	0.0057	0.0020	2.91	2.53 ($\alpha = 0.05$)	$\beta_5 \neq \beta_8$
6 vs 8.	0.0043	0.0022	1.97		$\beta_6 = \beta_8$

Tab. 5: Durchführung des Dunnett-Test an den Patienten 1-6 und 8.

Der in Tabelle 5 durchgeführte Dunnett-Test beweist mit einer Signifikanz von $p < 0.05$, dass die Dauerleistungsgrenze der Patienten 1, 4 und 5 von der Kontroll-Dauerleistungsgrenze gesunder Personen abweicht, während die Dauerleistungsgrenze der Patienten 2, 3 und 6 von der Kontroll-Dauerleistungsgrenze nicht signifikativ abweichen.

Somit folgt aus H_{A1} , H_{02} folgende Populationszugehörigkeit: $\{8\}$ und $\{1, 2, 3, 4, 5, 6\}$, während der Dunnett-Test auf $\{8, 2, 3, 6\}$ und $\{1, 4, 5\}$ schließen lässt.

Die Erklärung ist, dass varianzanalytische Tests höhere Sensitivität besitzen als die mehrfachen Vergleichstests (Zar, 1999, Seite 216) und somit die Populationszugehörigkeit $\{8\}$ und $\{1, 2, 3, 4, 5, 6\}$ anzunehmen ist.

Somit ist davon auszugehen, dass die Dauerleistungsgrenze untrainierter, chronisch paraplegischer Patienten signifikant von der Dauerleistungsgrenze „normaler“ Personen abweicht.

3.5 Anwendung der arbeitsphysiologischen Methodik zur Beurteilung der Fahrfähigkeit unterschiedlich trainierter, querschnittgelähmter Patienten

Die Lagen von Dauerleistungsgrenze und normalisierter Leistungskurve beschreiben die FES-Radfahrfähigkeit des einzelnen Patienten. In Abb. 28 sind die gemittelten Fahrsituationen dreier Patienten (2,3 aus der untrainierten Gruppe und die trainierte Patientin 8) dargestellt. Im Falle des Patienten 2 kreuzen sich die Dauerleistungsgrenze und die Leistungskurve nicht, d.h. das Radfahren ist ausschließlich im Höchstleistungsbereich möglich und die Fahrsituation des Patienten 2 befindet sich in diesem Bereich.

Im Falle des Patienten 3 dagegen bilden die sich kreuzenden Dauerleistungsgrenze und Leistungskurve einen Schnittbereich. Optimalerweise würde die Fahrsituation in diesem Bereich stattfinden, denn dann wäre das Fahren im Dauerleistungsbereich möglich. Die experimentell beobachtete Fahrsituation befand sich im Höchstleistungsbereich und somit wäre eine „Technikverbesserung“ des FES-Radfahrers, im Sinne einer optimalen Wahl der Fahrsituation (Trittfrequenz und Gang), möglich. Abb. 28 ist zu entnehmen, dass der individuelle Aufwand von Patient 2 höher ist als der von Patient 3.

Eine völlig andere Situation besteht bei der trainierten Patientin 8. Hier schließen Dauerleistungsgrenze und Leistungskurve ein großes, zum Dauerleistungsbereich gehörendes Areal ein und die aktuelle Fahrsituation gehört zu diesem Areal (es wird also im Dauerleistungsbereich gefahren).

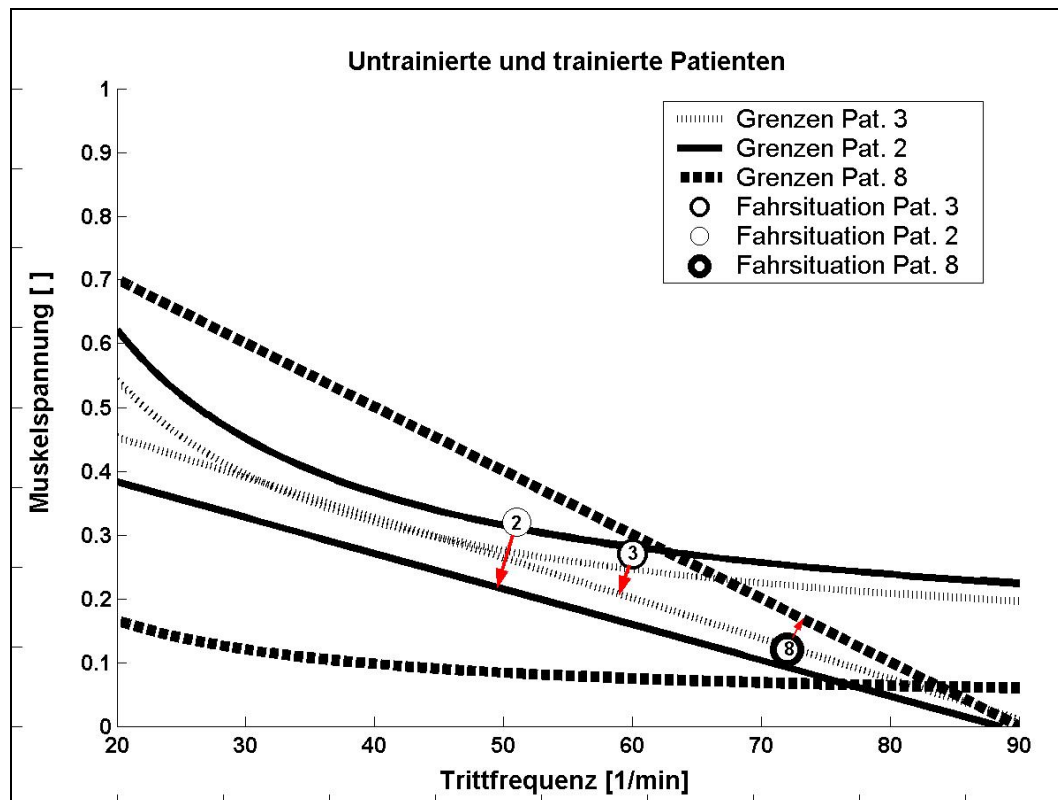


Abb. 28: Darstellung der Dauerleistungsgrenze (Geraden), normalisierter Leistungskurven (Kurven) und Fahr situationen der Patienten (eingekreiste Ziffern 2, 3 und 8) in der $k\omega$ -Ebene. Pfeile markieren die individuellen Aufwände der Fahr situationen. Die normierte Leistungskurve und die Dauerleistungsgrenze eines Patienten werden zusammenfassend als „Grenzen“ des Patienten bezeichnet.

Man kann erkennen, dass die Dauerleistungsgrenze und die normalisierte Leistung die beiden Facetten der konditionellen Fähigkeiten des einzelnen Patienten darstellen: Kraft (Leistung) und Ausdauer (Dauerleistungsgrenze). Es ist zu erwarten, dass Kraft- bzw. Ausdauertraining vorwiegend die normalisierte Leistung (maximale isometrische Kraft) bzw. die Dauerleistungsgrenze beeinflussen.

3.6 Fahrfähigkeit und zurückgelegte Strecke

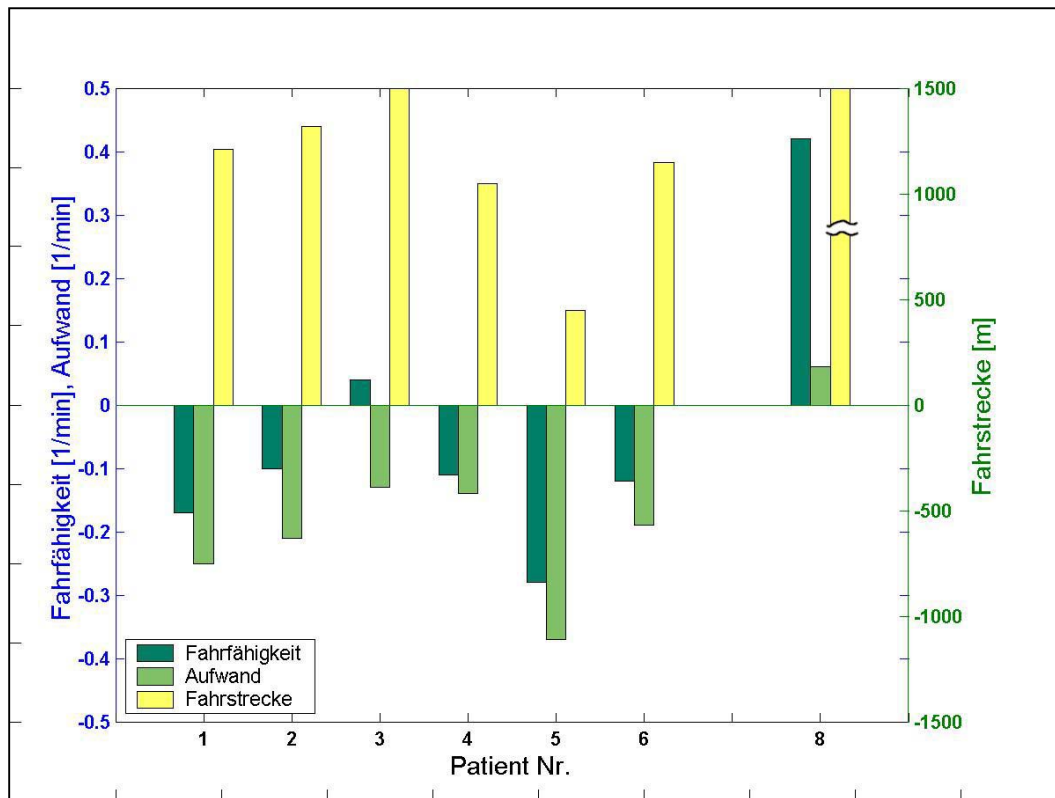


Abb. 29: Zusammenhang zwischen individuellem Aufwand und Fahrfähigkeit einerseits und zurückgelegter Strecke andererseits. Die trainierte Patientin 8 bewältigte eine Fahrstrecke von über 10 km (der entsprechende gelbe Balken ist bei 1.5 km abgebrochen).

Der individuelle Aufwand ist als Abstand der jeweiligen Fahrsituation von der Dauerleistungsgrenze eingeführt, wobei er im Falle eines Betriebs im Höchstleistungsbereich mit einem negativen und im Dauerleistungsbereich mit einem positiven Vorzeichen dargestellt wurde (siehe auch Abb. 28).

In Abb. 29 werden die individuellen Aufwände, die Fahrfähigkeiten und die zurückgelegten Fahrstrecken der Patienten gegenübergestellt. Die durchgeführte, deskriptive Korrelationsanalyse ergibt Korrelationskoeffizienten von 0.92 zwischen Abstand und Aufwand, bzw. 0.79 zwischen Abstand und Fahrfähigkeit.

4. Diskussion

4.1 Leistung und Drehmoment

Im Vergleich zu der im Falle unserer untrainierten Patientengruppe ermittelten durchschnittlichen effektiven Höchstleistung von 30 W können gut trainierte Normalpersonen eine Dauerleistung von etwa 300 W und eine Höchstleistung von etwa 500 W aufbringen. Frühere Untersuchungen (Mutton et al., 1997; Faghri et al. 1992; Hooker et al., 1990) ergaben in guter Übereinstimmung mit unseren Daten mittlere Leistungen von 10-25 W beim FES-Radfahren von Paraplegikern.

Die außergewöhnlich gut trainierte Patientin 8 erreichte eine Ausgangs-Höchstleistung von 100 W, womit sie in der Lage ist ein stoffwechselwirksames Ergometertraining durchzuführen (Energieumsatz > 5.5 MET).

Um einen Vergleich zwischen den in dieser Studie ermittelten isometrischen Drehmomenten von Paraplegikern mit denen gesunder Kontrollpersonen durchzuführen, modellierten wir die Beinmuskulatur des Gesunden, wobei wir auf den klassischen, von Hoy et al. (1990) verwendeten, experimentellen Datensatz zurückgriffen. Dieser Datensatz beschreibt eine Standard Normalperson, deren anthropomorphen Dimensionen von denen unserer Patientengruppe (n=7) nicht signifikativ abwichen. Wenn man die Hoy'sche Normalperson auf unserem Fahrrad isometrisch ausmessen würde, könnte man die erhaltenen Drehmomente mit denen unseres „Durchschnittsparaplegikers“ vergleichen (wobei wir unter Durchschnittsparaplegiker den untrainierten Paraplegiker verstehen).

Die beidseits gemittelten Verhältniszahlen (keine Dimension) der maximalen isometrischen Momente der entsprechenden Muskelgruppen von Paraplegiker und der Normalperson sind in folgender Tabelle zusammengestellt:

	Patienten 1-7 (untrainierte)	Patientin 8 (trainierte)
M. quadriceps fem.	0.084	0.41
M. gluteus max.	0.273	0.31
M. biceps fem.	0.029	0.18

Aus den für die untrainierten Patienten berechneten Verhältniszahlen kann man sehen, dass die in der Modellierungsliteratur üblicherweise benutzten Werte für die paraplegische Muskulatur zu hoch angesetzt sind (z.B. 0.45 (Riener & Fuhr, 1998) oder 0.5 (Schutte et al., 1993)).

Es zeigt sich, dass die in der Literatur angenommenen Werte sogar die der gut trainierten Patientin 8 überschätzen.

Nichtsdestoweniger zeigt der Vergleich zwischen den Leistungen (einschließlich der Dauerleistungsgrenze) untrainierter und extrem gut trainierter Patienten, dass die beim FES-Radfahren erreichbaren Leistungen -nach regelmäßigem und intensivem Training - die Bewältigung alltagstauglicher Strecken oder die Durchführung eines effektiven kardiovaskulären Ergometertrainings ermöglichen können.

Die Zeitverläufe der durchschnittlichen und maximalen Leistungen (Abb. 21, 22) und Ausdauerzeiten (Abb. 23) der untrainierten Patienten zeigen, dass bei dem geringen absolvierten Trainingspensum in unserer Studie erwartungsgemäß (Petrofsky et al., 1992; Eser et al., 2003) keine signifikanten Änderungen dieser Größen in der untersuchten Zeitspanne zu beobachten sind.

4.2 Wirkungsgrad und Gelenkreibung

Das FES-induzierte Fahrradfahren von Paraplegikern ist im Vergleich zur Willkürbewegung gesunder Personen, im Hinblick auf das Verhältnis mechanischer Leistung zu Stoffwechselumsatz des Körpers, viel ineffektiver (Lieberson et al., 1961). Während der mechanische Wirkungsgrad bei Normalpersonen 20-30% beträgt, kommt er bei Paraplegikern auf 3.7%-12% (Petrofsky & Stacy, 1992; Sinclair et al., 1996).

Ursache dafür ist unter anderem, dass die Gelenkreibung beim paraplegischen Radfahren eine deutlich größere Rolle spielt und die obengenannten Zahlen daher um ca. 30% nach oben korrigiert werden müssen.

Andererseits lässt sich anhand der überraschend hohen Gelenkverlusten (rund 30%) die Vermutung anstellen, dass es für den FES-Radfahrer vorteilhafter wäre, höhere Gänge (niedrigere Drehzahlen) zu wählen, um die hohen, geschwindigkeitsproportionalen, viskosen Gelenkverluste bei gleicher Ausdauer zu minimieren.

Dass niedrige Trittfrequenzen den Muskel weniger ermüden als hohe, kann aber auch intrinsische (muskelerne) Gründe haben. Die Ergebnisse von Bergström & Hultman (1988) zeigen, dass bei FES-induzierten, isometrischen Kontraktions-Relaxationsszyklen bei niedrigen Zyklusfrequenzen eine geringere Ermüdung zu erwarten ist als bei hoher Trittfrequenz.

Das vorgeschlagene arbeitsphysiologische Modell erfasst sowohl die muskelinternen als auch die passiven, reibungsbedingten Gründe der Ermüdung. Abb. 28 sagt z.B. voraus, dass die (Gesamt-) Ermüdung der Patienten 2 und 3 im Drehzahlbereich 35-37 U/min minimal sein muss. Die quantitative Bestätigung dieser theoretischen Voraussage soll in künftigen Untersuchungen erbracht werden.

4.3 Arbeitsphysiologisches Modell, individueller Aufwand und Ermüdung

Die von den Querschnittgelähmten zurückgelegten Fahrstrecken (Tab. 3) deuten darauf hin, dass untrainierte Paraplegiker in ihrem Höchstleistungsbereich (Ermüdungsbereich) radfahren. Aus der Sicht des in vorliegender Arbeit entwickelten arbeitsphysiologischen Modells bedeutet dies, dass untrainierte, paraplegische Patienten ausschließlich mit negativen, individuellen Aufwänden FES-Radfahren können (Abb. 28 und 29).

In früherer Literatur wurde häufig die globale, kardio-pulmonale Ermüdung beim Radfahren von Paraplegikern untersucht (Faghri et al., 1992; Hooker et al., 1990; Pollack et al., 1989; Jacobs et al., 2001, Ragnarsson et al., 1988), wogegen im Falle untrainierter Paraplegiker die lokale Muskelermüdung das Zurücklegen von alltagstauglichen Wegstrecken oder das Durchführen von kardiopulmonal effektivem Ergometertraining limitiert.

Der vorgeschlagene Begriff des individuellen Aufwands erfasst und erklärt die Wirkung der lokalen Muskelermüdung auf den zurückgelegten Fahrabstand oder die Fahrzeit (Ausdauerzeit).

Die in der FES-Literatur beschriebenen, herkömmlichen, biomechanischen Muskelmodelle (Winters, 1990; Zajac & Winters, 1990) beinhalten selten Ermüdungsmodelle, und wenn doch, dann handelt es sich häufig um eine frequenzabhängige Abschwächung der Aktivierungsfunktion (Rabichong & Guiraud, 1993; Riener, 1997).

Das in dieser Arbeit vorgestellte Ermüdungsmodell beruht jedoch auf einem völlig anderem Prinzip: Es stellt die Abhängigkeit der im Falle der unteren Extremität (Rupp & Gerner, 2004) auftretenden starken lokalen Ermüdung der Muskulatur bei FES von der beim Radfahren (und Gehen) vorhandenen Zyklizität der Bewegung in den Vordergrund.

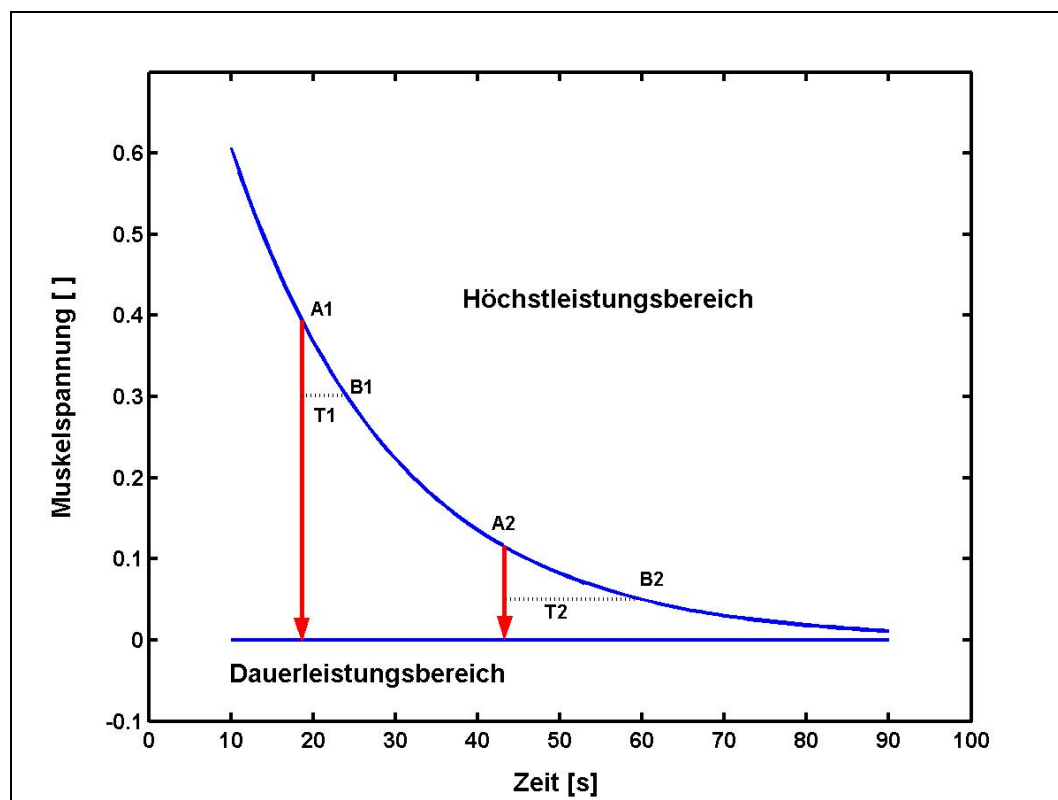


Abb. 30: Individueller Aufwand beim isokinetischen Fahren. Beim reinen isokinetischen Fahren entspricht der individuelle Aufwand dem in der Fahrsituation auftretenden Momentabfall. Die beiden Fahrvorgänge starten in den Fahrsituationen A1 bzw. A2 und enden in den Fahrsituationen B1 bzw. B2, wobei die Fahrtdauer (oder die Fahrstrecke) T1 bzw. T2 beträgt. Die individuellen Aufwände sind mit roten Pfeilen gekennzeichnet. Der Momentabfall ist in der Fahrsituation A1 (weit entfernt von der Dauerleistungsgrenze) größer als in Fahrsituation A2 (nahe bei der Dauerleistungsgrenze). Es besteht eine negative Korrelation zwischen individuellen Aufwänden und Fahrzeiten (oder Fahrstrecken).

Die lokale Ermüdung lässt sich beim Fahren mit konstantem Fahrwiderstand als Drehzahlabfall und beim isokinetischen Ergometertreten (die Drehzahl ist konstant) als Momentabfall nachweisen (Fornusek et al., 2004). In Abb. 30 werden schematisch 2 Fälle des isokinetischen Fahrens dargestellt. Im ersten Falle (A1-B1) ist der individuelle Aufwand groß und die Fahrzeit T1 (oder Fahrstrecke) gering, im zweiten Falle (A2-B2) ist der individuelle Aufwand klein und die Fahrzeit T2 (Ausdauer) groß.

Ein Vergleich mit den in Abb. 26 und 28 dargestellten Fahrsituationen der Patienten 2 und 3 zeigt, dass der von uns als Abstand der Fahrsituation zur Dauerleistungsgrenze definierte individuelle Aufwand eine Verallgemeinerung des Momentabfalls bzw. des Drehzahlabfalls beim Fahren mit konstanter Geschwindigkeit bzw. konstantem Fahrwiderstand ist.

Die in Abb. 29 dargestellte negative Korrelation zwischen individuellem Aufwand und Fahrfähigkeit einerseits und der Fahrstrecke andererseits ist demnach zu erwarten.

Der individuelle Aufwand definiert ein auf experimenteller Basis beruhendes Optimierungskriterium für das FES-Radfahren: ein minimaler Aufwand besteht, wenn dieser Aufwand der Fahrfähigkeit gleich ist. (Abb. 26).

Weiterhin definiert der individuelle Aufwand eine relative Rangordnung der Fahrsituationen im Falle eines Patienten: Fahrsituation 1 (in Gang 1 und Drehzahl 1) ist z.B. vom Aufwand her günstiger als Fahrsituation 2 (Gang 2 und Drehzahl 2). Desweiteren kann dieser Begriff bei der Auswahl eines optimalen Fahrrads für den Patienten helfen.

4.4 Dauerleistungsgrenze

Während gesunde Personen eine gemeinsame Dauerleistungsgrenze besitzen, die sogar von der Muskelgröße unabhängig ist (Astrand & Rodahl, 1989), wobei es sich scheinbar um eine Art strukturelle Eigenschaft der gesunden Muskulatur handelt, konnte in vorliegender Arbeit nachgewiesen werden, dass bezüglich der Dauerleistungsgrenze von Querschnittgelähmten eine ausgeprägte patientenabhängige Variabilität besteht. Eine allgemeine Dauerleistungsgrenze der Paraplegiker gibt es nicht.

Allerdings wurde der Beweis erbracht, dass untrainierte, paraplegische Patienten über ähnliche Dauerleistungsgrenzen verfügen.

Die in diesem Sinne definierten „paraplegischen“ Dauerleistungsgrenzen sind im Vergleich zu Gesunden nach unten verschoben und zeigen im Gegensatz zur Dauerleistungsgrenze Gesunder eine patientenabhängige Variabilität.

Die mittlere Dauerleistungsgrenze der untrainierten Paraplegiker hat einen flacheren Verlauf als die Dauerleistungsgrenze Gesunder und kreuzt diese bei $n = 78$ U/min (Abb. 27). Andererseits bedingt dadurch, dass bei höheren Drehzahlen (> 60 U/min) bei keinem der Patienten Messungen durchgeführt wurden, ist nicht auszuschließen, dass die Dauerleistungsgrenze keine Gerade sondern eine nach oben konvexe Kurve darstellt, so dass die „paraplegische“ Dauerleistungsgrenze auch bei höheren Drehzahlen unterhalb der Dauerleistungsgrenze von „Gesunden“ bleibt (Abb. 27). Das Auffinden einer Ausbuchtung der Dauerleistungsgrenze würde für die Existenz einer optimalen Trittfrequenz, Muskelspannung (Gang) Kombination sprechen (ähnlich einer optimalen Stimulationsfrequenz beim FES-Radfahren (Eser et al. 2004)).

Es ist zur Zeit nicht klar, ob die Dauerleistungsgrenze der Paraplegiker eine Gerade ist. Wir haben die Dauerleistungsgrenze normaler Personen (Astrand et al. 1989) durch eine Gerade approximiert, die Existenz einer geraden Dauerleistungsgrenze bei Paraplegikern wurde in Anlehnung daran angenommen.

Die Tatsache, dass sich die „paraplegische“ Dauerleistungsgrenze unterhalb der „normalen“ Dauerleistungsgrenze befindet, könnte ein Hinweis darauf sein, dass die Typ II Fasern nicht nur schneller ermüden, sondern dass diese (bei gleicher Drehzahl) zudem geringere Muskelspannungen als Typ I Fasern entwickeln können. In der Tat, weist der zentral gelähmte Muskel eine geringere Ermüdungsresistenz und eine geringere Maximalkraft auf als der gesunde Muskel (Quintern & Jaeger, 1996).

4.5 Eine theoretische Frage der Identifikation und Modellierung muskuloskeletaler Systeme

Das Einbeziehen der Dauerleistungsgrenze in die Muskelmodellierung eines biomechanischen Systems besitzt auch theoretische Bedeutung.

Es herrscht nämlich vorwiegend die Meinung (Riener, 1997), dass auf antropometrische Daten, isometrische Kraftmessungen, Gelenk-Elastizitäts und Viskositätsmessungen (Ferrarin et al., 2001) beruhende Identifikationsprozeduren zu einer kompletten Bestimmung der Parameter des biomechanischen Systems ausreichen.

Es handelt sich im Falle eines einzelnen Muskels typischerweise um die Bestimmung von über hundert (Hatze, 1978), mehr als zwanzig (Riener, 2000) oder nur 5 (Zajac et al., 1990) Parametern.

Obwohl das vorgestellte Modell des FES-Radfahrens von untrainierten Paraplegikern ebenfalls auf ein Hill-type Modell beruht, konnte in vorliegender Arbeit gezeigt werden, dass eine Voraussage des künftigen Systemverhaltens (z.B. der Fahrzeit oder der zurückgelegten Wegstrecke bis zur völligen Erschöpfung der stimulierten Muskulatur) ohne Einbezug eines Ermüdungsmodells (speziell der Dauerleistungsgrenze) nicht möglich ist.

Die bekannte Kraft-Geschwindigkeitskurve (genannt auch FV Zusammenhang des Muskels, siehe z.B. Winters, 1990) weist einen ähnlichen Verlauf wie die Dauerleistungsgrenze auf (siehe z.B. Abb. 26). Sie besitzt einerseits bei einer Kontraktionsgeschwindigkeit 0 eine maximale (die isometrische) Kraft und andererseits eine maximale Kontraktionsgeschwindigkeit bei einem Drehmoment 0 (analog zu der in Abb. 26 dargestellten 90 U/min maximalen Trittfrequenz).

Es stellt sich also die Frage, ob die dem muskuloskeletalen System durch Dauerleistungsgrenze aufgezwungene funktionelle Beschränkung eventuell als Erweiterung der durch den FV-Zusammenhang vorgegebenen Limitierung anzusehen wäre.

Es ist jedoch bekannt, dass die FV-Kurve auf die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Querbrücken-Kontraktionskraft der Muskelfaser beruht (Hatze, 1990), während die Muskelermüdung und der Verlauf der Dauerleistungsgrenze wahrscheinlich Folge der intermittenten vaskulären Versorgung bei zyklischer Bewegung und dem daraus resultierenden Mangel an energiereichen Phosphaten ist (Astrand & Rodahl, 1989). Genau diese Tatsache widerspiegelt das vorgestellte arbeitsphysiologische Modell dadurch, dass es jenseits des Hill-type Modells zusätzlich auch ein Ermüdungsmodell beinhaltet. Bei der Dauerleistungsgrenze handelt es sich um eine Eigenschaft des biomechanischen Muskelsystems, die durch die Kraft/Geschwindigkeitskurve allein nicht erklärt werden kann.

4.6 Praktische Einsatzbereiche des vorgeschlagenen Identifikations- und Modellierungswerkzeugs

Ein wichtiger Einsatzbereich der Begriffe individueller Aufwand und Fahrfähigkeit könnte die Überwachung des Trainingsfortschritts bei schwachen, bisher untrainierten paraplegischen Radfahrern werden.

Bei diesen Patienten wird gemäß der in vorliegender Arbeit beschriebenen Vorgehensweise vor dem eigentlichen Fahrradfahren eine Identifikation der statischen Kräftelage und anschließend ein Ergometertraining durchgeführt.

Häufig entsteht in dieser Situation seitens des Patienten oder des Physiotherapeuten der Eindruck, die statische Kraft (verglichen mit der anderer Patienten) oder die am Ergometer beobachtete dynamische Leistung wären hinreichend angestiegen und würden das Radfahren im Freien ermöglichen.

Der nun im Freien durchgeführte, gescheiterte Fahrversuch führt dann einerseits zur fieberhaften Fehlersuche im technischen System, andererseits zu Vertrauens- und Complianceverlust beim Patienten.

Die eingeführten Begriffe können zur Aufdeckung der kausalen Zusammenhänge in dieser Situation beitragen: Ob mangelnde statische Leistungsfähigkeit (geringe isometrische Kraft, d.h. „hochliegende“ normierte Leistungskurve) und/oder geringe dynamische Leistungsfähigkeit (d.h. „tiefliedender“ Dauerleistungsgrenze) zum erhöhten individuellen Aufwand oder Fahrfähigkeit führten.

Normierte Leistung und Dauerleistungsgrenze lassen sich in diesem Zusammenhang als Merkmale des Kraft- bzw. Dauertrainings betrachten, wobei der individuelle Aufwand die beiden Merkmale zusammenfasst. Die Klärung der Frage, ob die Durchführung eines Kraft- und/oder Ausdauertrainings und das Setzen eines auf sinnvolle Vorgaben basierenden Trainingsziels (der zum Radfahren erforderliche individuelle Aufwand ist ja bekannt) erforderlich ist, erhöhen die Compliance. Eine Unterscheidung zwischen Kraft- oder Ausdauertraining bei Querschnittgelähmten ist sinnvoll, weil die Möglichkeit des differenzierten Trainings in der Praxis tatsächlich gegeben ist (Sloan et al., 1994; Stein et al., 1992, Petrofsky und Laymon, 2004).

Die Erkenntnis, dass die Fahrleistungen des paraplegischen FES-Radfahrers im äußerst niedrigen Bereich angesiedelt sind, hat Schutte et al. (1993) dazu veranlasst,

eine „optimale Dreiradkonfiguration“ zu definieren. Das von ihr vorgeschlagene theoretische Modell berücksichtigt zwar die isometrischen Drehmomente, geht aber dadurch, dass es kein Ermüdungsmodell enthält, davon aus, dass der paraplegische Patient im Dauerleistungsbereich fährt.

Vorliegende Arbeit konnte zum ersten Mal zeigen, dass untrainierte Paraplegiker ausschließlich im Höchstleistungsbereich fahren. Nichtsdestoweniger zeigt Abb. 28, dass trainierte FES-Radfahrer im Dauerleistungsbereich fahren können. Da in diesen Fällen der individuelle Aufwand positiv ist und als Maß der lokalen Ermüdung, der Fahrstrecke oder der Fahrzeit nicht mehr geeignet erscheint, muss die eingeführte Definition erweitert werden. Die Durchführung dieser künftigen Arbeit hängt entscheidend vom Vorhandensein von trainierten Patienten ab.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Modell trägt sowohl der Fahrradkonfiguration (Begriff der *Last*) als auch der zu erwartenden Ermüdung (in Form des individuellen Aufwandes) Rechnung, und dürfte für die Dreiradhersteller für Paraplegiker von Bedeutung sein.

Jenseits des entscheidenden Faktors Training ist zu erwarten, dass weiterer Fortschritt auf dem Gebiet der Stimulationstechnologie (Frequenz, Pulsform z.B. durch Erhöhung der Muskelkraft oder Verringerung der Muskelermüdung) zur Verbesserung der beim Radfahren erzeugten Muskelleistung führen wird (Schutte et al., 1993).

Die Schweizer Arbeitsgruppe um Eser et al. (2003) berichtet überraschender Weise von bis zu 25% höheren mittleren Ausgangsleistungen, wenn eine Stimulationsfrequenz von 50-60 Hz verwendet wird und zieht daraus den Schluss, dass eine Frequenzmodulierung beim FES-Radfahren nützlicher sei als die momentan übliche Amplituden- oder Pulsbreitenmodulation (siehe Methodenteil).

Andererseits haben die bei Gesunden zur Krafterhöhung und Ermüdungsresistenz führenden Doublet- und Catchphänomene (Karu et al., 1995) große Erwartungen im Bereich der FES von Paraplegikern geweckt. Obwohl die Arbeit von Volz (2000) diese Phänomene bei isometrischer Stimulation von Paraplegikern nicht nachweisen konnte, gewinnt diese Frage heute dadurch wieder an Aktualität, dass mehrere Autoren dieser Frequenzphänomene bei dem FES-Radfahren von Paraplegikern (wg. der Zyklizität der Bewegung) eine wichtige Rolle bei der Kraftpersistenz und Ermüdungsresistenz zuschreiben (Fornusek et al. 2004; Eser et al., 2003). Die in künftigen Projekten

durchzuführende Untersuchung dieser neuartiger Stimulationstechnologien soll mit Hilfe des erarbeiteten Identifikations- und Modellierungswerkzeugs erfolgen.

5. Zusammenfassung

Das durch Funktionelle Elektrostimulation (FES) realisierte Fahrradfahren von Querschnittgelähmten bietet die Möglichkeit des Muskel- und kardiovaskulären Trainings in Kombination mit einer erhöhten Mobilität im täglichen Leben. Ein weiterer Vorteil ist ein relativ normales Fortbewegungsbild vergleichbar mit dem Fahren eines Liegefahrrades.

Um beim FES-Ergometertraining kardiovaskuläre Adaptationsprozesse in Gang zu setzen oder beim FES-Radfahren alltagstaugliche Fahrstrecken bewältigen zu können, muss ein Mindestmaß an Leistung über einen ausreichend langen Zeitraum abgegeben werden, eine derzeit im Regelfall noch nicht erfüllbare Forderung.

Obwohl die Mehrheit der querschnittgelähmten Population chronisch querschnittgelähmt und meistens ambulant betreut wird, beziehen sich die in der FES-Radfahrliteratur berichteten Leistungs- und Trainingsdaten vorwiegend auf akute Patienten, die sich im Rahmen der Akutversorgung, stationär in einer Erstrehabilitationsklinik aufhielten.

Zur Untersuchung der Frage, ob das FES-Radfahren einer größeren Gruppe von querschnittgelähmten Patienten zur Verfügung gestellt werden kann, besteht die Notwendigkeit, im Falle ambulant betreuter, chronisch paraplegischer Patienten die Kinetik des FES-Radfahrens zu untersuchen, wobei in diesem Fall die besonders niedrige Ausgangsleistung, die exzessive lokale Muskelermüdung und die spezielle Compliancesituation eine für diese Patientengruppe spezifische Problematik darstellen.

Das im Rahmen der vorgelegten Arbeit entwickelte experimentell-mathematische Modell beruht auf arbeitsphysiologischer Grundlage und erfasst einheitlich die statisch und dynamisch energetischen Aspekte des FES-Radfahrens von untrainierten Paraplegikern. Es wurde insbesondere der Versuch unternommen, mit Hilfe des Modells, die beim FES-Radfahren beobachtete, geringe Ausdauer (rasche Ermüdung) des wenig- oder untrainierten Querschnittgelähmten zu erklären.

Weiterhin wurden aus dem Modell Maße zur Charakterisierung der Fahrfähigkeit des einzelnen Patienten für ein spezielles Fahrrad abgeleitet („individueller Aufwand“,

„Fahrfähigkeit“). Als Anwendung der vorgeschlagenen Methoden und Maßzahlen wurden die statische und dynamische Leistungsfähigkeit von 7 untrainierten, paraplegischen Patienten und einer extrem gut trainierten, paraplegischen Patientin im Hinblick auf das FES-Radfahren untersucht.

Es konnte nachgewiesen werden, dass:

Die bei untrainierten Querschnittgelähmten beobachtete extensive Ermüdung aus arbeitsphysiologischer Sicht betrachtet daraus resultiert, dass das FES-Radfahren dieser Patienten im muskulären Höchstleistungsbereich erfolgt. Der durch Gelenkreibung verursachte 30%-ige Leistungsverlust setzt die verfügbare Ausgangsleistung zusätzlich herunter.

Die Untrainierten bilden unter den querschnittgelähmten Patienten eine besondere Gruppe, die sich durch besonders niedrige statische und dynamische Leistungen auszeichnet. Diese Gruppe besitzt eine relativ homogene Dauerleistungsgrenze, die sich signifikant von der Dauerleistungsgrenze Gesunder oder gut trainierter Querschnittgelähmter unterscheidet.

Der Vergleich zwischen den Leistungen untrainierter und gut trainierter Patienten zeigt, dass die beim FES-Radfahren erreichbaren Leistungen, obwohl durch großen Trainingsaufwand erkauft, die Bewältigung alltagstauglicher Strecken oder die Durchführung eines effektiven kardiovaskulären Ergometertrainings ermöglichen können.

Anwendungsbereiche der vorgeschlagenen Maßzahlen „individueller Aufwand“ und „Fahrfähigkeit“ sind die Trainingsüberwachung querschnittgelähmter Radfahrer und die Optimierung von FES-tauglichen Rädern.

6. Anhang

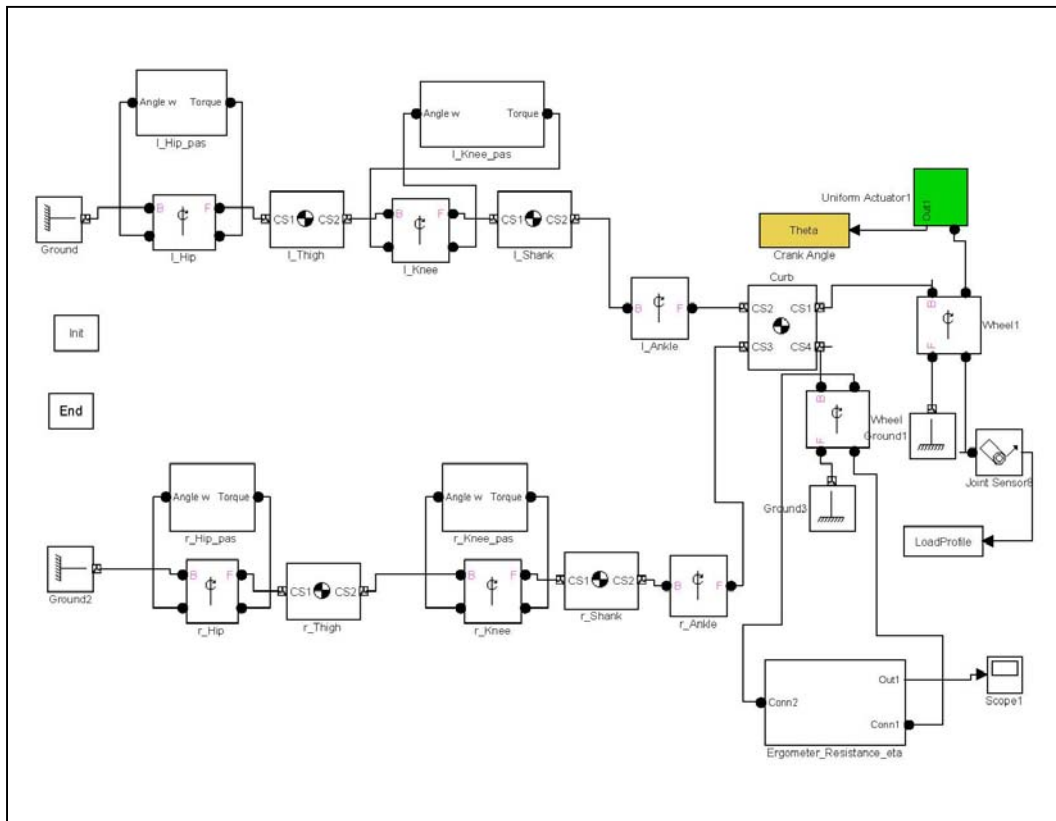
Anhang 1: Tabelle zum Leistungsprotokoll der Probanden

Name des Probanden: XX Untersuchungs-Datum: Trainingsphase	Leistung							Spastik		Vital-Parameter	
	Beginn der Übung	Beginn der Pause	Widerstands-drehmoment (Nm) korrigiert	Winkelgeschwindigkeit (Umdrehung pro Minute)	Tret-Zeit (min)	Leistung (W)	Energie (Wmin)	Ashworth-Skala, modifiziert		Puls (Schläge pro min)	Blut-Druck (mm Hg)
								Rechtes Bein	Linkes Bein		
0 (Ausgangsphase)								1	1	80	90/70
1	9:58	-	Mit Motor!	60	3	-	-	-	-	-	-
2	10:01	-	2,8	65-55	24	17,64	423,36	-	-	88	140/70
3	10:25	-	3,5	55-40	13	17,45	226,93	-	-	-	-
4	-	10:38	Keine Kraft!	-	-	-	-	-	-	88	120/70
5	10:39	-	2,8	55	3	16,17	48,51	-	-	-	-
6	10:42	-	2,1	55	20	12,12	242,55	-	-	80	130/80
7		11:02	Zeit!	-	-	-	-	-	-	-	-
8	11:13	-	5,6	45-35	1	23,52	23,56	-	-	-	-
9	11:14	-	4,9	45-35	0,5	20,58	10,29	-	-	-	-
10	11:14,5	-	4,2	45-35	0,5	17,64	8,82	-	-	-	-
11	11:15	-	3,5	45-30	1,5	13,78	20,67	-	-	-	-
12	11:16,5	-	2,8	45-35	5,5	11,76	64,68	-	-	88	140/70
13	11:22	-	2,1	55-45	60	11,02	661,50			96	130/75
14		12:22	Pause!								
15	12:43	-	3,5	50-35							
16	12:46	-	2,8	50-35							
17	12:46,5	-	2,1	50-35							
18	12:49	-	1,4	65-50							
19		12:52	Ende!	Zeit und Ermüdung							
Summe					129		1730,87				
Mittlere Leistung						13,41					

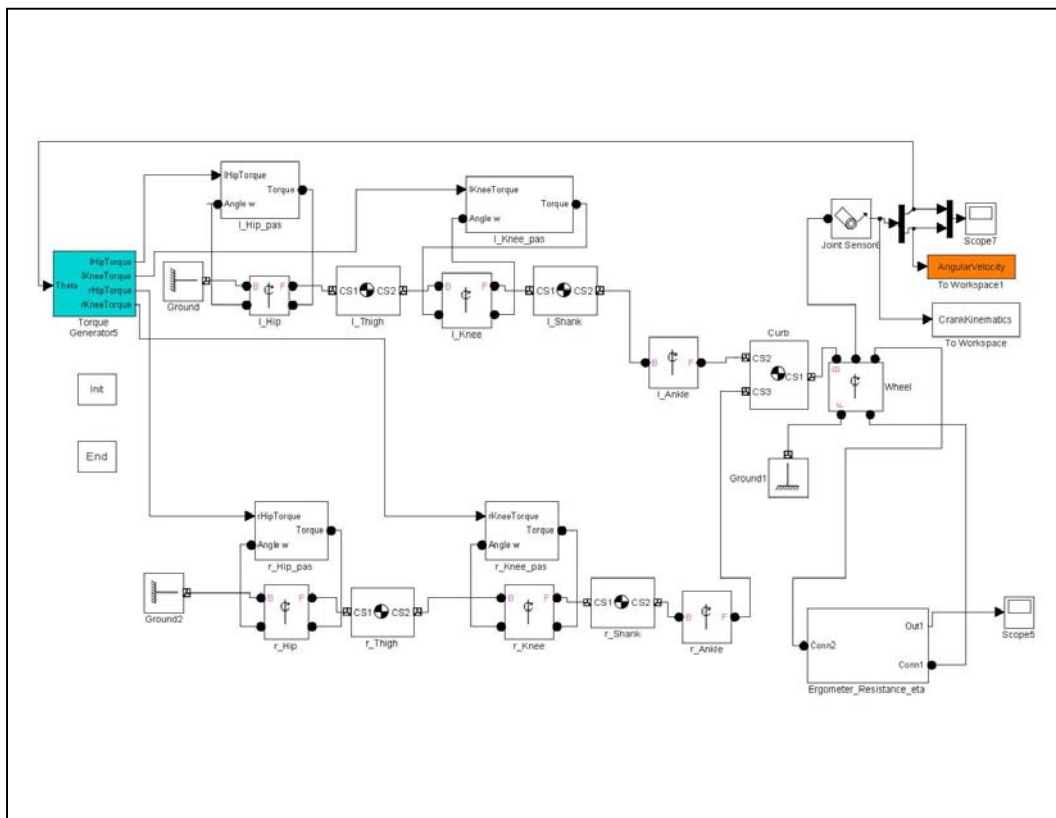
Leistung (W): $0,105 \times \text{Winkelgeschwindigkeit (U/min)} \times \text{Widerstandsdrehmoment (Nm)}$ Energie (Wmin): Leistung (W) x Tretzeit (min)

Mittlere Leistung (W): $\text{Summe Energie (Wmin)} : \text{Summe Tretzeit (min)}$

Anhang 2: Inverses biomechanisches Modell von Patient und Dreirad



Anhang 3: Forward biomechanisches Modell von Patient und Dreirad



7. Literatur

- Angeli T, Gföhler M, Eberharter T, Lugner P, Rinder L, Kern H (2001) Optimization of pedal path for cycling powered by lower extremity muscles activated by Functional Electrical Stimulation. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Gordon and Breach Science Publishers.
- Arnold PB, McVey PP, Farrell WJ, Deurloo TM, Grasso AR (1992) Functional electric stimulation: its efficacy and safety in improving pulmonary function and musculoskeletal fitness. Arch.Phys.Med.Rehabil. 73: 665-668
- Astrand PO, Rodahl K (1989) Textbook of Work Physiology. McGraw-Hill Book Company
- Benedict FG, Catchart P(1913) Muscular work. Carnegie Institut of Washington. 187
- Bergstrom M, Hultman E (1988) Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle. J.Appl.Physiol 65: 1500-1505
- Bhambhani Y, Tuchak C, Burnham R, Jeon J, Maikala R (2000) Quadriceps muscle deoxygenation during functional electrical stimulation in adults with spinal cord injury. Spinal Cord. 38: 630-638
- Binder-Macleod SA (1995) Variable-frequency stimulation patterns for the optimization of force during muscle fatigue. Muscle wisdom and the catch-like property. Adv.Exp.Med.Biol. 384: 227-240
- Blume DD (1981) Kennzeichnung koordinativer Fähigkeiten und Möglichkeiten ihrer Herausbildung im Trainingsprozeß. Wissenschaftliche Zeitung der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig. 22: 17-39
- Coast JR, Welch HG (1985) Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol 53: 339-342
- Dickinson S (1974) The efficacy of bicycle-peddalling, as affected by speed and load. J.Physiol. 67: 242-255
- Edrich T, Riener R, Quintern J (2000) Analysis of passive elastic joint moments in paraplegics. IEEE Trans.Biomed.Eng 47: 1058-1065
- Eklom B, Astrand PO, Saltin B, Stenberg J, Wallstrom B (1968) Effect of training on circulatory response to exercise. J.Appl.Physiol 24: 518-528
- Ericssen M (1986) On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. Scand. J. Rehabil. Med, Supp. 16.
- Eser PC, Donaldson NN, Knecht H, Stussi E (2003) Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. IEEE Trans.Neural Syst.Rehabil.Eng 11: 236-240
- Faghri PD, Glaser RM, Figoni SF (1992) Functional electrical stimulation leg cycle ergometer exercise: training effects on cardiorespiratory responses of spinal cord injured subjects at rest and during submaximal exercise. Arch.Phys.Med.Rehabil. 73: 1085-1093

Ferrarin M, Palazzo F, Riener R, Quintern J (2001) Model-based control of FES-induced single joint movements. *IEEE Trans.Neural Syst.Rehabil.Eng* 9: 245-257

Figoni SF, Glaser RM, Rodgers MM, Hooker SP, Ezenwa BN, Collins SR, Mathews T, Suryaprasad AG, Gupta SC (1991) Acute hemodynamic responses of spinal cord injured individuals to functional neuromuscular stimulation-induced knee extension exercise. *J.Rehabil.Res.Dev.* 28: 9-18

Fitzwater R (2002) A personal user's view of functional electrical stimulation cycling. *Artif.Organs* 26: 284-286

Fornusek Ch, Davis GM, Sinclair PJ, Milthorpe B (2004) Development of an isokinetic functional electrical stimulation cycle ergometer. *Neuromodulation* 7: 56-64

Gaesser GA, Brooks GA (1975) Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J.Appl.Physiol* 38: 1132-1139

Gerner HJ (1992) *Die Querschnittlähmung: Erstversorgung, Behandlungsstrategie, Rehabilitation.* Blackwell Wissenschaft Verlag Berlin.

Gföhler M, Soest AJ, Casius, LJR (2004) Effect of releasing the ankle joint on FES-cycling. *J.Rehabil. Res. Dev.*,41 (2), Supp.2 : 31

Gressmann M(1990) *Fahrradphysik und Biomechanik,* Moby-Dick Verlag.

Gropler,H., Thieß, G., (1976). *Elemente der körperlichen Leistungsfähigkeit. Theorie und Praxis der Körperkultur* (25):127-132

Harre D(1979), *Trainingslehre* (Berlin Sportverlag): 157

Hatze H (1978) A general myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol.Cybern.* 28: 143-157

Hatze H(1990) The charge-transfer model of myofilamentary interaction: prediction of force enhancement and related myodynamic phenomena. J.M. Winters J.M., Woo, S.L (eds).: *Multiple muscle systems; Biomechanics and movement organization,* Springer: 25-48

Henriksson J, Bonde-Petersen F (1974) Integrated electromyography of quadriceps femoris muscle at different exercise intensities. *J.Appl.Physiol* 36: 218-220

Hollmann H., Hettinger T., (1980) *Sportmedizin. Arbeits- und Trainingsgrundlagen,* Schattauer Verlag Stuttgart: 348

Hooker SP, Figoni SF, Glaser RM, Rodgers MM, Ezenwa BN, Faghri PD (1990) Physiologic responses to prolonged electrically stimulated leg-cycle exercise in the spinal cord injured. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 71: 863-869

Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME (1990) A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J.Biomech.* 23: 157-169

Jacobs PL, Nash MS (2001) Modes, benefits, and risks of voluntary an delectrically induced exercise in persons with spinal cord injury. *J.Spinal Cord.Med.* 24: 10-18

Janssen TWJ, Glaser RM, Shuster DB (1998): Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: Effects on health, fitness and function. *Topics in Spin. Cord Inj. Rehab.* (3): 33-49

Janssen TW, Dallmeijer AJ, Veeger DJ, van der Woude LH (2002) Normative values and determinants of physical capacity in individuals with spinal cord injury. *J.Rehabil.Res.Dev.* 39: 29-39

Karu ZZ, Durfee WK, Barzilai AM (1995) Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 42: 809-817

Kern H, Frey M, Holle J, Mayr W, Schwanda G, Stohr H, Thoma H (1985) [Functional electrostimulation of paraplegic patients--1 year's practical application. Results in patients and experiences]. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 123: 1-12

Kjaer M, Perko G, Secher NH, Boushel R, Beyer N, Pollack S, Horn A, Fernandes A, Mohr T, Lewis SF, . (1994) Cardiovascular and ventilatory responses to electrically induced cycling with complete epidural anaesthesia in humans. *Acta Physiol Scand.* 151: 199-207

Letzelter M (1987): *Kondition. H. Eberspächer (Hrsg.), Handlexikon Sportwissenschaft, 177-190. Reinbeck: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.*

Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M (1961) Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 42: 101-105

Lollgen H, Graham T, Sjogaard G (1980) Muscle metabolites, force, and perceived exertion bicycling at varying pedal rates. *Med.Sci.Sports Exerc.* 12: 345-351

Lollgen H, Ulmer HV, Crean P (1988) Recommendations and standard guidelines for exercise testing. Report of the Task Force Conference on Ergometry, Titisee 1987. *Eur.Heart J.* 9 Suppl K: 3-37

Lynch J, Helmrich SP, Lakka TA, Kaplan GA, Cohen RD, Salonen R, Salonen JT (1996) Moderately intense physical activities and high levels of cardiorespiratory fitness reduce the risk of non-insulin-dependent diabetes mellitus in middle-aged men. *Arch.Intern.Med.* 156: 1307-1314

Mansour JM, Audu ML (1986) The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. *J.Biomech.* 19: 369-373

Mohr T, Andersen JL, Biering-Sorensen F, Galbo H, Bangsbo J, Wagner A, Kjaer M (1997) Long-term adaptation to electrically induced cycle training in severe spinal cord injured individuals. *Spinal Cord.* 35: 1-16

Mutton DL, Scremin AM, Barstow TJ, Scott MD, Kunkel CF, Cagle TG (1997) Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling and hybrid exercise in spinal cord injured subjects. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 78: 712-718

Mühlfriedel B (1979) *Trainingslehre, Diesterweg Verlag, Frankfurt a.M.:* 57

Perkins TA, de ND, Hatcher NA, Swain ID, Wood DE (2002) Control of leg-powered paraplegic cycling using stimulation of the lumbo-sacral anterior spinal nerve roots. *IEEE Trans.Neural Syst.Rehabil.Eng* 10: 158-164

- Perkins TA, Donaldson NN, Fitzwater R, Phillips GF, Wood DE (2001) Leg-powered paraplegic cycling system using surface functional electrical stimulation. 7-th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation: 12-15
- Petrofsky JS, Heaton H, III, Phillips CA (1983) Outdoor bicycle for exercise in paraplegics and quadriplegics. *J.Biomed.Eng* 5: 292-296
- Petrofsky JS, Stacy R (1992) The effect of training on endurance and the cardiovascular responses of individuals with paraplegia during dynamic exercise induced by functional electrical stimulation. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol* 64: 487-492
- Petrofsky JS, Laymon M (2004) The effect of previous weight training and concurrent weight training on endurance for functional electrical stimulation cycle ergometry. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol* 91: 392-398
- Pollack SF, Axen K, Spielholz N, Levin N, Haas F, Ragnarsson KT (1989) Aerobic training effects of electrically induced lower extremity exercises in spinal cord injured people. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 70: 214-219
- Pons DJ, Vaughan CL, Jaros GG (1989) Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics. *Med.Biol.Eng Comput.* 27: 1-7
- Quintern J, Jaeger RJ (1999) Neural prostheses. Brandt T, Caplan LR., Dichgans J, Diener HC, Kennard C(Eds.): *Neurological disorders: course and treatment.* Academic press
- Rabischong E, Guiraud D (1993) Determination of fatigue in the electrically stimulated quadriceps muscle and relative effect of ischaemia. *J.Biomed.Eng* 15: 443-450
- Ragnarsson KT, Pollack S, O'Daniel W, Jr., Edgar R, Petrofsky J, Nash MS (1988) Clinical evaluation of computerized functional electrical stimulation after spinal cord injury: a multicenter pilot study. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 69: 672-677
- Raymond J, Davis GM, Climstein M, Sutton JR (1999) Cardiorespiratory responses to arm cranking and electrical stimulation leg cycling in people with paraplegia. *Med.Sci.Sports Exerc.* 31: 822-828
- Riener R(1997) *Neurophysiologische und biomechanische Modellierung zur Entwicklung geregelter Neuroprothesen.* Dissertation am Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Fakultät Elektrotechnik, Technische Universität München
- Riener R, Fuhr T (1998) Patient-driven control of FES-supported standing up: a simulation study. *IEEE Trans.Rehabil.Eng* 6: 113-124
- Riener R, Quintern J(2000) Properties of artificially stimulated muscles: simulation and experiments. Winters JM, Crago PE (Eds.) *Biomechanics and neural control of posture and movement,* Springer: 590-604,
- Rupp R, Gerner HJ (2004) Neuroprosthetics of the upper extremity--clinical application in spinal cord injury and future perspectives. *Biomed.Tech.,(Berlin)* 49: 93-98
- Schutte LM, Rodgers MM, Zajac FE, Glaser RM (1993) Improving the efficacy of electrical stimulation induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model. *IEEE Trans Rehab Eng* 1:109-125

Schwab JM, Brechtel K, Müller CA, Kaps HP, Meyermann R, Schluessener HJ (2004) Akute Rückenmarkverletzung: Experimentelle Strategien als Basis zukünftiger Behandlungen. Deutsches Ärzteblatt, 20:1137-1149

Seabury JJ, Adams WC, Ramey MR (1977) Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. Ergonomics 20: 491-498

Sinclair PJ, Davis GM, Smith RM, Cheam BS, Sutton JR (1996) Pedal forces produced during neuromuscular electrical stimulation cycling in paraplegics. Clin.Biomech.(Bristol., Avon.) 11: 51-57

Sloan KE, Bremner LA, Byrne J, Day RE, Scull ER (1994) Musculoskeletal effects of an electrical stimulation induced cycling programme in the spinal injured. Paraplegia 32: 407-415

Stein RB, Gordon T, Jefferson J, Sharfenberger A, Yang JF, de Zepetnek JT, Belanger M (1992) Optimal stimulation of paralyzed muscle after human spinal cord injury. J.Appl.Physiol 72: 1393-1400

Suzuki Y (1979) Mechanical efficiency of fast- and slow twitch muscle fibres in man during cycling. J. Appl. Physiol., 47:263-267

Szecszi J, Fiegel M, Krause P, Quintern J (2004) Individual adaptation of functional electrical stimulation of paraplegics in different cycling tasks. Technology and Health Care, Supplement, 12(2): 89-93

Szecszi J, Fiegel M, Krafczyk S, Straube A (2004) Smooth pedaling of the paraplegic cyclist – a natural optimality principle for adaptation of tricycle and stimulation to the rider, J.Rehabil. Res. Dev., 41 Supp.2: 30

Tuomilehto J, Lindstrom J, Eriksson JG, Valle TT, Hamalainen H, Ilanne-Parikka P, Keinänen-Kiukaanniemi S, Laakso M, Louheranta A, Rastas M, Salminen V, Uusitupa M (2001) Prevention of type 2 diabetes mellitus by changes in lifestyle among subjects with impaired glucose tolerance. N.Engl.J.Med. 344: 1343-1350

Volz S (2000) Optimierung des Reizmusters der funktionellen Elektrostimulation (FES) zur Wiedererlangung motorischer Funktion bei Querschnittslähmung. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Winter DA (1990) Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley, New-York: 51-73

Winters J.M (1990) Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. Winters JM, Woo SL (eds): Multiple muscle systems; Biomechanics and movement organization, Springer: 69-93.

Zajac F, Winters JM (1990) Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body-segment dynamics, musculotendinous activation and neuromuscular control. Winters JM, Woo SL (Eds): Multiple muscle systems; Biomechanics and movement organization, Springer: 121-148

Zar JH (1999) Biostatistical Analysis, Prentice Hall, (4th Edition)

8. Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde unter der Leitung und Betreuung von Prof. med. A. Straube an der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians Universität München erstellt.

Dank gilt den Herrn Professoren Dr.med. Dr.h.c. T. Brandt FRCP und Dr. med. A. Straube sowie Herrn Dr. med. J. Quintern für die Ermöglichung meiner Arbeit an dem Zentrum für Sensomotorik. Meinen besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. med. A. Straube aussprechen, für seine fortwährende Unterstützung, und den von ihm ausgehenden Impuls, die energetischen Aspekte des FES-Radfahrens zu untersuchen.

Dank gilt weiterhin Herrn Dr.-Ing. Siegbert Krafczyk für die logistische Unterstützung dieser Arbeit.

Mein herzlicher Dank gilt meiner Frau Hedwig für das Korrekturlesen dieser Arbeit und die Erstellung mancher Illustrationen.

All jenen die auf die ein oder andere Weise an der Realisierung der vorliegenden Arbeit mitgewirkt haben, insbesondere denjenigen, die sich als Probanden beteiligt haben und die hier anonym bleiben müssen, sei auf diesem Wege gedankt.

