Die approbierte Originalversion dieser Dissertation ist an der Hauptbibliothek der Technischen Universität Wien aufgestellt (http://www.ub.tuwien.ac.at).

The approved original version of this thesis is available at the main library of the Vienna University of Technology (http://www.ub.tuwien.ac.at/englweb/).

DISSERTATION

Test- und Trainingsfahrrad für Personen mit Querschnittlähmung zur Optimierung der Stimulationsparameter

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Technischen Wissenschaften unter der Leitung von

Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Margit Gföhler

am

Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik
E 307

eingereicht an der Technischen Universität Wien

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Dipl.-Ing. Werner Reichenfelser

Matrikelnummer : 9016286

Martin Strasse 21/ 21
A- 1180 Wien

Wien, Oktober 2005

KURZFASSUNG

Mit Hilfe von Funktioneller Elektrostimulation (FES) der Beinmuskulatur wird es Personen mit Querschnittlähmung möglich auf adaptierten Fahrrädern eine Tretbewegung durchzuführen und auch - mit Einschränkungen - selbstständig zu fahren. Dabei übernimmt ein Stimulator an Stelle des Zentralnervensystems die Aufgabe die einzelnen Muskeln und Muskelgruppen in den entsprechenden Winkelbereichen der Tretkurbel zu aktivieren. Die Aktivierung der Muskeln erfolgt über Oberflächenelektroden die mittels einer Klebefläche auf der Haut des Fahrers angebracht sind und über das von ihnen erzeugte elektrische Feld den Muskel zur Kontraktion anregen.

Das Fahrradfahren mit eigener Muskelkraft kann als therapeutische Maßnahme im Rahmen der Rehabilitation von querschnittgelähmten Personen eingesetzt werden und hat neben den erwünschten psychologischen Effekten auch zahlreiche positive physiologische Auswirkungen.

Ziel dieser Arbeit war es ein Fahrrad für Personen mit Rückenmarksverletzungen zu entwickeln, welches zum einen als Prüfstand dient und zum anderen als einsatzfähiges Trainingsfahrrad Verwendung findet. Auf Grund von Tretkurbeln mit integrierter Kraftmessung ermöglicht das Fahrrad in seiner Funktion als Prüfstand über vorbereitete Messroutinen eine einfache Ermittlung der für die einzelnen Fahrer effizienten Stimulationsparameter.

Durch die Möglichkeit das Tretlager vertikal und horizontal zu verstellen und den Sitz und die Rückenlehne unabhängig von einander in einem großen Winkelbereich zu neigen ist es auch möglich die Sitzposition des jeweiligen Fahrers leistungsoptimal anzupassen. Mit diesen optimierten Parametern kann der Querschnittgelähmte nachfolgend auf dem Fahrrad trainieren und auf geeigneten Strecken im Freien Rad fahren.

Ein in das Fahrrad integrierter Nabenmotor ermöglicht es eine konstante Umdrehungsgeschwindigkeit der Tretkurbeln für die Messroutinen vorzugeben und dient als Hilfsmotor, um dem Fahrer bei Steigungen und nach Ermüdung der Muskulatur zu unterstützen.

Im Zuge des Projektes wurde auch ein Auswerteprogramm entwickelt, das eine schnelle Auswertung der Messergebnisse vor Ort im Rehabilitationszentrum bietet. Während dieser Messungen konnten erste viel versprechende Ergebnisse gewonnen werden und einigen querschnittgelähmten Probanden wurden so erste Eindrücke über das Radfahren mittels FES vermittelt.

ABSTRACT

Functional electrical stimulation (FES) of the lower limbs enables persons with a spinal cord injury to perform cycling on modified tricycles. In this case the activation of the individual muscles and muscle groups in the corresponding crank angle areas is carried out by a stimulator instead of the central nerve system. Therefore surface electrodes are attached above the selected muscles which are stimulated to generate contractions due to the induced electrical field.

Cycling with the power of their leg muscles can be an important supporting therapy for paraplegic persons during rehabilitation and has beside the psychological benefits also numerous positive physiological effects.

The aim of this project was to develop a tricycle for persons with functional deficits of the lower limbs caused by injuries of the spinal cord. The vehicle should both work as a test bed to determine the optimal stimulation patterns for the individual rider, and should also find application as a tricycle for regular exercise. In its function as a test bed it is possible to choose between several prepared test routines and together with the integrated force measurement in the cranks the relation between stimulation and the power output can be recorded. Due to the possibility to vary the horizontal and vertical position of the crank shaft and to incline the seat and the backrest independently in a wide angle area an efficient sitting position for each driver can be adjusted. After running through the different test routines the person with paraplegia can use his/ her optimized settings to exercise on the tricycle or cycle on suitable routes outside the rehabilitation centre.

There is a hub motor integrated in the tricycle, which can drive the cranks at a constant cadence for the measurements and supports the driver to get over steep inclinations or in the case of muscle fatigue.

For a fast data processing a program was developed for the particular purpose to evaluate the measurements on site at the rehabilitation centre. During these measurements first promising results have been found and most of the paraplegic test persons were able to perform cycling by means of FES.

INHALTSVERZEICHNIS

1 Motivation und Ziele der gegenständlichen Arbeit 10

1.1 Allgemeines 10

1.2 Ziele 10

2 Medizinische Gesichtspunkte 11

2.1 Allgemeines zur Querschnittlähmung 11

2.2 Physiologie der Nervenleitung und Muskelaktivierung 12

2.2.1 Auslösung eines Aktionspotentiales 12
2.2.2 Erregungsleitung in den Nerven 13
2.2.3 Aktivierung der Muskelfasern 13
2.2.4 Kraftentwicklung im Gesamtmuskel 14

2.3 Die beim FES- Radfahren aktivierte Beinmuskulatur 16

2.3.1 Übersicht über die für die Tretbewegung aktivierten Muskeln 16
2.3.2 Detaillierte Beschreibung der beteiligten Muskeln 16

2.4 Positive Effekte der FES 18

3 Frühere Arbeiten im Bereich der Funktionellen Elektrostimulation 19

3.1 Geschichtliche Meilensteine der FES 19

3.2 Fahrradprojekte mit FES 20

3.3 Weiterführende Ideen die im gegenständlichen Projekt verwirklicht wurden 20

4 Das Fahrrad und seine Komponenten 22

4.1 Grundkonzept 22

4.2 Mechanischer Aufbau 22

4.3 Sitzkonstruktion 25

4.4 Verstelleinheit für Tretlagerträger 26

4.5 Verstellbarer Kettenspanner 27

4.6 Kraftmesskurbel 28

4.6.1 Allgemeines zur Kraftmessung mit DMS 28
4.6.2 Applikation der Dehnmessstreifen und deren Brückenschaltung 28
4.6.3 Beschreibung der Kraftmesskurbel 29
4.6.4 Berechnungen zum Messkörper 30
4.6.5 Elektronik der Kraftmessung 32

4.7 Winkelgeber 33

4.8 Nabenmotor im Hinterrad 34

4.9 Orthesen 35

4.10 Stimulationsgerät 36

4.10.1 Allgemeines zur Stimulation 36
4.10.2 Das Stimulationssignal 37
4.10.3 Der Stimulator 38

4.11 Kniewinkelmessung 40

5 Steuerung der Tretbewegung und der Messungen 41

5.1 Allgemeines 41

5.2 Steuerung des Gesamtsystems 41

5.3 Steuerprogramm 42

5.4 Die unterschiedlichen Messroutinen 43

5.4.1 Aufwärmen 43
5.4.2 Detaillierte statische Vermessung 43
5.4.3 „Quasistatische“ Messung 44
5.4.4 Messroutine „Schritte“ 44
5.4.5 Dynamische Variation on/off 44
5.4.6 Dynamisch optimiertes Fahren 45
5.4.7 Freies Fahren 45
5.4.8 Manuelle Stimulation 45

5.5 Datenaufbereitung 46

6 Messungen 47

6.1 Durchführung der Messungen 47

6.2 Auswertung der Messdaten 48

6.2.1 Das Datenauswerteprogramm 48
6.2.2 Allgemeine Auswertung der detaillierten statischen Vermessung 49
6.2.3 Allgemeine Auswertung einer quasistatischen Messung 52
6.2.4 Allgemeine Auswertung der Messroutine „Schritte“ 55

7 Ergebnisse der Messungen 57

7.1 Ergebnisse ausgewählter Messungen 57

7.1.1 Einzelergebnisse der „Detaillierten statischen Vermessung“ 57
7.1.2 Einzelergebnisse der „quasistatischen“ Messung 58

7.2 Messergebnisse von mehreren Probanden im Vergleich 60

7.2.1 Abhängigkeit der Muskelkräfte von den Stimulationsparametern 60
7.2.2 Optimierte Stimulationsbereiche für die einzelnen Muskeln und Muskelgruppen 65
7.2.3 Leistungsmessung mit der Messroutine „Dynamisch optimiertes Fahren“ 72
7.2.4 Vergleich der Tretbewegung mit fixiertem und freiem Knöchelgelenk 74

8 Diskussion 76

8.1 Diskussion der Messergebnisse 76

8.2 Das Fahrrad als Therapie- und Trainingssystem 77

8.3 Möglichkeiten der Weiterentwicklung in Bezug auf Funktionalität und Anwenderfreundlichkeit 78

8.3.1 Verbesserungen am mechanischen Aufbau 78
8.3.2 Weiterentwicklung der elektronischen Komponenten und der Datenverarbeitung 80

8.4 Perspektiven für den therapeutischen Einsatz 81

Anhang A: Messprotokoll 84
Anhang B: Kommunikation PC – Stimulator 89
Anhang C: Messdaten 98

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildungsnummer....Seite

Abb. 01 : Wirbelsäule von rechts 11

Abb. 02 : Reizdauer- Reizstärke Beziehung.... 12

Abb. 03 : Reizung eines Muskels, unvollkommener und vollkommener Tetanus.... 14

Abb. 04 : Erzeugte Muskelkraft in Abhängigkeit von der Muskellänge l (A) und von der Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels v (B). 15

Abb. 05 : Übersicht der stimulierten Muskeln und Muskelgruppen 16

Abb. 06 : Beteiligte Muskeln gezeigt am rechten Bein [Sobotta, 2000].... 17

Abb. 07 : Grund- und Aufriss des Dreirades.... 23

Abb. 08 : Seitenansicht des Fahrrad Test- und Trainingssystems bei stationärem Betrieb 23

Abb. 09 : Frontansicht des Fahrrad Test- und Trainingssystems.... 24

Abb. 10 : Sitzkonstruktion.... 25

Abb. 11 : Verstelleinheit für Tretlagerträger.... 26

Abb. 12 : Kettenspanner in zwei unterschiedlichen Einstellungen 27

Abb. 13 : Anordnung der DMS am Kraftmesspedal und deren Brückenschaltungen.... 28

Abb. 14 : Rechte Kraftmesskurbel mit angebrachter Übertragungseinheit 29

Abb. 15 : Skizze der Kräfte und Momente an der Kraftmesskurbel.... 30

Abb. 16 : Winkelgebereinheit bestehend aus Strichcodescheibe und Schrittzählermodul.... 33

Abb. 17 : Orthesen zur Stabilisierung der Beine 35

Abb. 18 : Schema der Stimulation [nach Gföhler, 1995].... 36

Abb. 19 : Stimulationssignal mit seinen Kenngrößen.... 37

Abb. 20 : 10-Kanal-Stimulationsgerät und Verteilboxen für die Elektrodenkabel. 38

Abb. 21 : Beispiel einer Darstellung des Stimulationsbereiches.... 39

Abb. 22 : Schema der Steuerung des Gesamtsystems. 41

Abb. 23 : Kontrolloberfläche am PC für die Steuerung des Gesamtsystems 42

Abb. 24 : PC-Oberfläche des Datenauswerteprogramms 48

Abb. 25 : Diagramm einer Muskelvermessung von Proband 3 mit steigender Stimulationsamplitude I: 49

Abb. 26 : Diagramme der Kraftantworten des M. quadriceps femoris (Proband 5).... 50

Abb. 27 : Diagrammausschnitt zur Bestimmung von t_{act} , t_{deact} und t_{syst}.... 51

Abb. 28 : Messgraph einer quasistatischen Messung: 52

Abb. 29 : Dargestellte Kraftverläufe nach Auswertung einer quasistatischen Messung 53

Abb. 30 : Durch den Muskel erzeugte aktive Tangentialkraft an der Kurbel.... 54

Abb. 31 : Ergebnis der Messroutine „Schritte“ für den Probanden 2 rechtes Bein 55

Abb. 32 : Aktive Tangentialkraft in Abhängigkeit von der Kurbelstellung 56
Abb. 33 : Zusammenhang von Stimulationsamplitude und aktiver Tangentialkraft 57
Abb. 34 : Darstellung der für den Probanden 5 optimierten Stimulationsbereiche 58
Abb. 35 : Darstellung der für den Probanden 4 ermittelten Stimulationsbereiche 59
Abb. 36 : Zusammenhang zwischen Stimulationsamplitude und normierter Tangentialkraft 60
Abb. 37 : Zusammenhang zwischen Stimulationsamplitude und normierter Tangentialkraft 61
Abb. 38 : Zusammenhang zwischen Impulsdauer und normierter Tangentialkraft 62
Abb. 39 : Zusammenhang zwischen Impulsdauer und normierter Tangentialkraft 62
Abb. 40 : Zusammenhang zwischen Stimulationsfrequenz und normierter Tangentialkraft 63
Abb. 41 : Zusammenhang zwischen Stimulationsfrequenz und normierter Tangentialkraft 63
Abb. 42 : Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. quadriceps femoris 65
Abb. 43 : Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M.quadriceps femoris 66
Abb. 44 : Ergebnisse aus der Vermessung der rechten Hamstrings 67
Abb. 45 : Ergebnisse aus der Vermessung der rechten Hamstrings 67
Abb. 46 : Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. gluteus maximus 68
Abb. 47 : Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. gluteus maximus 68
Abb. 48 : Gemittelte und normierte Tangentialkraftverläufe für die einzelnen Muskeln: 69
Abb. 49 : Zusammenfassung der gemittelten effizienten Stimulationsbereiche 70
Abb. 50 : Leistungsbeiträge der einzelnen Muskeln bzw. Muskelgruppen: 71
Abb. 51 : Ergebnisse der Messroutine „ Dynamisch optimiertes Fahren“ am Beispiel des Probanden 5: 72
Abb. 52 : Tangentialkraftverläufe der passiven und aktiven Umdrehungen 74
Abb. 53 : Vergleich der Tangentialkraftverläufe der passiven und aktiven Umdrehungen 75
Abb. 54 : Schema eines Antriebskonzeptes mit zentral angebrachtem Motor 79

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Margit Gföhler für die tatkräftige Unterstützung und die zahlreichen Anregungen zu dieser Arbeit. Durch die große Erfahrung aus vorangegangen Projekten auf dem Gebiet des FES- Radfahrens wurde es erst möglich den gegenständlichen Prototyp in der jetzigen Form zu verwirklichen und mit Patienten zu testen.

Für so manche richtungweisende Vorschläge in zahlreichen Diskussionen möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Peter Lugner bedanken.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. Thomas Eberharter und Herrn Dr. Harald Hackl für die Hilfestellung bei Fragen zur Messtechnik und Übertragungselektronik und ihren Einsatz beim Erstellen der Elektronik und der Programmierung des Stimulators.

Stellvertretend für das Team der Klinischen Forschung im Schweizer Paraplegikerzentrum Nottwil möchte ich Frau Dr. Tanja Kakebeeke für die Unterstützung bei den Messungen danken.

Nicht zu letzt gilt der Dank den Probanden die mit ihrem persönlichen Engagement die Messungen ermöglichten und durch ihre Anregungen die Entwicklung des Fahrrades positiv beeinflussten.

Diese Dissertation möchte ich meiner Tochter Ramona, Marie widmen.

BEGRIFFE UND ABKÜRZUNGEN

Begriff/Abkürzung	Bedeutung
Aktivierungszeit	ist jene Zeit die der Muskel benötigt, um 70 % seiner Kraftentwicklung nach Beginn der Stimulation zu erreichen
akt.	aktiv, in Zusammenhang mit „aktiven“ Umdrehungen verwendet (Tretkurbelumdrehungen mit Stimulation der Muskeln)
Axon	Das Axon oder der Neurit ist der lange, faserartige Fortsatz einer Nervenzelle, der elektrische Nervenimpulse vom Zellkörper wegleitet
D	Impulsdauer der Stimulation in μs
Deaktivierungszeit	ist jene Zeit die nach Beendigung der Stimulation verstreicht bis die Kraftentwicklung des Muskels auf 30 % abgesunken ist
EMG	Elektromyogramm
f	Stimulationsfrequenz in Hz
FES	Funktionelle Elektrostimulation
Fr	Radialkraft (In Richtung der Tretkurbel wirkend)
Ft	Tangentialkraft (normal zur Tretkurbel wirkend)
I	Stromstärke der Stimulation in mA (Stimulationsamplitude)
ink.	inkomplett (bei einer inkompletten Querschnittlähmung sind noch Teile der Nervenbahnen die durch die Region der Verletzung führen intakt)
isokinetisch	sich mit konstanter Geschwindigkeit bewegend
kom.	komplett (bei einer kompletten Querschnittlähmung sind alle Nervenbahnen die durch die Region der Verletzung führen zerstört)
konzentrische Bereiche der Muskeln	sind jene Bereiche in denen sie während der Tretbewegung auf Grund der geometrischen Verhältnisse eine Verkürzung erfahren
Läsion	Verletzung
LED	Light Emitting Diode, Leuchtdiode
M.	Musculus (Lateinische Bezeichnung für Muskel)
MT	Torsionsmoment (in den Tretkurbeln)
oxigeniertes Blut	mit Sauerstoff angereichertes Blut
Os sacrum	Kreuzbeine
Pars cervialis	Halsmark: Halssegmente 1-8 (C1 - C8)
Pars lumbales	Lendenmark: Lendensegmente 1-5 (L1 - L5)
Pars sacralis	Sakralmark: Kreuzbeinsegmente 1-5 (S1 - S5)
Pars thoracicae	Brustmark: Brustsegmente 1-12 (TH1 - TH12)
pass.	passiv, in Zusammenhang mit „passiven“ Umdrehungen verwendet (Tretkurbelumdrehungen ohne Stimulation)
peripher	periphere Nerven liegen außerhalb des Gehirns oder Rückenmarks
quadriceps	vierköpfig
sagittal	parallel zur Medianebene (vertikale Ebene durch die Mitte des Körpers) liegend
SCI	Spinal Cord Injury, Rückenmarksverletzung
Synapsen	Regionen, die der Erregungsübertragung von Zelle zu Zelle dienen
tetra	vier
traumatisch	verletzungsbedingt

1 Motivation und Ziele der gegenständlichen Arbeit

1.1 Allgemeines

Jährlich kommt es pro einer Million Einwohner zu etwa 20 Fällen von Wirbelsäulenverletzungen mit neurologischen Ausfällen [Becker, 2005]. Damit verbunden ist eine große Einschränkung der Mobilität die durch Hilfsmittel teilweise wieder erlangt werden kann. Eine führende Rolle spielt dabei der Rollstuhl der es dem Paraplegiker ermöglicht sich mit Hilfe der Armmuskulatur fortzubewegen. Dabei werden jedoch nur die Muskeln der oberen Extremitäten trainiert und das Herz-Kreislaufsystem muss weniger Muskelmasse mit sauerstoffreichem Blut versorgen als bei neurologisch intakten Personen.

Eine teilweise Abhilfe kann hier die Funktionelle Elektrostimulation für den Querschnittgelähmten schaffen. Werden die Muskeln der unteren Extremitäten in der Therapie durch Oberflächenelektroden zwischen denen Strom fließt zur Kontraktion angeregt so werden diese Gebiete auch besser durchblutet. Damit geht eine Steigerung der Herz- und Atemfrequenz einher. Bei regelmäßiger Anwendung der FES wird so das Herz-Kreislaufsystem zusätzlich gestärkt und neben den physiologischen Vorteilen kann das Trainieren der gelähmten Muskulatur auch positive psychologische Aspekte mit sich bringen [Harvey et al., 1992].

Aus diesem Grund beginnen sich einige Therapieformen für Personen mit einer Rückenmarksverletzung bei denen FES eingesetzt wird durchzusetzen. Neben dem Bestreben dem Patienten das Schreiten durch FES zu ermöglichen werden auch Projekte die sich auf das Radfahren mittels FES konzentrieren durchgeführt. Eines dieser Projekte ist Gegenstand dieser Arbeit. Es wurde durch die Förderung der Initiative Biomedizinische Technik (Kooperation von BMVIT, FFF und ÖGBMT) ermöglicht gemeinsam mit dem Institut für Mechanik und Mechatronik der TU Wien einen innovativen Prototyp für ein multifunktionales Fahrrad zu entwickeln.

1.2 Ziele

Beim Fahrradfahren mittels Funktioneller Elektrostimulation gestaltet es sich schwierig die unterschiedlichen Einstellungen der einzelnen Fahrer zu ermitteln, um für jeden eine möglichst effiziente Stimulation der Beinmuskeln durchführen zu können. Dazu haben wir uns zum Ziel gesetzt ein Fahrrad zu entwickeln das auch als stationärer Prüfstand dient auf dem verschiedene Stimulationsmuster für den jeweiligen Radfahrer getestet werden können. Für die Optimierung der Tretbewegung sollen die relevanten geometrischen Parameter des Fahrrades leicht verstellbar sein und vorbereitete Messroutinen sollen ein systematisches und schnelles Vermessen des Probanden ermöglichen.

Mit diesen optimierten Parametern kann der Partient dann auf geeigneten Strecken mit Hilfe von Funktioneller Elektrostimulation Radfahren. Damit die Beine des gelähmten Radfahrers bei der Tretbewegung nicht zur Seite kippen ist geplant diese von Orthesen am Pedal und in der sagittalen Ebene zu halten. Besonderes Augenmerk wird auf einen einfachen Transfer vom Rollstuhl auf das Fahrrad und wieder zurück gelegt, um so dem Gelähmten auch ein eigenständiges Umsetzen und Trainieren zu ermöglichen. Geplant ist auch einen Motor zu integrieren der für die Tests als Antrieb herangezogen werden kann und für das Radfahren bei Muskelermüdung oder bei Steigungen dem Fahrer als Unterstützung dient.

2 Medizinische Gesichtspunkte

2.1 Allgemeines zur Querschnittlähmung

Querschnittlähmung bezeichnet ein Lähmungsbild, das aus einer unvollständigen oder vollständigen Schädigung des Rückenmark - Querschnittes resultiert. Unfälle mit einer Bruchverletzung der Wirbelsäule stellen nach wie vor die Hauptursache neben Erkrankungen und Tumoren dar.

Unter einer Paraplegie versteht man die schlaffe oder spastische Lähmung beider Beine (Paraplegia cruralis) oder beider Arme (Paraplegia brachialis) [Roche 1999]. Da eine Paraplegie der Arme sehr selten vorkommt, wird der Begriff "Paraplegie" üblicherweise für die Lähmung der Beine verwendet. Je nach Lage der Rückenmarksverletzung tritt eine Lähmung der Rumpf- und Beinmuskulatur sowie der Verlust des Empfindungsvermögens für Berührung, Schmerz, Temperaturen und Lagesinn auf.
Liegt die Verletzung höher als das zweite Brustsegment (TH 2) des Rückenmarks kommt es zu einer Tetraplegie bei der auch eine Lähmung an den Armen auftritt.

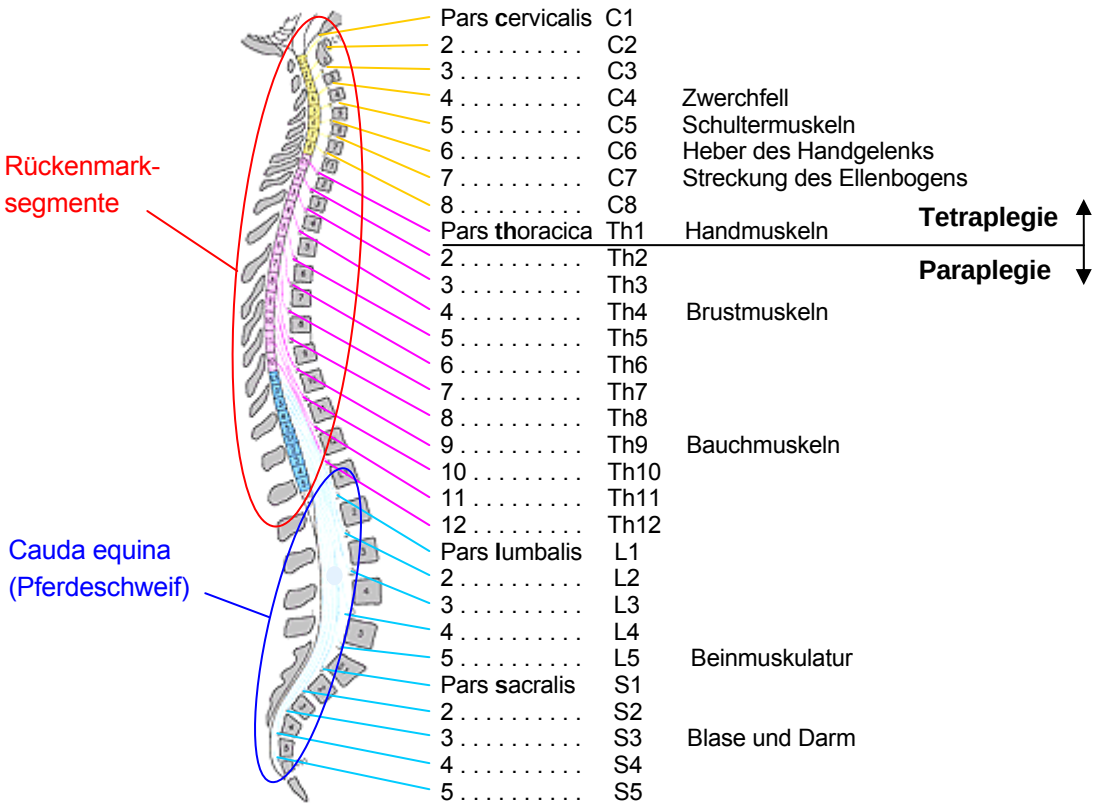


Abb. 01: Wirbelsäule von rechts

Abb. 01 zeigt die Wirbelsäule mit ihren Wirbeln und deren Rückenmarkssegmenten in einer Seitenansicht von rechts und beschreibt den Zusammenhang der Verletzungshöhe mit der damit einhergehenden Beeinträchtigung der Körperfunktionen. Die Nomenklatur für die Bezeichnung der Verletzungshöhe einer Person mit Querschnittlähmung geht auf die lateinische Bezeichnung der Wirbeln und ihren zugehörigen Rückenmarkssegmenten zurück. So liegt zum Beispiel bei einer Person mit einer Querschnittlähmung der Klasse C6 die

Verletzung beim 6. Halssegment (Pars **c**ervicalis) des Rückenmarks oder bei der Klasse TH 3 beim 3. Brustsegment (Pars **th**oracica). Dasselbe gilt für Verletzungen der Lendensegmente (Pars **l**umbalis) oder der Kreuzbeinsegmente (Pars **s**acralis).

Je nach örtlicher Lage der Läsion der Rückenmarksegmente spricht man von schlaffer oder spastischer Lähmung. Bei einer Verletzung des peripheren Nervs im Gebiet der Cauda equina (siehe Abbildung 1) kommt es zu einer schlaffen Lähmung, ist hingegen die Verletzung oberhalb des Reflexbogens im Gebiet der Rückenmarksegmente gelegen, spricht man von einer spastischen Lähmung da es durch die Funktionsfähigkeit der peripheren Nerven, noch zu unwillkürlichen, krampfartigen Muskelkontraktionen, so genannte Spasmen, kommen kann.

Das im folgenden beschriebene Fahrrad ist hauptsächlich auf Personen mit spastischer Lähmung beider Beine ausgerichtet, da über die Stimulation der intakten peripheren Nerven die Kontraktion der entsprechenden Muskeln erreicht werden kann. Die Stimulation von denervierter Muskulatur (schlaffe Lähmung) gestaltet sich schwieriger da mit den selben Stimulationsströmen deutlich geringere Kräfte erreicht werden. Durch die Limitierung der handelsüblichen Stimulatoren auf etwa 150 mA Impulsamplitude sind diese für die Stimulation denervierter Muskulatur zu gering ausgelegt.

2.2 Physiologie der Nervenleitung und Muskelaktivierung

2.2.1 Auslösung eines Aktionspotentiales

Den Grundbaustein für die Reizleitung im Körper bilden die Nervenzellen, bestehend aus dem Zellkörper und seinen Fortsätzen, den Dendriten und dem Axon. Kommt es an einer Stelle der Membran der Nervenzelle zur Überschreitung eines bestimmten Schwellenpotential, welches im Bereich von -50 mV liegt, öffnen sich die Natrium-Kanäle einhergehend mit einer Verstärkung der Depolarisation, und ein Aktionspotential wird ausgelöst. Dabei spricht man von einer „Alles-oder-Nichts-Reaktion“: Erreicht der Reiz die Reizschwelle tritt ein volles und maximales Aktionspotential auf. Wichtige Begriffe in Zusammenhang mit der Nervenreizung stellen die Rheobase und die Chronaxie dar.

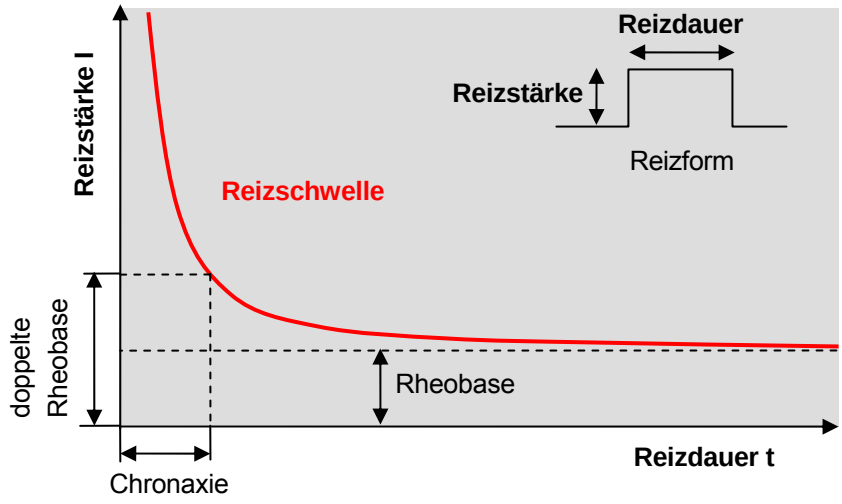


Abb. 02: Reizdauer- Reizstärke Beziehung

Wie in Abb. 02 veranschaulicht bezeichnet die Rheobase die bei langer Flusszeit des Reizstromes erforderliche Schwellenreizstärke. Die Nutzzeit der doppelten Rheobase nennt man Chronaxie. Diese liegt für schnelle Nervenfasern bei 0,1 ms [Golenhofen, 2000]. Nach dem Abklingen des Aktionspotentials (ca. 1-2 ms) ist das Axon für eine kurze Zeit nicht mehr erregbar. Erst nach Ende der Refraktärphase (ca. 4 ms) kann eine nochmalige Depolarisation ein erneutes Aktionspotential auslösen.

2.2.2 Erregungsleitung in den Nerven

Bei einem Nerv handelt es sich um ein Bündel von Nervenfasern (Axone), die von einer gemeinsamen bindegewebigen Hülle umschlossen werden und zum Teil sehr unterschiedliche Eigenschaften besitzen. Bei der Erregungsleitung in den Nervenfasern löst ein Aktionspotential an einer Stelle lokale Ströme aus die zu einer Depolarisation der unerregten Nachbarschaft führen. Diese Welle der Depolarisation breitet sich entlang des Axons mit einer Geschwindigkeit zwischen 2 und 120 m/s aus. Grundsätzlich gilt je größer der Faserdurchmesser desto höher die Leitungsgeschwindigkeit. Die Nervenfasern der für unsere Überlegungen relevanten Skelettmuskulatur zählen zu der Gruppe der myelinisierten Nervenfasern. Sie haben einen Durchmesser von 10 bis 20 μm und ermöglichen Dank der saltatorischen Erregungsleitung entlang der Ranvier-Knoten eine Leitungsgeschwindigkeit um die 100 m/s [Golenhofen, 2000].

2.2.3 Aktivierung der Muskelfasern

Eine Muskelkontraktion wird von elektrischen Impulsen (Aktionspotentialen) ausgelöst, die vom Gehirn oder durch Stimulation des peripheren Nerv ausgesandt und über die Nervenfasern weitergeleitet worden sind. Die Nervenfasern verzweigen sich im innervierten Muskel, und jeder der Äste kann eine einzelne Muskelfaser zur Kontraktion veranlassen. Den Übergang zwischen der Nervenfaser und der Muskelfaser bildet die motorische Endplatte, welche in ihrer Funktion als chemische Synapse die einlaufenden Aktionspotentiale mittels dem Übertragungsstoff Acetylcholin auf die Muskelfaser überträgt. Erreichen die elektrischen Impulse die bis zu 100 μm starken Muskelfasern entstehen zwischen den Actin- und Myosin-Filamenten Kräfte die ein Ineinandergleiten der Filamente bewirken und den Muskel verkürzen [Lippert,1996; Golenhofen, 2000].

Bei den Muskelfasern unterscheidet man zwei Typen. Die langsamen Typ I - Fasern sind sehr ausdauernd können jedoch nicht sehr große Kräfte entwickeln. Die schnellen Typ II – Fasern hingegen entwickeln hohe Kräfte ermüden aber auch schneller. Das Verhältnis der Zusammensetzung der Muskelfasertypen im Muskel ist weitestgehend genetisch bestimmt und ist bei Personen mit innervierter Muskulatur nur durch ein gezieltes Ausdauer- beziehungsweise Krafttraining begrenzt zu verändern. Wird der Muskel mittels Funktioneller Elektrostimulation aktiviert werden zum Unterschied zum physiologischen Vorgang zuerst die ermüdungsanfälligen Typ II - Muskelfasern aktiviert bevor mit höherer Stimulationsintensität auch die ermüdungsresistenten Typ I –Fasern rekrutiert werden [Solomonow, 1984].

2.2.4 Kraftentwicklung im Gesamtmuskel

Anhand von Versuchen mit Nerv-Muskel-Präparaten von Fröschen lassen sich die wichtigsten Gesetzmäßigkeiten für die Kraftentwicklung im innervierten Gesamtmuskel zeigen [Eckert,1986]. Stimuliert man einen motorischen Nerv mit Einzelreizen zunehmender Stärke und misst dabei die Kraftentwicklung im Muskel so erkennt man, dass erst ab einer bestimmten Reizschwelle eine Kraftentwicklung auftritt (untere Reizschwelle) und ab einer bestimmten oberen Reizschwelle keine Krafterhöhung mehr erkennbar ist (siehe Abb. 03). Erfolgen die einzelnen Reize in kürzeren Abständen so kommt es zu einer Superposition ihrer Kraftantworten, welche bei einer Reizfrequenz im Bereich von 50 Hz zu einem vollkommenen Tetanus verschmelzen. Weitere wichtige Einflussfaktoren für die von einem Muskel erzeugten Kräfte stellen neben der Reizstärke und der Reizfrequenz die Muskellänge bei der die Aktivierung erfolgt und die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels dar.

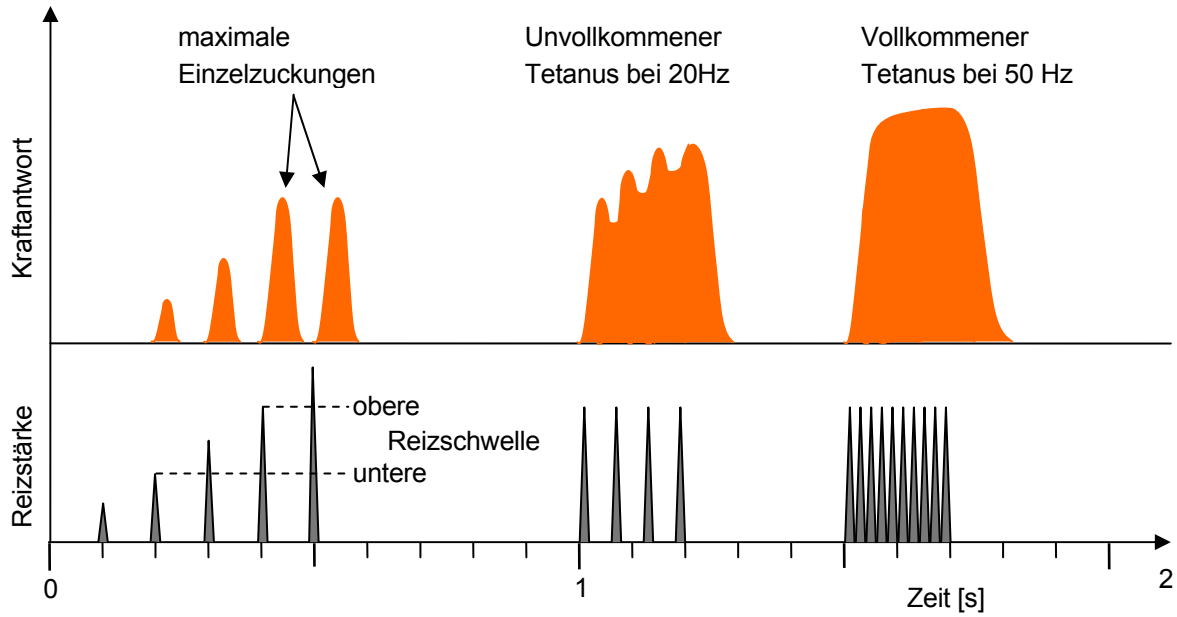


Abb. 03: Reizung eines Muskels, unvollkommener und vollkommener Tetanus

Abb. 04 zeigt den Zusammenhang zwischen der Muskellänge l und der erreichbaren Kraft F des Muskels bei voller Stimulation. F_0 steht dabei für die tetanische Kraft und entspricht der maximalen isometrischen Kraft die bei der optimalen Länge l_0 des Muskels erzielt werden kann. Morphologisch lässt sich das Ergebnis über den Überlappungsgrad der Actin- und Myosin-Filamente erklären. Nur bei bestimmter Überlappung können die Myosinköpfchen die Kraft optimal übertragen [Gordon et al., 1966]. Befindet sich der Muskel in einem gestreckten Zustand $l > l_0$ so erzeugt er auch passive Dehnungskräfte die vorwiegend von elastischen Bindegewebsstrukturen und Membranen herrühren.

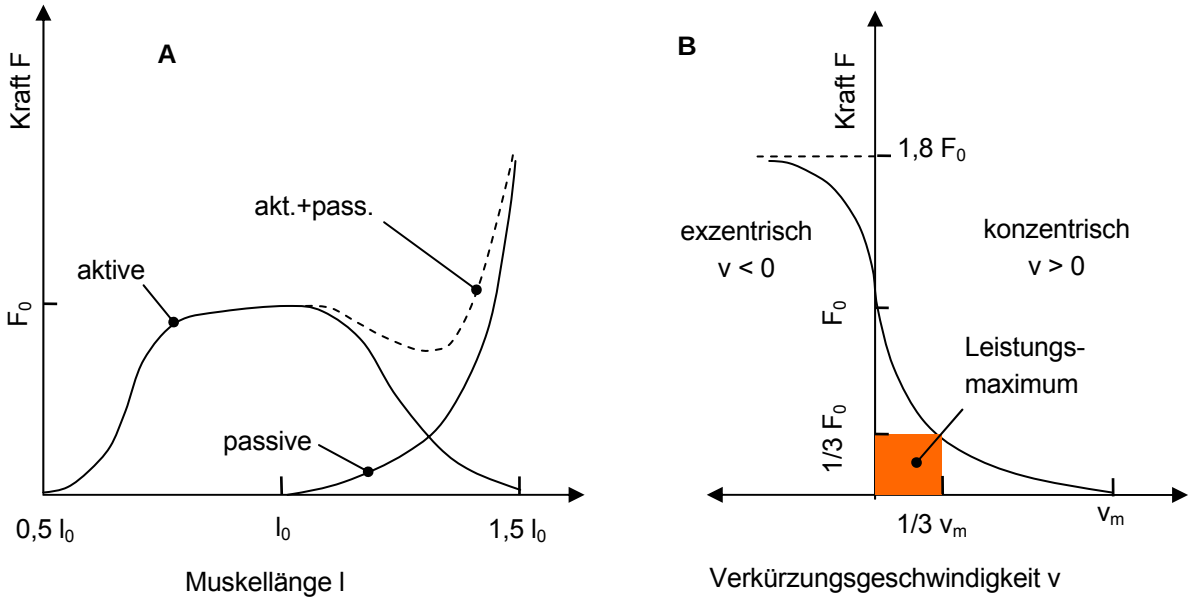


Abb. 04: Erzeugte Muskelkraft in Abhängigkeit von der Muskellänge l (A) und von der Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels v (B).

Betrachtet man in Abb. 04 den Teil B so erkennt man eine abnehmende Muskelkraft bei steigender Verkürzungsgeschwindigkeit. Wird ein Muskel während der Kontraktion hingegen gedehnt so kann die von ihm erzeugte Kraft bis zum 1,8 fachen seiner tetanischen Kraft steigen. Bedenkt man dass die Leistungsabgabe des Muskels sich über die Beziehung Leistung ist Kraft mal Geschwindigkeit berechnet so ist schnell erkennbar, dass nur für positive Verkürzungsgeschwindigkeiten des Muskels eine positive Leistung erzielbar ist. Das Leistungsmaximum liegt dabei nach Wilkie, 1950 bei einem Drittel der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit v_m und der dazugehörenden maximalen Kraft (etwa ein Drittel der tetanischen Kraft).

Aufgrund der oben angeführten Überlegungen zur Leistungsabgabe von Muskeln kann eine wichtige Aussage für die Stimulationsbereiche der beim Radfahren involvierten Beinmuskulatur getroffen werden. Die einzelnen Muskeln sollten nicht in Winkelbereichen stimuliert werden in denen sie auf Grund der gegebenen Geometrie in der Tretbewegung eine Dehnung erfahren (exzentrischer Bereich) da sie gegebenenfalls negative Leistung einbringen und somit die Tretbewegung hemmen.

2.3 Die beim FES- Radfahren aktivierte Beinmuskulatur

2.3.1 Übersicht über die für die Tretbewegung aktivierten Muskeln

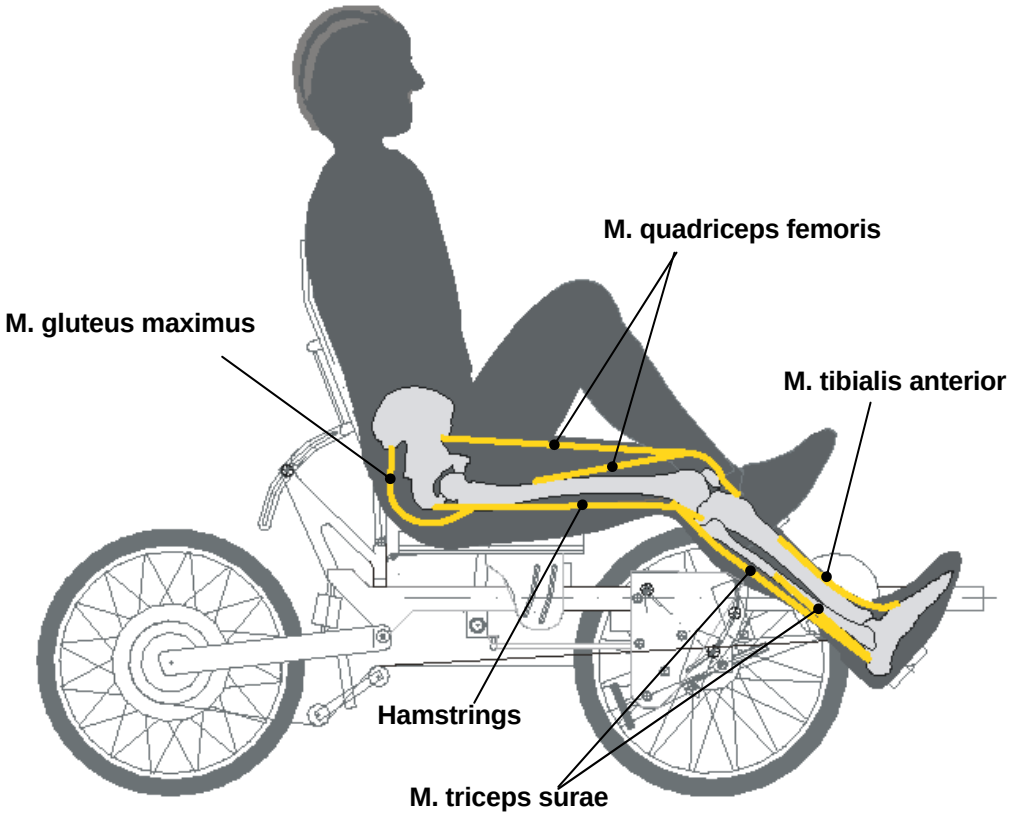


Abb. 05: Übersicht der stimulierten Muskeln und Muskelgruppen

Abb. 05 zeigt eine Übersicht über die Muskeln und Muskelgruppen die für die Tretbewegung durch FES aktiviert werden. Wird das Radfahren mit fixiertem Knöchelgelenk durchgeführt so sind der M. quadriceps femoris, die Hamstrings und der M. gluteus maximus aktiv. Für die Tretbewegung mit freiem Knöchelgelenk werden noch zusätzlich der M. tibialis anterior und der M. triceps surae stimuliert.

2.3.2 Detaillierte Beschreibung der beteiligten Muskeln

Der M. quadriceps femoris besteht aus vier einzelnen Muskeln, die in einer gemeinsamen Endsehne zur Tuberositas tibiae über das Kniegelenk ziehen. Dadurch ist der M. quadriceps femoris zuständig für das Strecken des Knies beim Radfahren. Die vier Muskeln (M. rectus femoris, M. vastus intermedius, M. vastus medialis, M. vastus lateralis) laufen alle über die Vorderseite des Oberschenkels zur Hüfte und sind am Beckenknochen festgewachsen. Durch das Überspannen des Hüftgelenks ruft der M. quadriceps femoris bei seiner Aktivierung auch eine Beugung der Hüfte hervor. Diese wird beim Radfahren durch gleichzeitige Stimulation des M. gluteus maximus verhindert.

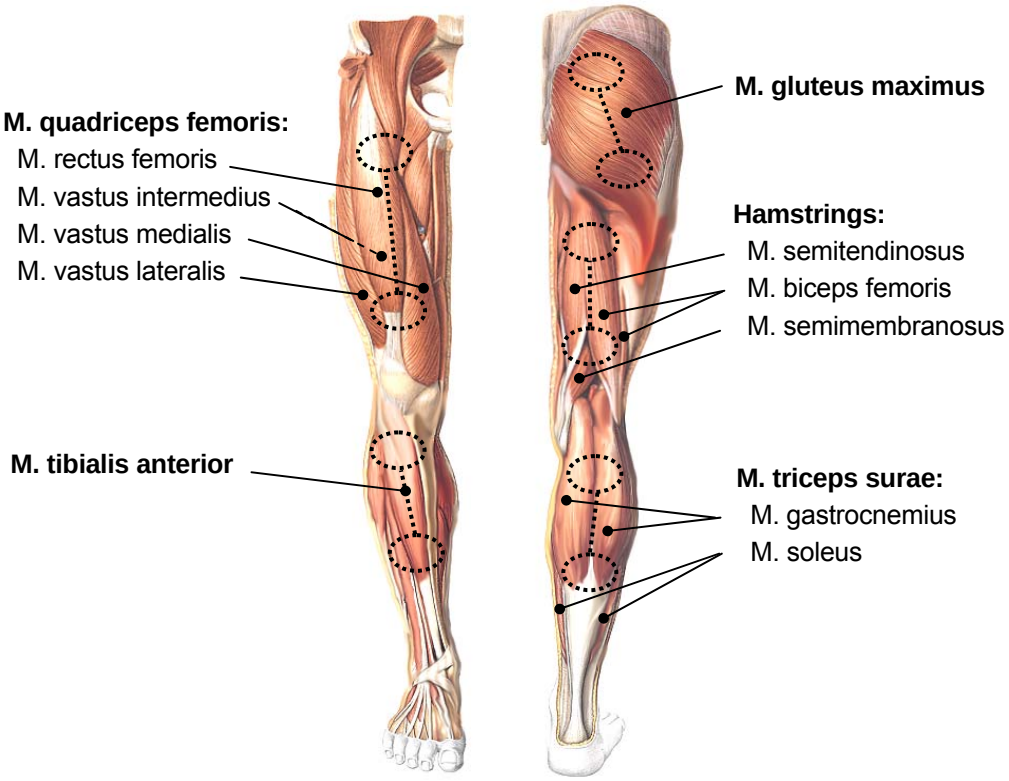


Abb. 06: Beteiligte Muskeln gezeigt am rechten Bein [Sobotta, 2000]
Die Positionierung der 5 Oberflächenelektrodenpaare ist durch die punktiert ausgeführten Ellipsen schematisiert

Die Hamstrings bezeichnen die Beugemuskulatur am hinteren Oberschenkel und beinhalten den M. biceps femoris, den M. semitendinosus und den M. semimembranosus.
Der M. biceps femoris (Schenkelbeuger) teilt sich in zwei Muskelstränge. Beide beginnen unterhalb des Kniegelenks, am Trochanter major. Der längere Muskelstrang (das caput longum) zieht zum Becken wo er am Schambein angewachsen ist. Er ermöglicht die Flexion des Knies und kann zusätzlich eine Streckung der Hüfte und eine Außenrotation des Beines bewirken. Der zweite Muskelstrang, das caput breve beginnt, wie das caput longum, unterhalb des Kniegelenks und zieht bis zur Mitte des Oberschenkelknochens. Er bewirkt hauptsächlich eine Außenrotation des Oberschenkels.
Der M. semitendinosus (Halbsehnenmuskel) beginnt, wie sein Synergist, der M. biceps femoris, am hinteren Teil des Schambeins und endet an einem Knochenvorsprung auf der Innenseite unterhalb des Kniegelenkes. Dadurch ist er in der Lage die Hüfte zu Strecken, das Knie zu beugen und eine Innenrotation des Beins hervorzurufen.
Der M. semimembranosus (Plattsehnenmuskel) zieht vom hinterer, unterer Bogen des Beckens auf der Hinterseite des Beins bis zum Kniegelenk. Er bewirkt bei seiner Aktivierung eine Hüftstreckung, eine Kniebeugung und eine Innenrotation des Oberschenkels.
Da bei der Tretbewegung eine Innen- oder Außenrotation des Oberschenkels unerwünscht ist sollte bei der Applikation der Stimulationselektroden für die Hamstrings darauf geachtet werden, dass sich die Kraftkomponente für die Außenrotation - vom M. biceps femoris

herrührend - und die Kraftkomponente für die Innenrotation hervorgerufen durch den M. semitendinosus und den M. semimembranosus möglichst gut aufheben.

Der M. gluteus maximus (Großer Gesäßmuskel) ist der größte der drei Gesäßmuskeln und bildet den gesamten hinteren Bereich des Gesäßes. Er beginnt am oberen Beckenrand und endet am Oberschenkelknochen in der Nähe des Hüftgelenkes und bewirkt bei seiner Aktivierung eine Hüftstreckung.

Der M. triceps surae (Drillingsmuskel der Wade) wird von den beiden Köpfen des M. gastrocnemius (Zwillingswadenmuskel) und dem M. soleus (Schollenmuskel) gebildet. Oberhalb der Ferse vereinigen sich die drei Muskelbäuche zu einer gemeinsamen Sehne, der Achillessehne, die an der Hinterkante des Fersenbeines ansetzt.
Die beiden Muskelköpfe caput mediale und caput laterale des M. gastrocnemius haben ihren Ursprung oberhalb der Gelenkknorren des Femur und überspannen daher auch das Kniegelenk. Der M. gastrocnemius bewirkt somit neben der Plantarflexion des Fußes auch ein Flexion des Knies. Der M. soleus arbeitet eng mit dem Wadenmuskel zusammen ist aber ein eigenständiger Muskel. Er beginnt zusammen mit dem Wadenmuskel an der Achillessehne oberhalb der Ferse und endet am Unterschenkelknochen, kurz unterhalb des Knies. Der M. soleus wird größtenteils vom M. gastrocnemius bedeckt. Nur an den Seiten des Unterschenkels ist er sichtbar. Der M. soleus bewirkt synergetisch mit dem M. gastrocnemius eine Plantarflexion des Fußes die bis 50° erreichen kann, wobei bei der 0°- Stellung der Fuß im rechten Winkel zum Unterschenkel steht.

Der M. tibialis anterior (Vorderer Schienbeinmuskel) beginnt am Kniegelenk unterhalb der Kniescheibe, läuft auf der Außenseite des Beines neben dem Schienbein her und endet kurz vor dem Sprunggelenk des Fußes. Dort läuft er in einer Sehne aus, die von den Bändern des Sprunggelenkes umgelenkt wird und an der Innenseite des Fußes, etwa in der Mitte der Fußwölbung, endet. Er bewirkt eine Dorsalflexion des Fußes von bis zu 30° und stellt somit den Gegenspieler zum M. triceps surae dar.

2.4 Positive Effekte der FES

Funktionelle Elektrostimulation der unteren Gliedmaßen stellt eine wichtige unterstützende Therapie für gelähmte Personen dar. Zahlreichen Untersuchungen belegen die positiven physiologischen Effekte die durch FES erreicht werden können. Verbunden mit einer Steigerung der Durchblutung der stimulierten Regionen, sinkt das Risiko einer Dekubitusbildung [Faghri et al., 1997]. Durch die Aktivierung der zusätzlichen Muskelmassen in den unteren Extremitäten muss mehr oxigeniertes Blut in diese Regionen transportiert werden. Dies ist nur möglich wenn sich die Atem- und Pulsfrequenz des Patienten erhöht. Ein regelmäßiges Training mittels FES führt somit vor allem bei Querschnittgelähmten zu einer Stärkung des Herz-Kreislaufsystems [Figoni et al., 1990; Hooker et al.,1992; Janssen et al., 1998; Mutton et al., 1997; Pollack et al, 1989]. Auch können unerwünschte Atrophieprozesse der Muskeln verhindert und die Knochendichte erhöht werden [Mohr et al., 1997; Malagodi et al., 1993]. Zusätzlich zu den physiologischen Vorteilen dient die Tretbewegung mit der körpereigenen Muskelkraft dem Patienten als psychologische Stütze und fördert somit den ganzheitlichen Therapieerfolg [Harvey et al. 1992; Janssen et al., 1998.; Ragnarsson et al., 1988; Sipski et al.,1989]. Die Möglichkeit einer selbstständigen Mobilität im Falle eines „freien“ Radfahrens bildet einen zusätzlichen Anreiz.

3 Frühere Arbeiten im Bereich der Funktionellen Elektrostimulation

3.1 Geschichtliche Meilensteine der FES

Mit der Erfindung der Leyden`schen Flasche (1745) dem Vorläufer des Kondensators wurde der Startschuss für die vermehrte Anwendung der Elektrizität in der Medizin gegeben. Es wurde über erfolgreiche Behandlungen von Epilepsie, Angina pectoris und Ischias publiziert. Von großer Bedeutung für die Stimulation von Muskeln waren die 1791 von Luigi Galvani durchgeführten physiologischen Versuche an einem Froschbein das mittels zweier unterschiedlicher Metalle zur Ausführung einer Bewegung veranlasst werden konnte. Alessandro Volta erkannte, dass die Metalle nicht nur eine leitende Funktion hatten und baute 1799 das Volta`sche Element, einen Vorläufer der Batterie. Cambridge berichtete in einer Arbeit 1970 über dieses Volta`sche Element. Es bestand aus einem Stapel von Silbermünzen und Zinkscheiben die abwechselnd übereinander gelegt und durch nassen Karton getrennt wurden. So floss ein konstanter galvanischer Strom der für unterschiedlichste Versuche an tierischen Muskeln herangezogen werden konnte. Ritter beobachtete 1801 mit mehreren aneinander gereihten Volta`schen Elementen die man einzeln zuschalten konnte, dass der Strom plötzlich fließen muss um eine Kontraktion im Muskel zu erreichen.

1870 stellte Engelmann Kurven für Reizstärke und Reizdauer von Labortieren auf und 1909 entwickelten Louis la Picque und seine Frau erstmals eine Darstellung für ein Elektrosignal in Abhängigkeit von Zeit und Intensität [Licht, 1972; Benton et al., 1983]. Dabei führten die beiden auch die heute noch verwendeten und in Kapitel 2.2.1 beschriebenen Begriffe der „Rheobase“ und der „Chronaxie“ ein. Mit zunehmendem Verständnis der Elektrostimulation und der Verfügbarkeit von Batterie und Spule begann man nach therapeutischen Anwendungsmöglichkeiten dieser Methode zu suchen.

1931 belebte Albert Hyman Tiere nach vorangegangenem Herzstillstand mit elektrischen Stromstößen erfolgreich wieder und 1952 zeigte Paul Zoll, dass mit einem künstlichen Herzschrittmacher der Herzschlag auch beim Menschen einige Zeit aufrecht erhalten werden kann. 1958 konnten Furman und Schwedel einen Patienten vorführen der bereits 96 Tage ohne Komplikationen von einem stationären Herzschrittmacher stimuliert wurde. Während der folgenden Jahre wurden dann implantierbare und batteriebetriebene Herzschrittmacher entwickelt und zum Einsatz gebracht [McNeal, 1977].

Neben dem Einsatzgebiet der Elektrostimulation bei Herzschrittmachern fand sie in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts auch verstärkt Anwendung im Zusammenhang mit Lähmungen. Dafür etablierte sich der Ausdruck „funktionelle Elektrostimulation“ bei der gewöhnlich die externe Kontrolle gelähmter Muskulatur mittels elektrischer Reizung bezeichnet wird. Ab 1960 gibt es die ersten Systeme die bei Hemiplegikern während der Schwungphase des Schrittes den Peroneus Nerv stimulieren um die Fußspitze zu heben. Auch wurde versucht komplexen Gangstörungen mittels Stimulation von sechs verschiedenen Muskeln entgegenzuwirken [Strojnik et al., 1979]. Weitere Einsatzgebiete findet die FES bei der Zwerchfellstimulation zur künstlichen Beatmung von Querschnittgelähmten, sowie bei der Behandlung von Harn und Stuhlinkontinenz [McNeal, 1977]. Mit der technischen Weiterentwicklung im Bereich der Elektronik wurden immer mehr Einsatzgebiete für die Elektrostimulation geöffnet. Im Folgenden soll noch ein spezieller Überblick über den Einsatz von FES bei Fahrradprojekten gegeben werden.

3.2 Fahrradprojekte mit FES

Erste Anwendungen der Tretbewegung mittels FES wurden an einem dreirädrigen Fahrrad von Petrofsky 1983 durchgeführt. Danach folgten Untersuchungen der Tretbewegung mittels FES aktivierter Beinmuskulatur an stationären Fahrradergometern [Pons et al., 1989]. In weiteren Studien wurde versucht die Geometrie der Ergometer zu verbessern und Trainingsprogramm und Stimulationsparameter anzupassen [Janssen et al.,1996; Glaser et al. 1996]. Die Aktivierungsmuster für das Radfahren mittels FES wurden bis jetzt meist basierend auf EMG Messungen bei physiologisch angesteuerter gesunder Muskulatur beim Radfahren gewählt [Chen et al., 1997; Petrofsky and Smith, 1992]. Es ist aber fraglich, ob die Übertragung dieser EMG-Muster auf eine FES-gesteuerte Bewegung wirklich den optimalen Vortrieb ergibt [Pons et al., 1989].

Um das Fahrradfahren mittels FES für Personen mit Querschnittlähmung noch attraktiver zu gestalten wurden neben den Ergometern auch drei- oder vierrädrige Fahrräder in ihrer Ausführung verbessert und teilweise mit Hilfsmotoren ausgestattet. So wurde das FES - Fahrradtraining in Turnhallen oder auf ebenen Strecken im Freien ermöglicht [Angeli et al., 1999; Gföhler et al., 1998; Hunt et al., 2004; Mayer, 1992]. Schutte et al. führten 1993 eine theoretische Studie durch, in welcher der Einfluss der Sitzkonfiguration und der individuellen Unterschiede auf das Radfahren mittels FES untersucht wurden. Angeli hat gezeigt, dass die maximale Leistungsabgabe beim Radfahren gesunder Probanden durch die Verwendung einer optimierten nicht kreisförmigen Pedalbahn, welche durch ein Gelenksviereck realisierbar ist, gegenüber der herkömmlichen Kreisbahn gesteigert werden kann. In einer Simulationsstudie wurde diese Pedalbahn auch für das Radfahren mittels FES mit Aktivierung von Quadriceps, Hamstrings, Gluteus Maximus und Peroneus Reflex optimiert [Gföhler et al., 1999]. Durch die Verwendung einer optimierten Pedalbahn für Paraplegiker können die Leistungsabgabe gesteigert und durch die kleineren Gelenkswinkelbereiche an Knie und Hüfte auch die Gefahr der Spasmenauslösung reduziert werden. Die Optimierung der Pedalbahn ist abhängig von der Fahrradgeometrie und den stimulierten Muskelgruppen [Gföhler et al., 2004].

3.3 Weiterführende Ideen die im gegenständlichen Projekt verwirklicht wurden

Da gelähmte Muskeln meist atrophiert sind und nur eine eingeschränkte Anzahl effektiver Beinmuskeln durch Oberflächenelektroden erreicht werden können, ist es wichtig, die erzeugten Muskelkräfte mit höchstmöglicher Effizienz in Antriebsleistung umzuwandeln. Um die optimalen Stimulationsintervalle in Abhängigkeit vom Tretkurbelwinkel zu ermitteln benötigt man daher die Möglichkeit die Tretbewegung während den einzelnen Umdrehungen im Detail zu untersuchen. Dies führte zu dem im Folgenden genauer beschriebenen Fahrradkonzept, das eine Anwendungsmöglichkeit sowohl als Prüfstand als auch zum freien Fahren bietet. Ein zusätzlicher Antriebsmotor ermöglicht es für die Messungen eine genau definierte Umdrehungsgeschwindigkeit der Tretkurbel vorzugeben. Während dieser isokinetischen Tretbewegung kann der Einfluss der einzeln stimulierten Muskelgruppen über die in die Tretkurbeln integrierte Kraftmessung bestimmt werden. Daraus kann auf die Bereiche geschlossen werden, in denen die einzelnen Muskeln und Muskelgruppen für eine leistungsoptimierte Tretbewegung stimuliert werden müssen. Dies bietet den Vorteil, dass vor Fahrtantritt für den jeweiligen Fahrer die individuellen Stimulationsparameter ermittelt werden können.

Eine Weiterentwicklung von früheren Konzepten stellt auch der im Rahmen dieses Projektes entwickelte Stimulator dar. Zum einen ermöglichen vier weitere, also insgesamt zehn, Stimulationskanäle bei Bedarf zusätzlich die Muskeln des Unterschenkels zu stimulieren[1] und zum anderen wurde im Mikrocontroller des Stimulators eine geschwindigkeitsabhängige Verschiebung der Stimulationsbereiche vorgesehen. Dies ist für das Radfahren von großer Bedeutung da die Muskulatur eine Aktivierungs- und Deaktivierungszeit benötigt und somit die Kraftentwicklung bezogen auf die Tretkurbelstellung von der Kadenz der Tretbewegung abhängt. Folgendes Rechenbeispiel soll dies in einfacher Weise veranschaulichen. Angenommen der rechte M. quadriceps femoris hat seinen optimalen Aktivierungsbereich von 0 bis 90° der Tretkurbelstellung (0° entspricht der Position bei der die rechte Tretkurbel senkrecht nach oben zeigt). Bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 30 U/min = 180°/s und einer Aktivierungszeit bzw. Deaktivierungszeit des Muskels von 100 ms sollte die Stimulation um 18° früher beginnen und auch früher enden damit der Muskel im optimalen Bereich voll aktiv ist. Der Stimulator bietet erstmals die Möglichkeit diese geschwindigkeitsabhängige Winkelverschiebung für 6 Geschwindigkeitsbereiche vorzugeben. Im Kapitel 4.10.3 wird bei der detaillierten Beschreibung des Stimulationsgerätes noch genauer auf diesen Punkt eingegangen werden.

Neu sind auch die automatisierten Messroutinen die mit Hilfe von eigens programmierten Auswerteprogrammen zur schnelleren Ermittlung der Stimulationsparameter beitragen. Im speziellen wurden erstmals „quasistatische“ Messroutinen durchgeführt und mit den Ergebnissen der statischen Messung verglichen und evaluiert.

[1] Bei beweglichem Knöchelgelenk wird eine zusätzliche Stimulation der Plantar- und Dorsiflexoren am Knöchel verwendet, sodass die gesundheitlichen Vorteile des FES-Bewegungstrainings auch für Muskulatur und Knochenstrukturen am Knöchelgelenk genützt werden können. Dies ist in Anbetracht der Tatsache, dass Frakturen der Tibia im unteren Drittel die häufigsten Knochenbrüche bei Paraplegikern darstellen, eine wichtige Präventionsmaßnahme.

4 Das Fahrrad und seine Komponenten

4.1 Grundkonzept

Bei der Festlegung des Grundkonzeptes wurden viele Gesichtspunkte in Betracht gezogen, um eine gute Funktionalität mit der Möglichkeit wissenschaftliche Messungen durchführen zu können zu vereinen. Die Benützung durch Personen mit Querschnittlähmung bedingt, dass das Fahrrad frei stehen können muss und dass auch ein möglichst leichter Transfer vom Rollstuhl zum Fahrrad gegeben ist. Das Konzept mit zwei Vorder- und einem Hinterrad wurde gewählt um eine gute Stabilität gegenüber dem seitlichen Kippen zu bieten und beim Transfer von hinten mit dem Rollstuhl zufahren zu können. Es wurde spezielles Augenmerk darauf gelegt, dass die Geometrie in weiten Bereichen leicht verstellbar ist. Auch sollte ein Antrieb ins Konzept mit einfließen der dem Gelähmten die Sicherheit bietet auch im Fall zu geringer Muskelkräfte oder bei Muskelermüdung wieder auf seinen Ausgangspunkt zurückzugelangen. Für den Betrieb am Stand übernimmt der Motor spezielle Aufgaben während der Messungen.

Dies leitet über zu der gewünschten dualen Funktionalität sowohl als stationäres Gerät mit Prüfstandfunktionen als auch als frei zu fahrendes Fahrrad. Seine stationäre Funktion für Messungen bedingt dabei eine in die Tretkurbel integrierte Kraftmessung und die Möglichkeit alle Freiläufe zu sperren, um eine funktionierende Motorregelung zu gewährleisten. Unverzichtbar für beide Betriebsarten ist eine ständige Information über den aktuellen Kurbelwinkel durch einen Winkelgeber, denn nur so kann der Stimulator die Muskeln des gelähmten Fahrers in den richtigen Bereichen stimulieren.

4.2 Mechanischer Aufbau

Abb. 07 zeigt ein Schema des Fahrrades mit seinen Komponenten und die Bereiche der mechanischen Einstellbarkeit. Als Grundrahmen für das Fahrrad wurde ein im Handel erhältliches Dreirad mit zwei Vorder- und einem Hinterrad gewählt, das hohe Stabilität bietet und auch in Kurven nicht zum Kippen neigt.

Für die Funktionalität als Prüfstand für das Radfahren mit Querschnittlähmung wurden am Rahmen mehrere Adaptionen vorgenommen und zusätzliche Konstruktionselemente angebracht, um eine Anpassung der wichtigsten geometrischen Parameter in einfacher Weise durchführen zu können. Die Neigungen sowohl der Sitzfläche (im Bereich von 20°) als auch der Rückenlehne (im Bereich von 28°) lassen sich mit Schnellspannelementen entsprechend einstellen. Der Träger, an welchem das Tretkurbellager befestigt ist, kann durch die Verstelleinheit mittels Trapezgewindespindel in einem Bereich von 40° in der vertikalen Ebene geschwenkt werden. Gemeinsam mit der horizontalen Verschiebbarkeit des Tretkurbellagers kann dieses in einem weiten Bereich positioniert und für Benützer mit einer Körpergröße von 1,55 bis 1,95m angepasst werden.

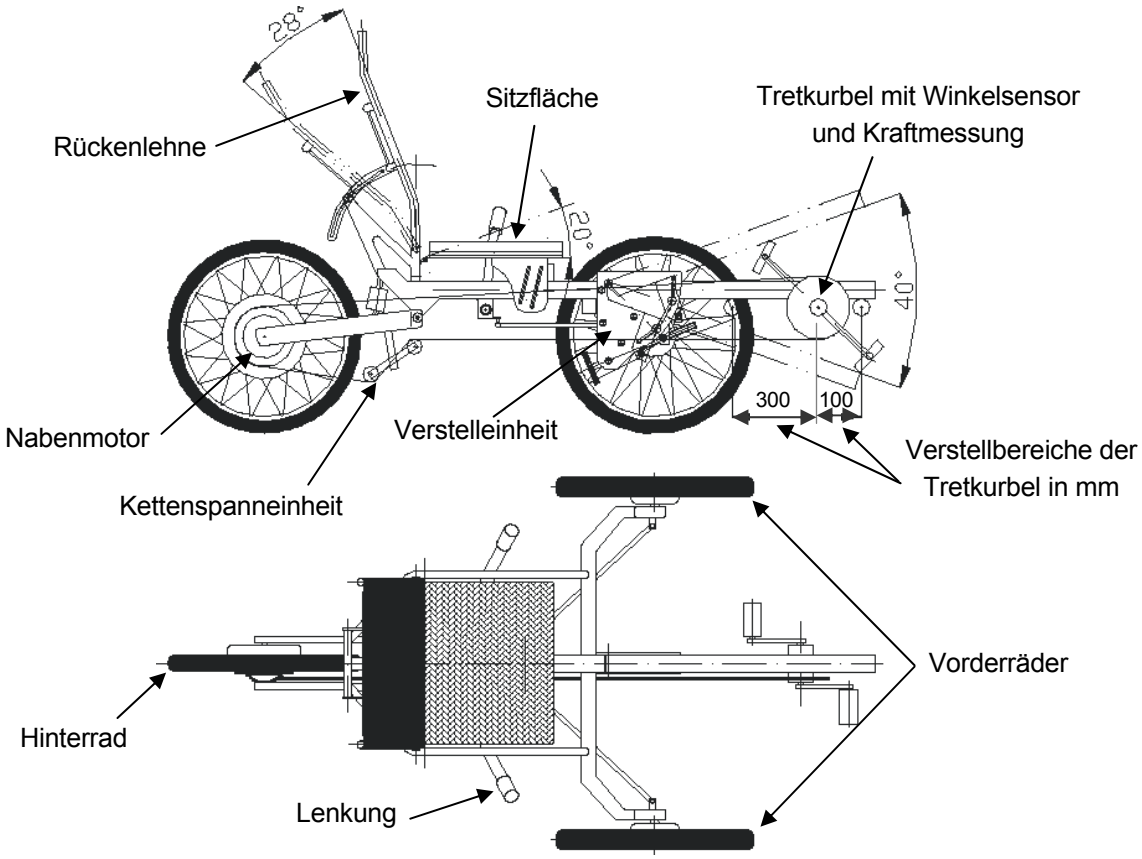


Abb. 07: Grund- und Aufriss des Dreirades

Abb. 08: Seitenansicht des Fahrrad Test- und Trainingssystems bei stationärem Betrieb

Abb. 08 und Abb. 09 zeigen das Fahrrad Test- und Trainingssystem mit seinen Komponenten von der Seite und von vorne fotografiert. Benützt man das Fahrrad als Prüfstand oder in seiner Funktion als Heimtrainer so ist es wichtig das Hinterrad vom Boden abzuheben. Dafür wurde eine für Rennräder konzipierte Fixiervorrichtung auf das 20 Zoll Hinterrad adaptiert. Diese kann die Hinterachse des Rades an speziellen Achsenmuttern aufnehmen, um das Hinterrad geringfügig vom Boden abzuheben. Die Akkumulatoren für den Motor und die Motorsteuerung sind in Boxen hinter der Rückenlehne untergebracht. Die Motorsteuerung befindet sich unter der Sitzfläche. Im rechten Lenkerrohr ist ein „Notaus“-Schalter integriert der bei seiner Betätigung die Stimulation stoppt und den Motor über ein Relais von der Stromzufuhr trennt. Der linke Lenkergriff ist in der Form eines Gasdrehgriffs ausgeführt und für die direkte Motorkontrolle gedacht. Eine kleine Plattform unter dem Sitz dient zur Aufnahme des Stimulators und schützt diesen durch seitliche Begrenzungsbleche vor dem Verrutschen.

Abb. 09: Frontansicht des Fahrrad Test- und Trainingssystems

4.3 Sitzkonstruktion

Für die Benützung des Dreirades durch Personen mit Querschnittlähmung ist es wichtig, dass ein einfaches Umsetzen vom Rollstuhl auf das Fahrrad und umgekehrt möglich ist. Dafür ist der Sitz des Dreirades auf einer Höhe von 51 cm montiert, die in etwa der Sitzhöhe in einem standardmäßigen Rollstuhles entspricht. Zusätzliche Handgriffe sind an beiden Seiten montiert, siehe Abb. 08, die für das Umsetzen hinausgeschwenkt und während des Fahrens zum Entlasten des Gesäßes verwendet werden können[2].

Wie in Abb. 10 ersichtlich besteht die tragende Konstruktion des Sitzes aus einer Aluminiumplatte die durch zwei Scharniergelenke um eine horizontale Achse schwenkbar am Rahmen befestigt ist. Eine Klemmvorrichtung mit Langlöchern stabilisiert die Sitzfläche mit zwei Schnellspannelementen am Fahrradrahmen. Als Auflage dient eine mit Kunstleder überzogene Schaumgummipolsterung.

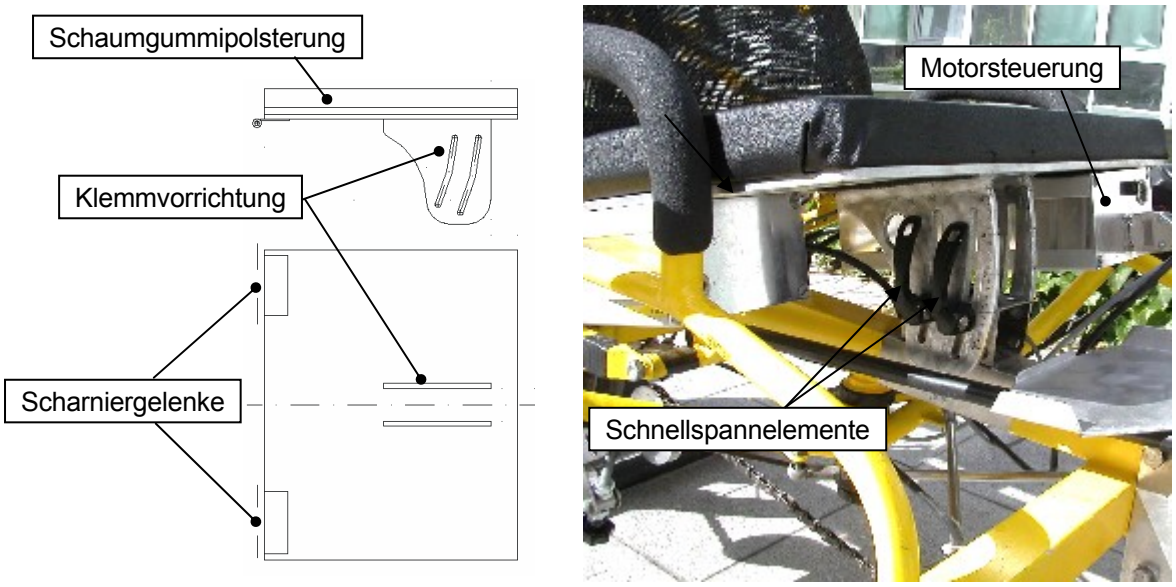


Abb. 10: Sitzkonstruktion

Die Rückenlehne wird durch eine mit stabilem Kunststoffgewebe überspannte Stahlrohrkonstruktion gebildet. Um einen großen Neigungswinkelbereich zu erreichen, wurden lange Stahllaschen mit Langlöchern an der Rückenlehne angebracht, mit denen die Rückenlehne in der gewünschten Neigung mittels eines Schnellspanners fixiert werden kann, siehe Abb. 07.

[2] Diese Entlastungsmöglichkeit ist für Querschnittgelähmte besonders wichtig da sie beim Sitzen etwaige Druckstellen am Gesäß nicht spüren und dadurch Gefahr besteht, dass sich an diesen schlecht durchbluteten Regionen Druckgeschwüre bilden.

4.4 Verstelleinheit für Tretlagerträger

In Abb. 11 ist die Verstelleinheit für den Tretlagerträger links in der Konstruktionszeichnung und rechts im Rad eingebaut zu sehen. Die Konstruktionszeichnung zeigt die Verstelleinheit mit abgenommener rechter Führungsplatte. Der Tretkurbelträger ist dabei in seiner Nullstellung und in den beiden möglichen Endlagen gezeichnet.

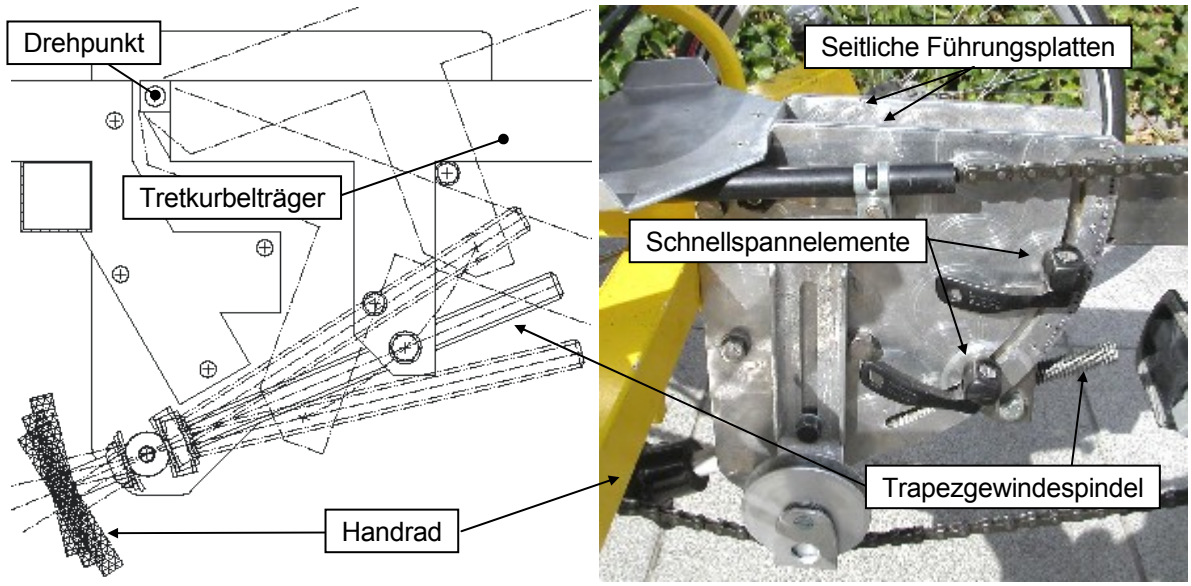


Abb. 11: Verstelleinheit für Tretlagerträger

Über das mit der Trapezgewindespindel fest verbundene Handrad kann der Tretkurbelträger nach oben und unten geschwenkt werden. Durch die hohe Kraftübersetzung der Gewindespindel kann dies auch ohne große Kraftanstrengung durchgeführt werden, während der Fahrer mit seinen Beinen in den Orthesen fixiert bleibt (siehe auch Kapitel 4.9). Der Tretkurbelträger ist dabei in seinem Drehpunkt mit zwei Zapfen in den seitlichen Führungsplatten aus Aluminium gelagert. Diese Führungsplatten bilden gemeinsam mit den beiden Schnellspannelementen eine stabile Klemmvorrichtung für den Tretkurbelträger.

Auf dem rechten Führungsblech ist ergänzend zum nachfolgend beschriebenen verstellbaren Kettenspanner ein Laufrad für die Kettenführung montiert. Dieses kann bei Bedarf durch Öffnen einer Schraube über ein Langloch in vertikaler Richtung verschoben werden um den Kettenweg zu verändern. Dies wird nötig wenn das Tretlager nahe dem Sitz positioniert wird und der verstellbare Kettenspanner die zusätzliche Kettenlänge nicht mehr aufnehmen kann.

4.5 Verstellbarer Kettenspanner

Für die Anwendung bei diesem Fahrrad für Querschnittgelähmte konnten handelsübliche Kettenspanner nicht zum Einsatz kommen da sie die Kette nur für eine Laufrichtung im gespannten Zustand halten. Der Motor überträgt jedoch speziell im Prüfstandbetrieb während der Geschwindigkeitsregelung in beide Laufrichtungen der Kette Kräfte zum vorne an der Tretkurbel befestigten Kettenblatt. Zusätzlich muss bei Verstellung der Längsposition der Tretkurbel in einfacher Weise auch die Länge der Kette mitverstellt werden können. Abb. 12 zeigt den für die Anforderungen entwickelten Kettenspanner in zwei unterschiedlichen Positionen (links die Position für Fahrer mit geringerer Beinlänge).

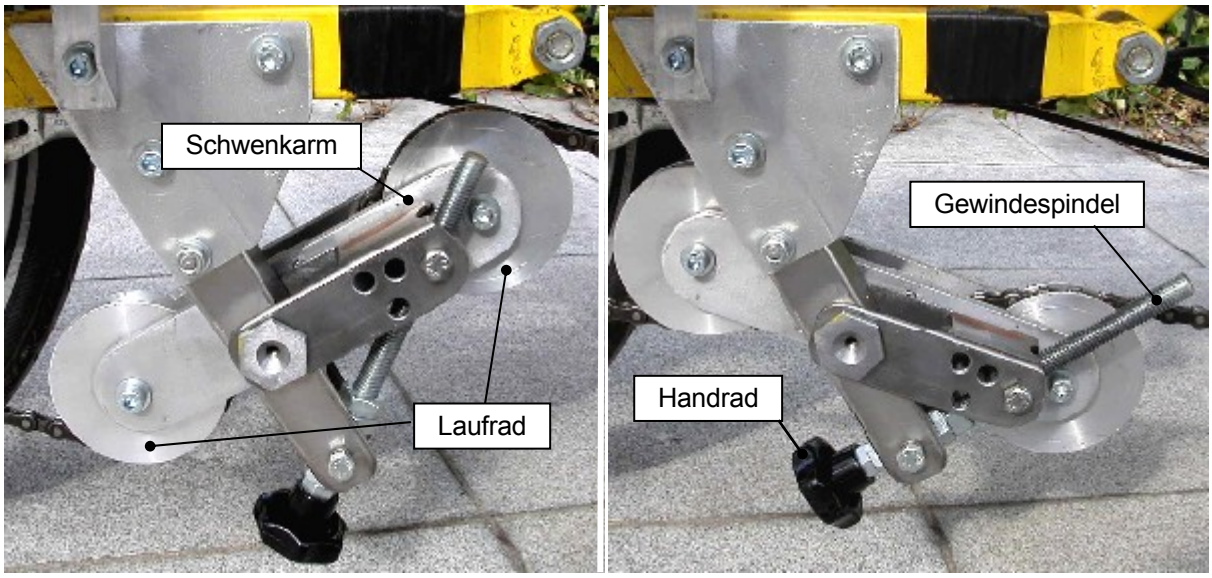


Abb. 12: Kettenspanner in zwei unterschiedlichen Einstellungen

Auf Grund der hohen Kräfte, die der Kettenspanner für beide Laufrichtungen aufnimmt muss er dementsprechend massiv ausgeführt sein. Die Verstellung erfolgt mittels einem Handrad und einer Gewindespindel. In den Laufrädern aus Aluminium, die mit Rillenkugellager im Schwenkarm gelagert sind, läuft die Kette auf einem 4 mm starken O-Ring um einen geräuscharmen Betrieb zu gewährleisten.

4.6 Kraftmesskurbel

4.6.1 Allgemeines zur Kraftmessung mit DMS

Die Kraftmessung mittels Dehnmessstreifen (DMS) erfordert eine mechanische Struktur die zum einen schon bei geringen Kräften ausreichende Dehnungen zulässt, sich jedoch bei der höchsten zu erwartenden Belastung nicht plastisch verformt. Weiters müssen die gemessenen Werte von den rotierenden Kurbeln zum Computer übertragen werden. In unserem Fall wird dies mittels kapazitiver Übertragung zwischen einer rotierenden (die sendende Elektrode) und einer mit dem Rahmen fest verbundenen, kupferbeschichteten Scheibe (die empfangende Elektrode) gewährleistet. Von dort werden die Signale über ein Kabel zum PC übertragen. Möglich wäre auch die Übertragung mittels Telemetrie, welche die Messwerte beider Kurbeln ohne Kabel zum Messcomputer sendet.

4.6.2 Applikation der Dehnmessstreifen und deren Brückenschaltung

Aus genannten Gründen wurde eine spezielle Tretkurbel mit quadratischem Querschnitt entwickelt (siehe Abb. 13). Die auf dem Messkörper, einem Teil der Tretkurbel, angebrachten DMS ermöglichen die Messung der Tangentialkraft Ft, der Radialkraft Fr und des Torsionsmomentes MT die durch die Kurbel vom Pedal auf die Kurbelwelle übertragen werden.

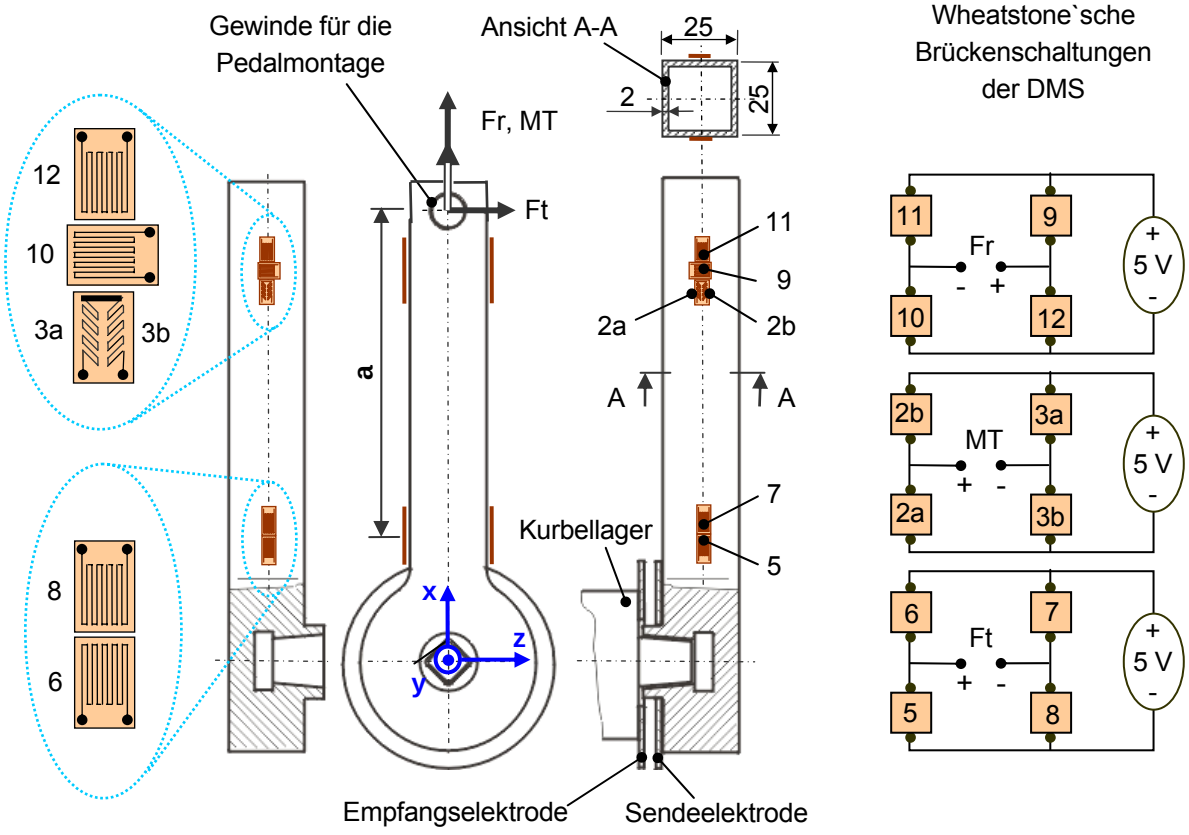


Abb. 13: Anordnung der DMS am Kraftmesspedal und deren Brückenschaltungen

Für die linke und rechte Kraftmesskurbel sind je 10 DMS entlang der neutralen Faser bezogen auf Biegemomente um die z- Achse geklebt. Dadurch gehen die Dehnungen hervorgerufen durch die auftretende Biegemomente durch seitliche Kräfte in y-Richtung nicht in die Messung mit ein und die Einzelkomponenten können nahezu unbeeinflusst über Wheatstone`sche Brückenschaltungen und nachfolgende Spannungsverstärker ausgewertet werden. Die Position der DMS für die Messung der Radialkraft Fr und des Torsionsmomentes MT wurde möglichst in der Nähe der Gewindebuchse für das Pedal gewählt, um den Einfluss der Tangentialkraft Ft zu minimieren. Die DMS für diese wiederum wurden nahe der Kurbelwelle angebracht um eine hohe Empfindlichkeit zu erreichen.

4.6.3 Beschreibung der Kraftmesskurbel

Abb. 14 zeigt die rechte Kraftmesskurbel mit den applizierten Dehnmessstreifen auf dem Messkörper aus Aluminium. Für die Aufnahme der Pedale wurde in den Messkörper ein 25 mm langes Aluminiumrohr eingeschweißt und eine Gewindebuchse eingeklebt. Ein Li-Ionen Akkumulator stellt der Übertragungselektronik 7 V Versorgungsspannung zur Verfügung. Die am Fahrrad montierten Messkurbeln messen für die linke und rechte Seite je die Tangentialkraft Ft, die Radialkraft Fr und das Torsionsmoment MT wie in Abb. 13 dargestellt. Die Brückenausgangsspannungen der linken Kraftmesskurbel werden über ein Kabel, welches in einer Bohrung durch die Kurbelwelle geführt wird, zur Übertragungselektronik an der rechten Seite geleitet. Über die Sendeplatte werden dann auf kapazitivem Weg die Messdaten beider Seiten auf die mit dem Fahrradrahmen verbundene Empfangselektrode übertragen und mittels serieller Schnittstelle zum Notebook transferiert.

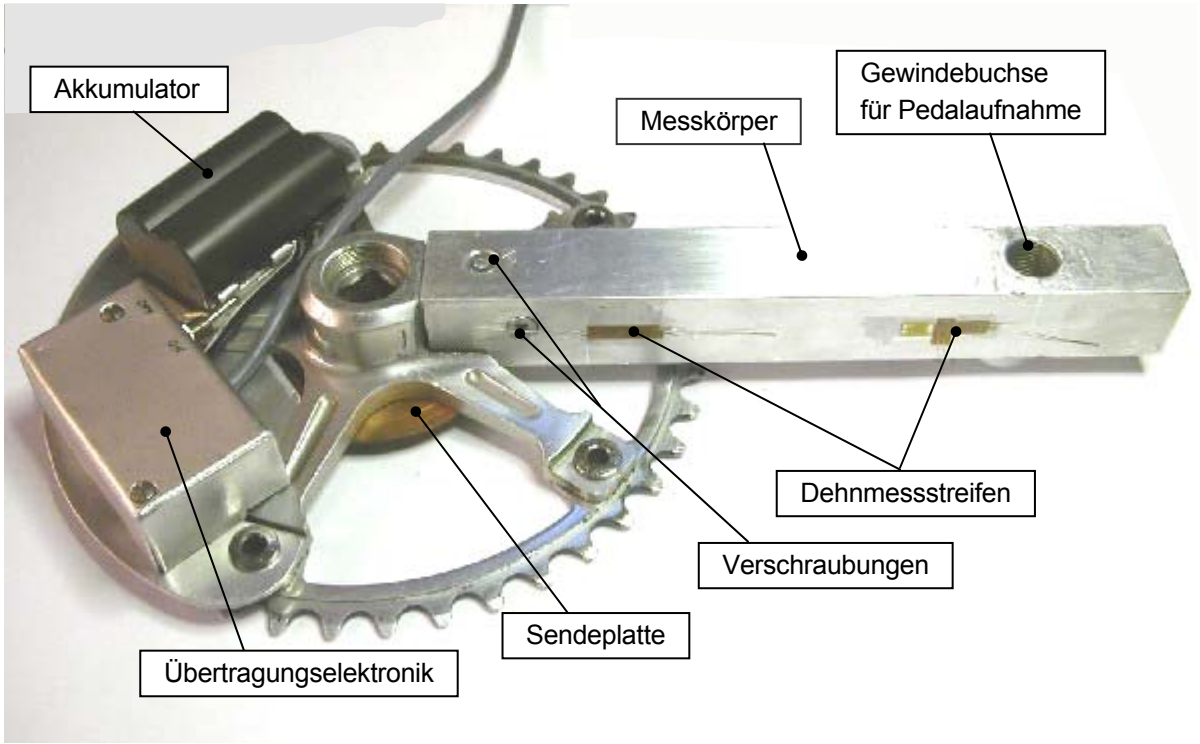


Abb. 14: Rechte Kraftmesskurbel mit angebrachter Übertragungseinheit
Ein quadratisches Hohlprofil aus einer AlMg- Legierung dient als Messkörper und ist auf die bearbeitete Tretkurbel aufgesteckt und mit ihr verschraubt.

4.6.4 Berechnungen zum Messkörper

Vor dem Fertigen der Kraftmesskurbeln wurde die Berechnung des Messkörpers durchgeführt, um die zu erwartenden Dehnungen zu bestimmen. Gewählt wurde ein quadratisches Hohlprofil aus einer Aluminiumlegierung (AlMg1) mit einer Kantenlänge von 25 mm und einer Wandstärke von 2 mm. Dieses geschlossene Profil bietet einen hohen Torsionswiderstand und kann in einfacher Weise mit handelsüblichen Kurbeln verbunden werden, siehe Abb. 13 und Abb. 14.

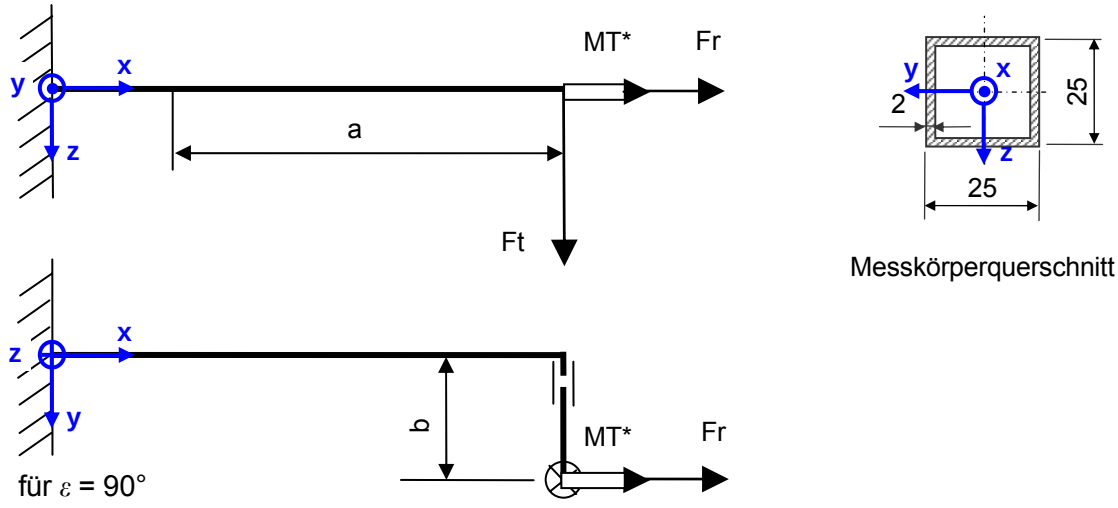


Abb. 15: Skizze der Kräfte und Momente an der Kraftmesskurbel
zur Berechnung der auftretenden Dehnungen am Messkörper

In Abb. 15 sind die für die Messung relevanten Kräfte und Momente an der Kraftmesskurbel für einen Kurbelwinkel von 90° dargestellt. Die für die Berechnung der Dehnungen angenommenen Kräfte entsprechen ungefähr den gemessenen Belastungen früherer Arbeiten (Gföhler, et al., 2003). In nachfolgender Tabelle sind die Werkstoffdaten, die Belastungen und die geometrischen Verhältnisse für die Berechnungen zusammengefasst:

Werkstoffdaten: AlMg 1 (3.331524)	Belastungen	Geometrie
E = 71000 N/mm^2 (Elastizitätsmodul)	Fr = +/- 200 N	c = 25mm, t = 2mm (Messkörperquerschnitt)
G = 27200 N/mm^2 (Schubmodul) ν = 0,33 (Querdehnungszahl)	Ft = +/- 200 N	a = 100 mm (Abstand vom Pedal zu den DMS der Ft – Messbrücke)
$R_{p0,2}$ = 95 N/mm^2 (0,2 %- Dehngrenze)	MT*= +/-15 Nm	b = 50 mm (Annahme: Krafteinleitung erfolgt in der Mitte des Pedales)
R_m = 125 N/mm^2 (minimale Zugfestigkeit)		

Tab. 1: Relevante Daten zur Berechnung der auftretenden Dehnungen am Messkörper

Aus den Angaben zum Messkörperquerschnitt ergeben sich folgende Werte:

$A = c^2 - (c-t)^2$ = 184 mm^2 (Querschnittfläche des Messkörpers)

$I_y = \int_A z^2 dA = \frac{c^4 - (c-2t)^4}{12}$ = 16345 mm^4 (Flächenträgheitsmoment des Querschnittes)

$I_T = \frac{4A_m^{\ 2}}{\oint \frac{ds}{t}} = (c-t)^3 t$ = 24334 mm^4

(primäre Torsionssteifigkeit des Querschnittes nach der 2.Bredt´schen Formel)

Mit Hilfe dieser drei Werte und den oben angeführten Belastungen können über die Formeln in Tab.2 die auftretenden relativen Dehnungen an den jeweiligen Positionen der Dehnmessstreifen berechnet werden. Das Biegemoment M_{bz}= Fr × b hat auf die Dehnungen bei den DMS keinen Einfluss da diese für diese Belastung auf der neutralen Achse platziert sind.

Position	DMS für Fr	DMS für Ft	DMS für MT
Verwendete Formeln	$\varepsilon_r = \frac{\Delta l}{l} = \frac{Fr}{EA}$	$\varepsilon_t = \frac{M_{Ft}}{I_y}\frac{c}{2} = \frac{Ft\ a}{I_y}\frac{c}{2}$	$\varepsilon_{MT} = \frac{MT}{GW_T} = \frac{(MT^* + Ft\ b)}{G\ I_T}\frac{c}{2}$
Bemerk-ungen	Entspricht der durch Fr hervorgerufene Längsdehnung	Entspricht der Dehnung bei der Ft – Messbrücke bei reiner Belastung mit Ft	MT (Momentenbelastung MT* mit zusätzlichem Torsionsmoment resultierend aus der Tangentialkraft Ft)
Wert	+/- 0,000015.	+/- 0,000153.	+/- 0,000467

Tab. 2: Relative Dehnungswerte und deren Berechnungsformeln

Wirft man einen Blick auf die relativen Dehnungswerte bei den drei Messbrücken erkennt man dass die Dehnungen für Ft etwa 10 mal und für MT etwa 30 mal größer sind als für die Radialkraft Fr. Dieser Aspekt wurde bei der Auslegung des Messverstärkers für Fr durch eine zusätzliche Verstärkerstufe berücksichtigt.

4.6.5 Elektronik der Kraftmessung

Für die verwendeten Dehnmessstreifen gilt der vom Hersteller angegebene Wert für die Dehnungsempfindlichkeit[3] von k= 2,1. Durch die Applikation von je 4 DMS pro Messbrücke können diese zu Wheatstone`sche Vollbrücken verbunden und dadurch auftretende Temperaturschwankungen kompensiert werden. Die zu erwartenden Ausgangsspannungen an den Messbrücken bei einer Versorgungsspannung von 5 V und mit den zuvor berechneten Dehnungen können der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

Position	DMS für Fr	DMS für Ft	DMS für MT
Verwendete Formeln	$U_{Sig} = \frac{k\varepsilon_r(1+\nu)}{2} U_{Ver}$	$U_{Sig} = k\varepsilon_t U_{Ver}$	$U_{Sig} = k\varepsilon_{MT} U_{Ver}$
Wert	+/- 0,11 [mV]	+/- 1,61 [mV]	+/- 4,9 [mV]

Tab. 3: Berechnete Brückenausgangsspannungen der drei Messbrücken bei den angegebenen Belastungen

Diese Spannungswerte wurden für die Auslegung der Verstärkerelektronik herangezogen. Für Fr wurde eine zweistufige und für Ft und MT eine einstufige Verstärkung mittels Operationsverstärker gewählt. Die so verstärkten Brückenausgangsspannungen werden mittels der Übertragungselektronik mit Hilfe der Sendeplatten alle 5 ms zum Rechner weitergeleitet. Somit erhält man bei einer Tretkadenz von 60 U/min etwa für alle 1,8° des Kurbelwinkels die 6 Kraft- und Momentenwerte der linken und rechten Tretkurbel.

[3] Die Dehnungsempfindlichkeit k eines DMS ist der Proportionalitätsfaktor zwischen relativer Widerstandsänderung $\Delta R / R_0$ und der zu messenden Dehnung ε: $\Delta R / R_0 = k \cdot \varepsilon$

4.7 Winkelgeber

Während der Tretbewegung wird der Kurbelwinkel durch einen optischen Winkelgeber erfasst, um den Winkelwert für den Stimulator und die Motorsteuerung bereitzustellen. Der Winkelaufnehmer (siehe Abb. 16) besteht aus einem dreikanaligen Schrittzählermodul und einer metallenen Strichcodescheibe mit einer Auflösung von 1000 Strichen. Das Schrittzählermodul beinhaltet auf einer Seite eine fokussierte Lichtquelle in Form einer Leuchtdiode und hat auf der gegenüberliegenden Seite Photoelemente.

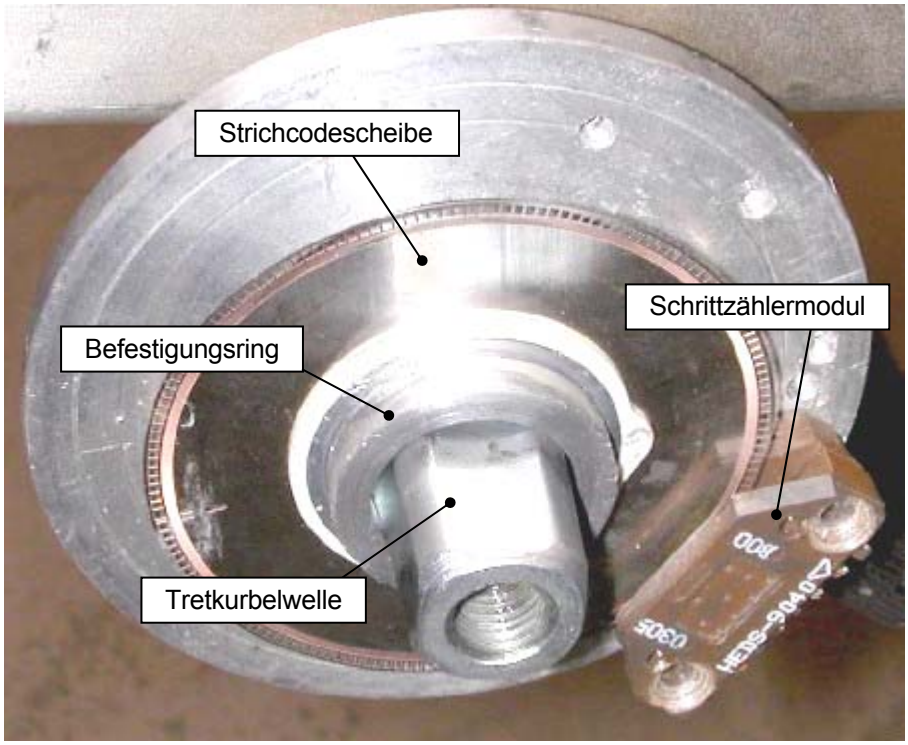


Abb. 16: Winkelgebereinheit bestehend aus Strichcodescheibe und Schrittzählermodul

Die durch die Strichcodescheibe dringenden Lichtpulse werden von den Photoelementen detektiert und in Spannungssignale umgewandelt. Die Auswertung der drei Signalkanäle im Mikrocontroller des Stimulators und der Motorsteuerung gibt durchgehend Auskunft über die Winkelposition der Tretkurbel im Genauigkeitsbereich von 0,1 Grad und über die aktuelle Drehrichtung. Die 0°-Stellung der Tretkurbel ist so festgelegt, dass die rechte Kurbel dabei senkrecht nach oben zeigt.

Abb. 16 zeigt die einzelnen Komponenten des Winkelgebers bei abgenommener linker Tretkurbel. Der Befestigungsring, auf dem die Strichcodescheibe aufgeklebt ist, wurde auf den Durchmesser der Tretkurbelwelle aufgebohrt und auf dieser mit Wurmschrauben befestigt. Die metallene Strichcodescheibe und der optische Aufnehmer werden durch eine Abdeckung aus Aluminium vor Verschmutzung und mechanischer Beschädigung geschützt.

4.8 Nabenmotor im Hinterrad

Im Hinterrad des Dreirades wurde ein Nabenmotor in die 20“- Felge eingespeicht. Es handelt sich dabei um einen Gleichstrommotor mit 250 W Leistung und einem Nenndrehmoment von 56 Nm. Im Motorgehäuse integriert befindet sich die schrägverzahnte Getriebestufe (i=22,22/1). Das größere Ritzel im Motorgehäuse hat durch ein spezielles Rollenlager eine Freilaufrichtung die es ermöglicht auf dem Rad zu Treten ohne den Motor in der Funktion eines Generators mitzubewegen. Für den Prüfstandbetrieb greifen über einen Kupplungsplatte sechs Stifte in dieses Ritzel ein und ermöglichen so eine Kraftübertragung in beide Drehrichtungen. Gemeinsam mit einer am Institut für Mechanik und Mechatronik der TU Wien entwickelten Motorsteuerung erfüllt der Motor in dieser Form wichtige Aufgaben, um gewünschte Messroutinen in einfacher Weise durchführen zu können. So kann er zum einen eine konstante Winkelgeschwindigkeit der Tretkurbel vorgeben. Diese Funktion kommt in den später beschriebenen isokinetischen Testroutinen zum Einsatz. Weiters ist es möglich über den Rechner vorgegebene Kurbelwinkel mit dem Motor anzufahren. Die Tretkurbel wird dann an dieser Stelle über die Motorregelung gehalten und es können statische Kraftmessungen durchgeführt werden.

Über einen am linken Lenker angebrachten Drehgriff kann der Motor auch als gewöhnlicher Antriebsmotor Verwendung finden. Die Stellung des im Drehgriff integrierten Potentiometers wird dabei über eine Messwertkarte in den PC eingelesen und von dort an die Motorsteuerung weitergegeben. Zukünftig ist geplant, dass das Potentiometersignal direkt über die Motorsteuerung in ein proportionales Antriebsmoment umgewandelt wird damit auch für diese Funktion kein Laptop mehr am Fahrrad mitgeführt werden muss. Diese Funktion gewinnt an Bedeutung beim Überwinden größerer Steigungen und nach Ermüden der Muskulatur und gewährleistet dem Fahrer mit Querschnittlähmung zusätzliche Unabhängigkeit für die Bedienung des Rades. Der Motor und die Motorsteuerung werden durch zwei Pakete von Nickelmetallhydrid – Akkumulatoren (NiMh) für mind. 3 Stunden mit Spannung versorgt.

4.9 Orthesen

Für das Radfahren einer Person mit Querschnittlähmung ist es notwendig wegen der seitlichen Instabilität der Beine diese mittels Orthesen auf den Pedalen zu fixieren. Hierzu wurden spezielle Orthesen entwickelt, welche die Beine des Fahrers in der sagittalen Ebene stabilisieren und führen.

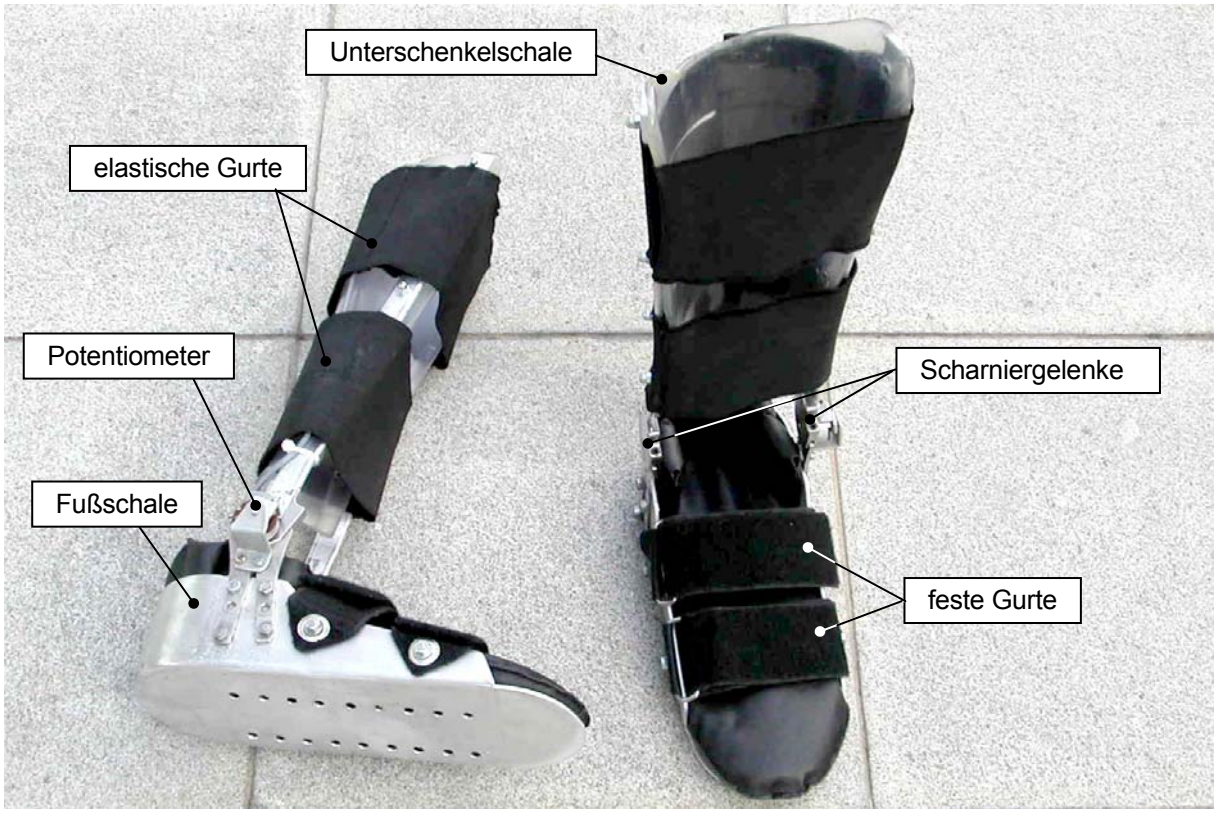


Abb. 17: Orthesen zur Stabilisierung der Beine

Abb. 17 zeigt die Orthesen für das linke und rechte Bein. An der Fußschale aus Aluminium sind je zwei Scharniergelenke befestigt die diese mit der Unterschenkelschale aus thermoplastischem Kunststoff verbinden. Auf diese Weise wird eine Plantar- und Dorsalflexion des Fußes in einem einstellbaren Winkelbereich ermöglicht. In die Scharniergelenke integrierte Potentiometer dienen als Winkelgeber für die Indikation des aktuellen Sprunggelenkswinkels während des Fahrens mit freiem Knöchel[4]. Wenn nötig, kann das Sprunggelenk auch in einer gewünschten Winkelposition fixiert werden. Mit Klettverschlüssen versehene elastische Gurte für den Unterschenkel und feste Gurte für den Mittelfuß geben dem Bein einen guten Halt in der Orthese und ermöglichen dem Patienten ein einfaches selbständiges Anlegen. Mehrere Bohrungen in der Fußschale lassen bei der Befestigung der Orthesen an den Pedalen eine Variation des Abstandes vom Sprunggelenk zur Pedalachse zu.

[4] Das Potentiometer ist so in das Scharniergelenk integriert, dass sich bei einer Winkeländerung des Sprunggelenks die über die Schleiferkontakte im Potentiometer abgegriffene Spannung proportional zum Winkel ändert. Über einen Analog/ Digital- Wandler wird diese Spannung digitalisiert und über eine serielle Schnittstelle an den PC zur Verarbeitung weitergeleitet.

4.10 Stimulationsgerät

4.10.1 Allgemeines zur Stimulation

Zufolge der Läsion der für die Motorik zuständigen Nerven muss die Muskelkontraktion durch eine externe Stimulation bewirkt werden. Bei funktioneller Elektrostimulation mit Oberflächenelektroden auf der Haut kommen zwei unterschiedliche Konzepte zur Anwendung. Einige der handelsüblichen Stimulationsgeräte bauen auf dem Konzept der Spannungssteuerung auf. Diese regeln bei Stimulation auf die vom Benützer gewünschte Stimulationsspannung. Dadurch wird, abhängig vom Übergangswiderstand von der Elektrode zur Haut, eine bestimmte Anzahl von Muskelfasern rekrutiert und die dementsprechende Kraftantwort erreicht. Bei Veränderung dieses Widerstandes in der Übergangsschicht, zum Beispiel durch Schweiß auf der Haut (erniedrigter Widerstand), oder durch teilweises Ablösen der Elektrode (erhöhter Widerstand), ändert sich das elektrische Feld (siehe Abb. 18) rund um den Nerv und mit ihm auch die durch den Muskel erzeugte Kraft.

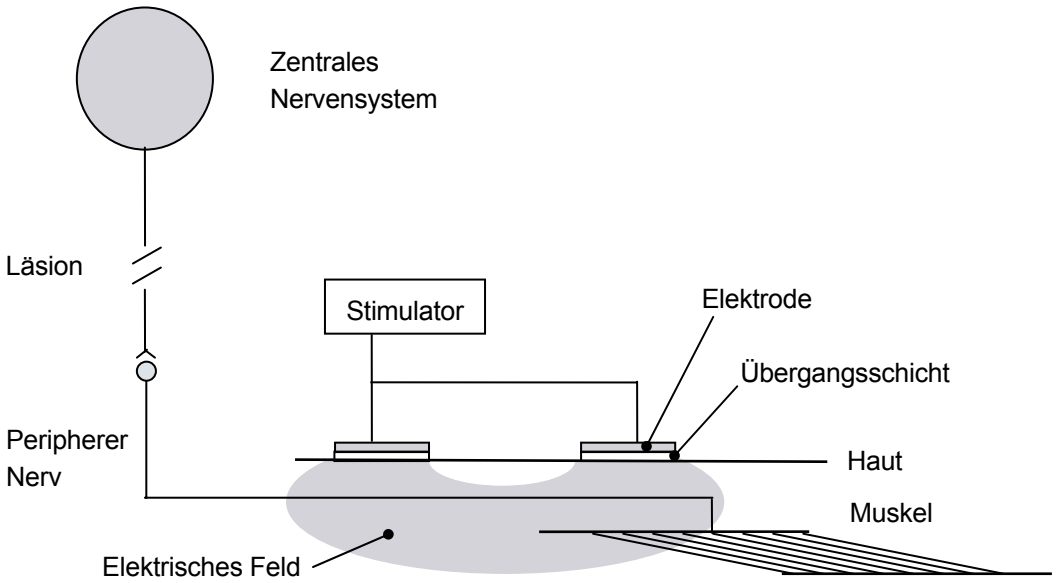


Abb. 18: Schema der Stimulation [nach Gföhler, 1995]

Um eine Reproduzierbarkeit von Messungen zu gewährleisten ist es jedoch wichtig ein vom Übergangswiderstand unabhängiges und konstantes elektrisches Feld im Gewebe rund um den Nerv aufzubauen. Dies wird durch ein stromgesteuertes Stimulationsgerät gewährleistet welches auch bei diesem Behindertenfahrrad Anwendung findet. Ändert sich der Übergangswiderstand so wird im Stimulator die Spannung nachgeregelt um den gewählten Stromfluss konstant zu halten.

Dabei löst bei diesem 2. Konzept während der Stimulation der konstante Stromfluss zwischen den beiden Elektroden die Aktionspotentiale im Nerv aus, welche zu den Synapsen geleitet werden und über diese auf chemischer Basis in einer bestimmte Anzahl von Muskelfasern eine Kontraktion auslösen.

Im Fall der physiologischen Aktivierung des Muskels werden zuerst die langsamen motorischen Einheiten des Muskels aktiviert. Benötigt man höhere Kräfte kontrahieren zusätzlich die dicken, schnellen motorischen Einheiten. Bei Stimulation mittels Stimulator ist

die Aktivierung umgekehrt, es kommt dabei zur so genannte „Inversen Rekrutierung“ (Solomonow, 1984), bei der die dicken, schnellen motorischen Einheiten als Erstes aktiviert werden. Da die schnellen motorischen Einheiten auch schneller ermüden können bei funktioneller Elektrostimulation früher Ermüdungserscheinungen der Muskeln auftreten.

4.10.2 Das Stimulationssignal

Die Stimulation erfolgt über biphasische, rechteckige Stromimpulse die durch drei Kenngrößen beschrieben werden. Die Frequenz f [Hz] gibt an wie oft der biphasische Stromimpuls pro Sekunde über die Elektroden und das stimulierte Areal fließt. Die Amplitude I [mA] gibt die Stromstärke und D [µs] die Pulsweite des positiven und negativen Strompulses an. Die Abb. 19 zeigt ein Stimulationssignal mit einer Frequenz f=50 Hz, einer Amplitude I=60 mA und einer Pulsweite von D=200 Mikrosekunden.

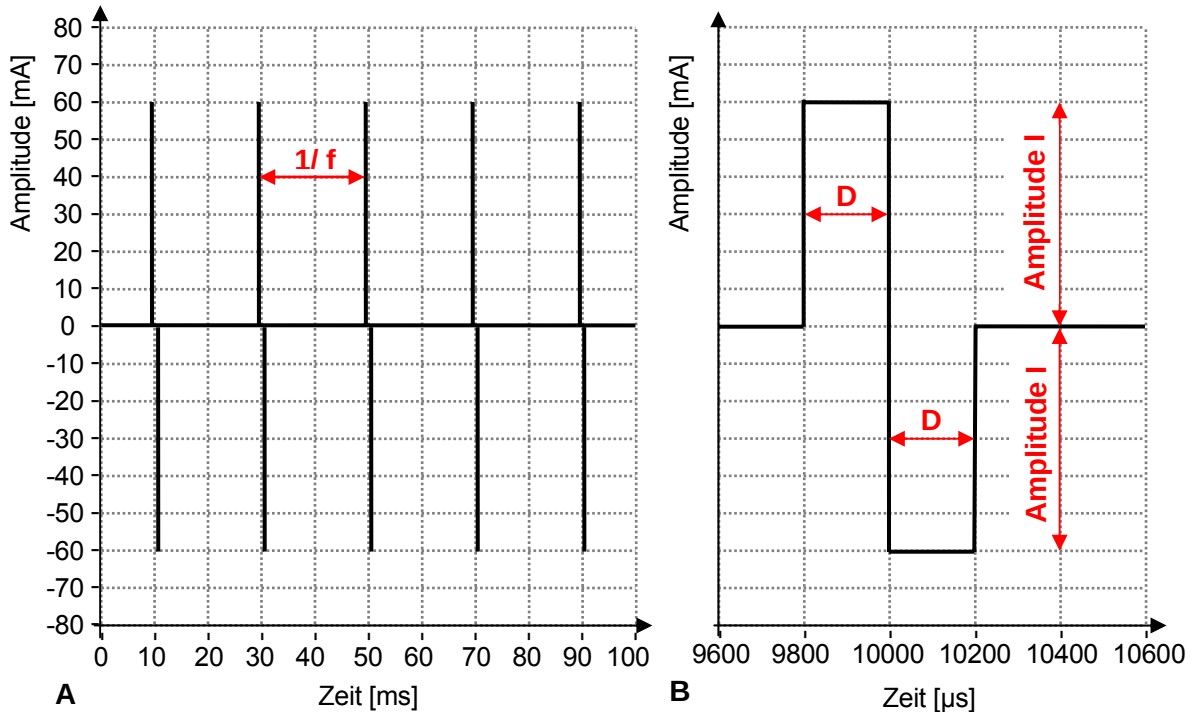


Abb. 19: Stimulationssignal mit seinen Kenngrößen
A: Zeitachse in ms zur Verdeutlichung der Stimulationsfrequenz
B: Zeitachse auf µs aufgezoomt, um die Pulsweite und die Amplitude des ersten Pulses darzustellen

4.10.3 Der Stimulator

Der für dieses Projekt entwickelte Stimulator (siehe Abb. 20) kann die zuvor beschriebenen, biphasischen Stromimpulse für zehn Stimulationskanäle einzeln generieren. Die drei charakteristischen Stimulationsparameter können in den Bereichen zwischen 0 und 100 Hz für die Frequenz, 0 und 400 mA für die Stimulationsamplitude[5] I und 0 bis 350 µs für die Pulsweite D gewählt werden. Durch die kompakte Bauweise (Außenabmaße inkl. Akkus 170 x 20 x 55 mm) kann das Gerät unter dem Sitz des Trainingsfahrrades montiert werden, sodass das Display für den Fahrer sichtbar ist. Zwei Kabel führen zu Verteilboxen für die Elektrodenkabel für das rechte bzw. linke Bein. Die Kommunikation zwischen dem Stimulator und dem PC über die serielle Schnittstelle ermöglicht es während im Prüf- bzw. Testbetrieb Stimulationsparameter, Stimulationsmodi und Stimulationsbereiche nach Wunsch zu ändern.

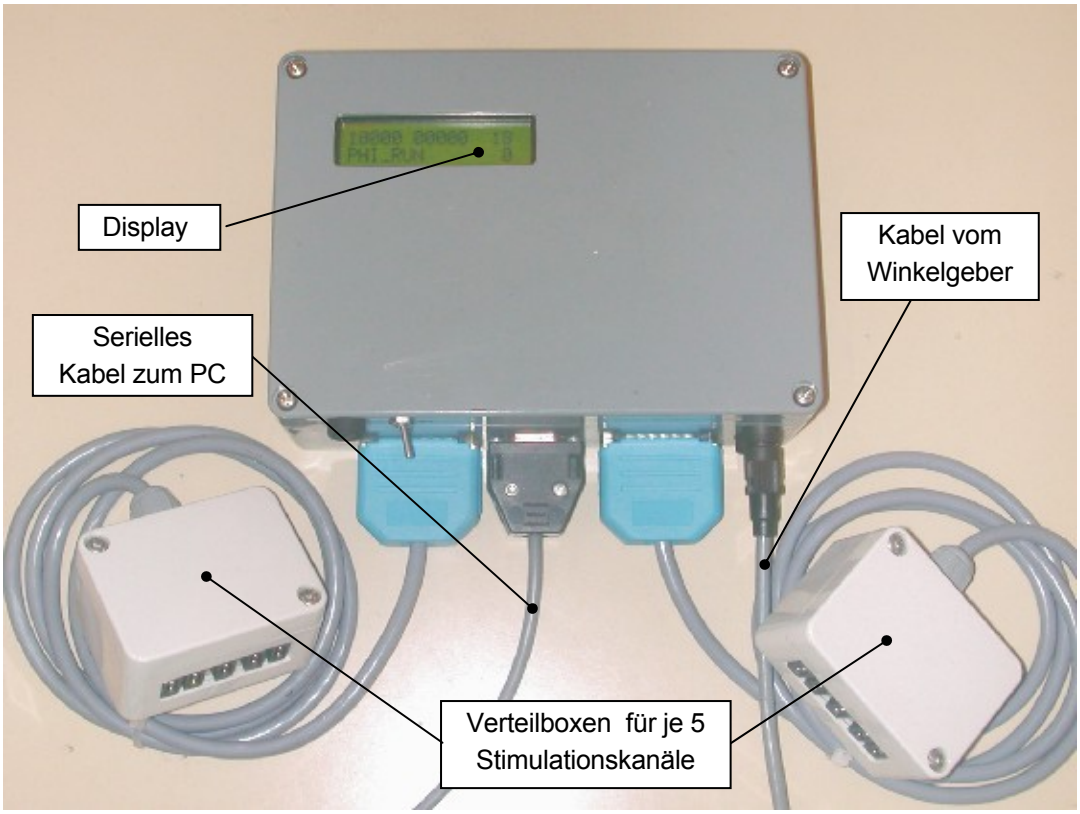


Abb. 20: 10-Kanal-Stimulationsgerät und Verteilboxen für die Elektrodenkabel.
Auf dem Display werden der momentane Stimulationsmodus (Zeit- oder Winkelmodus), der aktuelle Kurbelwinkel, der Ladestatus der Akkumulatoren und der Zustand jedes einzelnen Stimulationskanales angezeigt.

[5] Der Maximalwert für die Stimulationsamplitude ist abhängig vom Hautwiderstand. Für 1 kΩ. erreicht der Stimulator mit einer Maximalspannung von 400 V den Wert von 400 mA. Für die Messungen wurde die maximale Spannung über ein Potentiometer auf 150 V begrenzt.

Als Stimulationsmodus stehen der Zeit-Modus (t-Modus) und der Winkel-Modus (Phi-Modus) zur Verfügung. Beim t-Modus wird solange auf dem betreffenden Kanal mit der eingestellten Amplitude stimuliert, solange dieser vom PC aus frei gegeben ist. Beim Phi-Modus verwendet der Stimulator das Winkelsignal zum berechnen der aktuellen Stimulationsamplituden für jeden der 10 Kanäle. Die Form der Stimulationsbereiche wird dabei durch Vorgabe von Eckpunkten bestimmt (z.B. Rampen zu Beginn und Ende der Stimulation[6]), die im Testbetrieb ermittelt wurden.

Befindet sich der Stimulator im Phi-Modus, so kann auch die in Kapitel 3.3 bereits erwähnte „Winkelverschiebung“ eingegeben werden. Ist sie vom Benützer dazugeschaltet wird je nach aktueller Umdrehungsgeschwindigkeit der Stimulationsbereich um zuvor festgelegte Winkelbereiche nach vor verschoben. Zusätzlich kann über ein externes Potentiometer auf die maximale Stimulationsamplitude hardwareseitig Einfluss genommen werden.

In Abb. 21 ist der Phi-Modus mit aktivierter Winkelverschiebung und zugeschaltetem externen Potentiometer im Detail verdeutlicht.

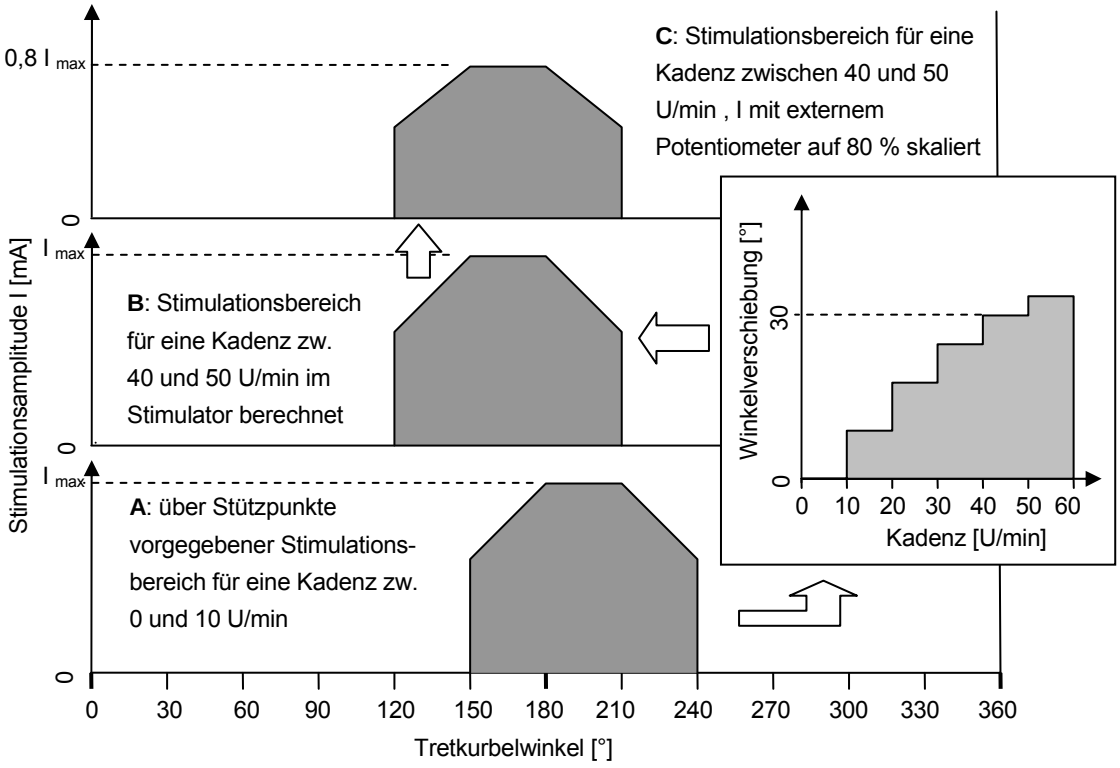


Abb. 21: Beispiel einer Darstellung des Stimulationsbereiches
A: eingegebenes Stimulationsmuster für einen Stimulationskanal
B: im Stimulator umgerechnetes Stimulationsmuster für die entsprechende Umdrehungsgeschwindigkeit und den eingegebenen maximalen Stimulationsstrom I_{max} für den Muskel
C: im Stimulator umgerechnetes Stimulationsmuster für die entsprechende Umdrehungsgeschwindigkeit und Potentiometerstellung

[6] Die Rampen bei den Stimulationsbereichen bewirken, dass die Kontraktion nicht ruckartig ausgelöst bzw. beendet wird.

Das momentan eingegebene Stimulationsmuster (entsprechend Abb. 21 A) wird im Stimulator gespeichert und erst gelöscht, wenn ein neuer Datensatz für die Parameter gesendet wird. Der PC wird somit nur für die Eingabe der individuellen Stimulationsmuster der Fahrer benötigt bzw. wird für den Prüfbetrieb zur Datenakquirierung herangezogen und kann beim freien Fahren mit dem Fahrrad vom Stimulator getrennt werden (siehe auch Abb. 22).

4.11 Kniewinkelmessung

Die Winkelmessung für das linke und rechte Knie wird mit handelsüblichen Elektrogoniometern durchgeführt. Diese werden mit Hautklebeband auf der lateralen Seite des Knies angebracht und erzeugen entsprechend dem aktuellen Kniewinkel ein proportionales Spannungssignal, das verstärkt und digitalisiert wird. Über eine serielle Schnittstelle wird die Information über die Kniestellung gemeinsam mit den Daten der Sprunggelenkswinkel an den Rechner weitergeleitet und mit den übrigen Daten gespeichert. Gemeinsam mit der Information über die Knöchelwinkel und die Beinlängen ist das System für Simulationsrechnungen bestimmt.

5 Steuerung der Tretbewegung und der Messungen

5.1 Allgemeines

Das Wichtigste für eine effiziente und möglichst runde Tretbewegung ist eine Stimulation in den optimalen Winkelbereichen der einzelnen Muskeln und Muskelgruppen zu erreichen. Bei Radfahrern mit intakter Innervierung wird die Muskelaktivierung über das Zentralnervensystem durchgeführt. Durch die Erfahrung werden dabei bei der Tretbewegung intuitiv die bei einer bestimmten Kurbelstellung benötigten Muskeln aktiviert. Beim Radfahren von Personen mit Querschnittlähmung übernimmt diese Aufgabe der Mikrocontroller im Stimulator. Dazu verwendet der Stimulator das Winkelsignal des Winkelsensors und stimuliert die zehn Kanäle in den zuvor festgelegten Winkelintervallen. Somit ist von Seiten der Steuerung nur der ins Fahrrad integrierte Winkelgeber und ein mit den geeigneten Parametern programmierter Stimulator essentiell. Diese Tatsache wird in dem folgenden Schema der Steuerung des Gesamtsystems durch Pfeile mit stärkeren Linien hervorgehoben.

5.2 Steuerung des Gesamtsystems

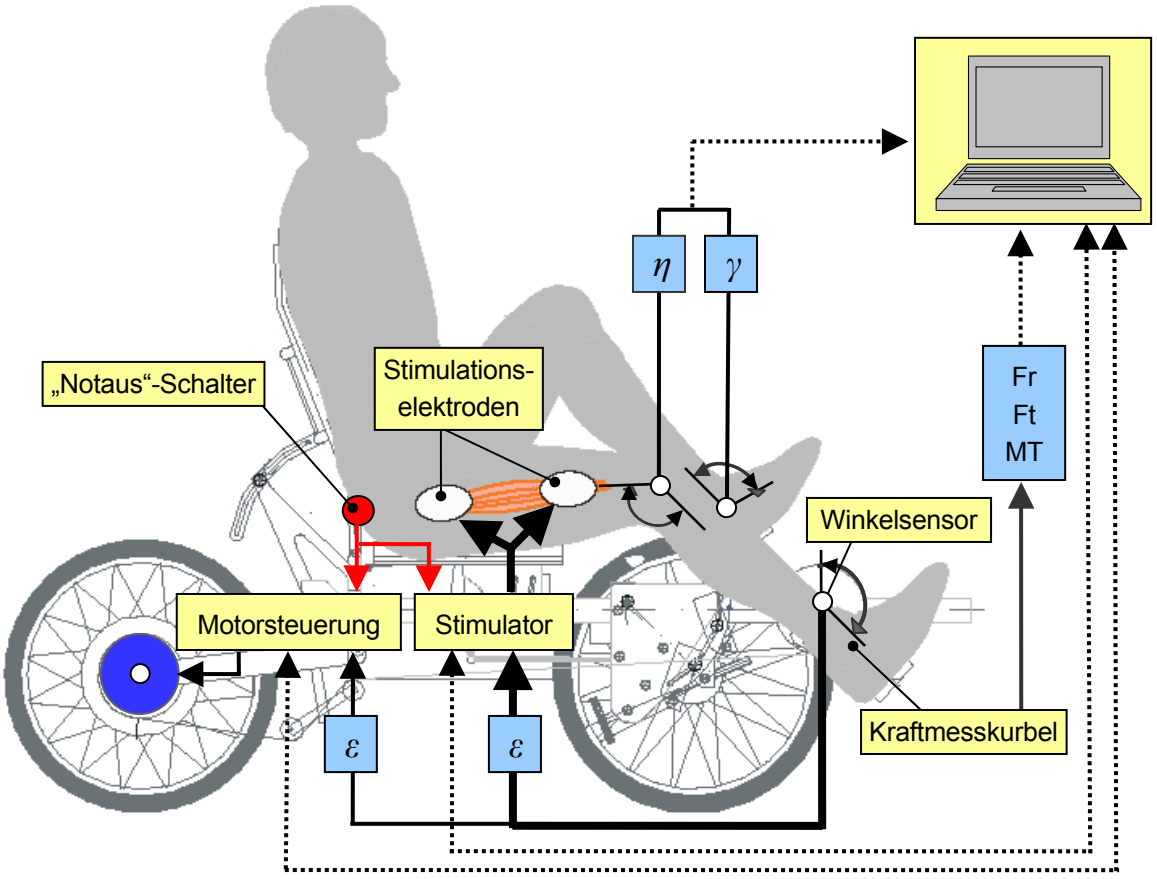


Abb. 22: Schema der Steuerung des Gesamtsystems.

Abb. 22 gibt einen Überblick über den gesamten Daten- und Informationsfluss während des Prüfstandbetriebes. Ein leistungsfähiger Laptop bildet die gemeinsame Schnittstelle aller an den Messroutinen beteiligten Komponenten. Dieser kommuniziert über vier serielle

Schnittstellen – im Schema durch punktierte Linien dargestellt - mit der Motorsteuerung, dem Stimulator, der Knie- und Knöchelwinkelmessung und der Kraftmesseinheit. Während der Messungen werden so der Kurbelwinkel ε, der Kniewinkel η und der Knöchelwinkel γ fortlaufend ausgelesen und automatisch in Messdateien abgespeichert. In diesen Datenblock werden auch die Tangentialkräfte Ft, die Radialkräfte Fr und die Torsionsmomente MT die an den Tretkurbeln auftreten, gemeinsam mit Daten über Motor- und Stimulatoreinstellungen erfasst. Über den Stopptaster kann hardwaremäßig die Stimulation abgeschaltet und der Motor stromlos geschaltet werden.

5.3 Steuerprogramm

Abb. 23 zeigt die Kontrolloberfläche am PC von der aus das gesamte System während des Prüfstandbetriebes koordiniert wird. Das Steuerprogramm ist in LabView 7.0 geschrieben und bildet die Schnittstelle mit den einlaufenden Daten von der Kraftmessung und den Goniometern und kommuniziert während der Messungen fortlaufend mit der Motorsteuerung und dem Stimulator. Links oben kann das gewünschte Messprogramm aus 8 programmierten Messroutinen ausgewählt werden. Die Registerkarte links bietet die Möglichkeit zwischen den unterschiedlichen Anzeigen durch klicken auf die obere Registerleiste zu wechseln. So bietet „Diagramm“ eine fortlaufende Darstellung der eingehenden Messwerte. Die Registerkarten „Kraft“, „FES“, „Motor“ und „Gonio“ beinhalten die Kommunikation mit der Kraftmesseinheit, dem Stimulator, der Motorsteuerung und der Winkelmessung am Knie und Knöchel. Neben einer Darstellung der Stimulationsmuster in „Stim.m.“ bietet „Auswertung“ eine schnelle Auswertung der wichtigsten Daten der aktuellen Messung die unter „Graph“ dargestellt werden. In der Registerkarte „Bedienung“ können die wichtigsten Schritte für die Bedienung des Steuerprogramms nachgelesen werden.

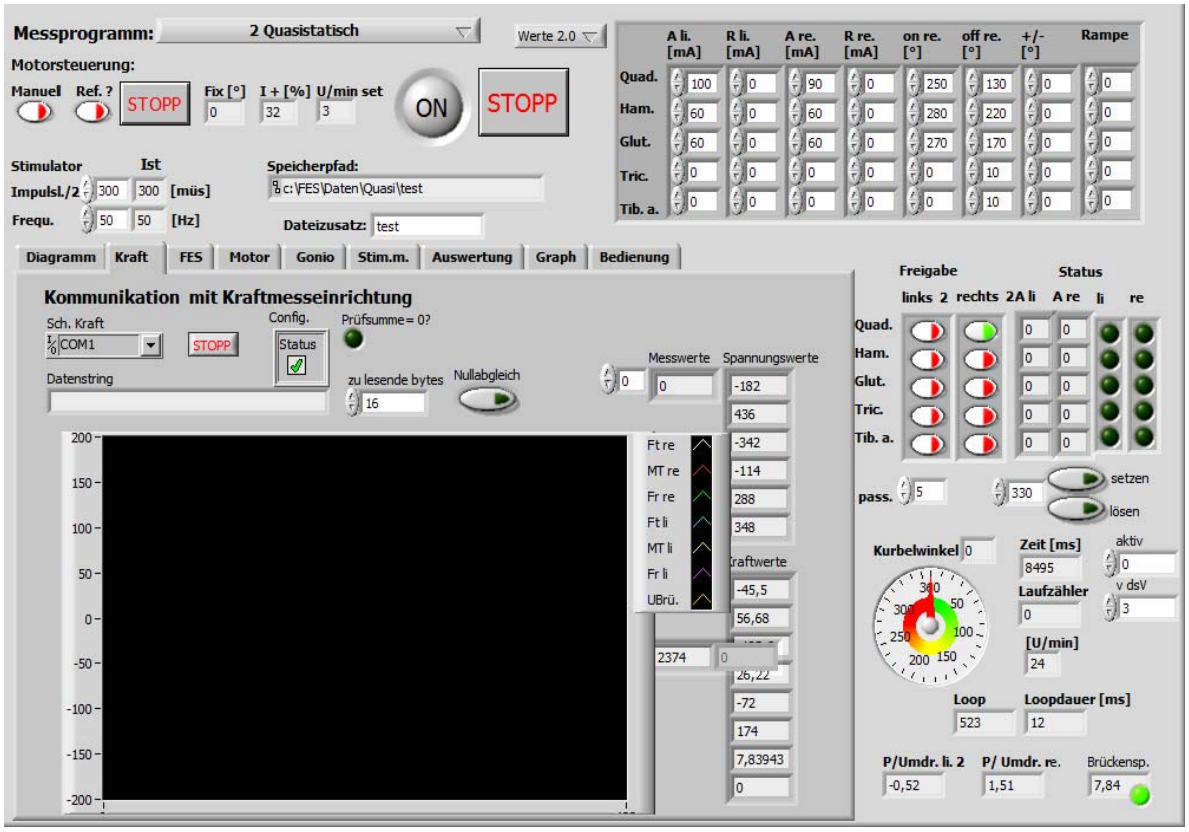


Abb. 23: Kontrolloberfläche am PC für die Steuerung des Gesamtsystems

Links neben dem Einschaltknopf „ON“ und dem „STOPP“- Taster sind wichtige Bedien- und Anzeigefelder der Motorsteuerung extra herausgeführt. Darunter sind die Soll- und Istwerte für die Impulsdauer und die Impulsfrequenz der Stimulation dargestellt. Rechts daneben ist der Speicherpfad mit dem darunter liegenden Eingabefeld für den Dateizusatz platziert. Rechts oben befinden sich die Eingabefelder für die Amplituden und die Winkelbereiche der Stimulation der einzelnen Muskeln. Darunter sind links die Freigabeschalter für die Freigabe der einzelnen Stimulationskanäle (grün entspricht Stimulationskanal freigegeben, rot Stimulation blockiert) positioniert und daneben ist der Stimulationsstatus ersichtlich. Im rechten unteren Bildschirmareal ist über Anzeigen der Kurbelwinkel, die verstrichene Messzeit in Millisekunden, die abgegebenen Leistungen der letzten Umdrehung für das linke und das recht Bein und die Versorgungsspannung der Kraftmesseinheit ersichtlich.

5.4 Die unterschiedlichen Messroutinen

Je nach den gewünschten Untersuchungen können verschiedene Messroutinen durchgeführt werden. Im Folgenden sollen die einzelnen Routinen kurz beschrieben werden. Falls die Stimulationsdaten nicht expliziert angeführt sind wird mit einer Stimulationsfrequenz von f=50Hz und einer Impulsdauer von D=300µs stimuliert. Die Stimulationsamplitude I variiert in Abhängigkeit von der Messroutine und vom Ansprechen des Probanden auf die Stimulation. Der Nullabgleich der Kraftmessung wird mit den auf den Pedalen befestigten Orthesen in der 0°- Kurbelstellung durchgeführt. Erst danach werden für die Messungen die Beine des Probanden in den Orthesen zur Stabilisierung fixiert.

5.4.1 Aufwärmen

Beim „Aufwärmen“ werden die Beine des Fahrers für eine Minute passiv mit 30 U/min vom Motor durchbewegt. Danach werden alle Muskeln während dieser Bewegung in ihren geschätzten konzentrischen Bereichen mit geringer Intensität (I= ca.40 mA) zusätzlich stimuliert damit diese sich durch leichte Kontraktionen aufwärmen.

5.4.2 Detaillierte statische Vermessung

Die „Detaillierte statische Vermessung“ bietet die Möglichkeit die Beziehung zwischen den variablen Stimulationsparametern und der Kraftantwort des Muskels zu bestimmen. Dabei wird ein gewählter Kurbelwinkel mit dem Motor angefahren und durch die Motorregelung dort gehalten. Drei Tests stehen nun zur Verfügung. Beim Amplitudentest wird der Muskel mit Amplituden von 10 mA bis 120 mA in 10 mA Schritten für je eine Sekunde stimuliert[7]. Aus der gleichzeitig aufgezeichneten Kraftantwort kann dann die untere Reizschwelle und den für die späteren Tests verwendete Stromstärke bestimmt werden. Bei einer genaueren Auswertung können auch die Muskelaktivierungs-/Deaktivierungszeiten herausgelesen werden. Ähnlich gestalten sich die Tests mit Variation der Frequenz und der Impulsdauer. Für beide kann in Eingabefeldern der Startwert, die Schrittanzahl und die Schrittweite der Variation angegeben werden. Als Ergebnis erhält man bei diesen Tests die erzeugte Muskelkraft in Abhängigkeit von der Stimulationsfrequenz, von der Impulsdauer und dem Stimulationsstrom.

[7] Die Anfangs- und Endamplitude sowie die Schrittfolge und die Stimulationsdauer der einzelnen Bursts ist durch Eingabefelder frei wählbar.

5.4.3 „Quasistatische“ Messung

Bei der „Quasistatischen“ Messung wird die Tretkurbel mit den in den Orthesen fixierten Beinen mit sehr geringer Geschwindigkeit (3 U/min) durchbewegt. Pro Messung wird immer ein Muskel bzw. eine Muskelgruppe vermessen. Dabei wird die erste Umdrehung[8] zur Ermittlung der rein passiven Kräfte ohne Stimulation durchgeführt, und gleich anschließend wird der zu untersuchende Muskel in einem weiten Winkelbereich, der den konzentrischen Bereich des Muskels beinhalten soll, stimuliert, während die Tretkurbel langsam weiterbewegt wird. Der Start- und Endwert für diesen Winkelbereich werden in einer Simulation (Soest, et al. 2005) für das FES- Radfahren bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 30 U/min ermittelt. Die darin optimierten Intervalle werden um 15° nach vor verschoben (3 U/min an Stelle der simulierten 30 U/min) und um je 30° nach vorne und hinten verlängert.
Bei der Auswertung können dann die passiven Kräfte Ft_{pass} der ersten Umdrehung von den aktiven Kräften Ft_{akt} der nachfolgenden Umdrehungen abgezogen und der Winkelbereich in dem der Muskel eine positive Tangentialkraft Ft erzeugt, aus dem Ergebnis abgelesen werden.

5.4.4 Messroutine „Schritte“

Die Messroutine „Schritte“ bietet die Möglichkeit mit dem Motor eine gesamte Umdrehung mit einer bestimmten Schrittweite abzufahren und auf der jeweiligen Position zu stimulieren. Standardmäßig ist eine Schrittweite von 15° einprogrammiert. Wird das Programm gestartet fährt der Motor ausgehend von der Null-Grad-Position (rechte Kurbel weist senkrecht nach oben) immer 15° Schritte weiter und stoppt dort für drei Sekunden. In dieser Zeit erfolgt eine Stimulation von einer Sekunde mit 80 % der mit der „Detaillierten statischen Vermessung“ ermittelten Maximalamplitude für den jeweiligen Muskel. Nach Auswertung der Messergebnisse kann wie bei der „Quasistatischen Messung“ eine Aussage über die Stimulationsbereiche in denen der Muskel ein positives Moment in das System einbringt getroffen werden. Diese Messung ist schneller als die „Quasistatische Messung“ ergibt jedoch nur alle 15° einen relevanten Messwert. Um die Übergänge zwischen negativem und positivem Antriebsmoment des Muskels zu bekommen müssen die Messpunkte nach der Auswertung noch interpoliert werden.

5.4.5 Dynamische Variation on/off

Die „Dynamische Variation on/off“ – Routine variiert systematisch den Anfangs- und Endzeitpunkt der Stimulationsintervalle ausgehend von den Ergebnissen der „Quasistatischen Messung“. Dabei wird bei einer konstanten Umdrehungsgeschwindigkeit (30 U/min) für die Muskeln nacheinander zuerst der Anfangs- und dann der Endzeitpunkt um -30°, -20°, -10°, 0°, 10° und 20° verschoben und die abgegebene Leistung gemessen. Die Auswertung ergibt die für die einzelnen Muskeln leistungsoptimalen Stimulationsintervalle.

[8] Wie bei den meisten Messroutinen können die passiven (Durchbewegen ohne Stimulation) und aktiven Umdrehungen durch Eingabefelder variiert werden. Um die Messung für den Probanden möglichst kurz zu halten wurde nur eine passive Umdrehung als jeweilige Referenz durchgeführt.

5.4.6 Dynamisch optimiertes Fahren

Bei der Routine „Dynamisch optimiertes Fahren“ gibt der Motor eine konstante Winkelgeschwindigkeit - standardmäßig 30 U/min - vor und es wird nach 5 passiven Umdrehungen jeder Muskel in seinem optimalen Winkelbereich für je 3 Umdrehungen stimuliert. Am Ende des Zyklus werden noch fünf Umdrehungen mit Stimulation aller 6 Muskeln zusammen durchgeführt. Als Auswertekriterium gilt die erzeugte Leistung sowohl der einzelnen Muskeln als auch aller Muskeln zusammen.

5.4.7 Freies Fahren

Dieser Betriebsmodus dient dazu zuvor gewonnene Ergebnisse zu überprüfen und die Tretbewegung des Probanden zu beurteilen. Falls der Knöchel im Sprunggelenk fixiert ist, werden nur die Oberschenkelmuskeln und der Gesäßmuskel stimuliert, bei freiem Knöchel werden auch die Muskeln des Unterschenkels dazu geschalten. Der Motor wird dabei auf den Betrieb mit konstanter Stromzufuhr geschaltet. So wirkt er bei Eingabe eines negativen Wertes als definierter Bremswiderstand und unterstützt den Fahrer, wenn positive Werte gewählt werden. Die Höhe des überwundenen Bremswiderstandes kann für eine Beurteilung des Tests herangezogen werden. Der Vergleich zwischen dem Fahren mit freiem und Fahren mit fixiertem Knöchel wird zusätzlich über das Kriterium einer möglichst runden Tretbewegung beurteilt.

5.4.8 Manuelle Stimulation

Bei dieser Betriebsart wird eine gewählte Tretkurbelstellung vom Motor angefahren und dort gehalten. Der Stimulator befindet sich dabei im Zeit-Modus und stimuliert mit der im Eingabefeld vorgegebenen Stimulationsamplitude solange der entsprechende Stimulationskanal über den Freigabeschalter freigegeben ist. Diese Stimulationsform kommt zum Beispiel zum Einsatz wenn die Elektrodenpositionierung ausgetestet wird. Dabei werden bis zu 3 Elektrodenpaare auf dem Oberschenkel positioniert und mit drei Stimulationskanälen verbunden. Danach wird jeder Stimulationskanal am Bildschirm manuell für kurze Zeit mit gleicher Amplitude dazu- und wieder abgeschaltet. In er Auswertung der Kraftantworten kann dann auf das am besten platzierte Elektrodenpaar geschlossen werden.

5.5 Datenaufbereitung

Während der einzelnen Messungen werden automatisch Files mit dem gewünschten Dateizusatz angelegt in denen alle relevanten Messwerte in Tabellenform gespeichert werden. Hat man z.B. den Dateizusatz test_1 gewählt und führt eine Messung mit der Messroutine „Quasistatisch“ aus so werden die Daten in c:/FES/Daten/Quasi/test_1 gespeichert. Am Beginn dieser Datei wird auch ein Header mit allen wichtigen Einstellungen erzeugt und gespeichert, siehe Tab. 4.

Quasistatisch 07.04.2005 14:44												
c:\FES\Daten\Quasi\test_1												
	Mot.	U/min	P +/-	Fix	f [Hz]	D [μs]	Pass.					
	FAL.	3	0	0	50	300	1					
Musk.	A li	R.li	A re	R re	on re.	off re.	Ram.	F li.	F re.			
Quad.	100	80	100	80	250	130	0	FAL.	TRUE			
Ham.	90	70	90	70	280	220	0	FAL.	FAL.			
Glut.	90	70	90	70	270	170	0	FAL.	FAL.			
Tr.sur.	0	0	0	0	0	10	0	FAL.	FAL.			
Ti.ant.	0	0	0	0	0	10	0	FAL.	FAL.			
t[ms]	1D	2 ε	3Ftre	4MTr	5 Fr	6Ftli	7MTli	8Frli	9UVe	10AQ	------	46ST
654	300	335,6	-18,5	12	-61,2	8,7	-15,5	32,5	8,1	0	------	4,1
659	300	335,6	-18,2	12,4	-62,7	9,4	-14,8	29,5	8,1	0	------	4,3
664	300	335,6	-18,8	12,2	-64,2	9	-15,8	28,5	8,1	0	------	5,1
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮		⋮
78667	300	359,8	4,5	-82,8	8,7	-20,9	29,8	-69,5	8,1	0	------.	2,3

Tab. 4: Speicherform der Messdaten

Die Einstellungen bei der hier gezeigten Messung können wie folgt aus dem hellgrau schattiert hervorgehoben Header von oben nach unten abgelesen werden:

1. Zeile: „Quasistatische“ Messung durchgeführt am 07.04.2005 um 14:44;

2. Zeile: Daten gespeichert unter c:\FES\Daten\Quasi\test_1;

3. und 4. Zeile: Der Motor (Mot.) ist nicht im manuellen Betrieb (FAL. für false), die Umdrehungsgeschwindigkeit (U/min) ist mit 3 gewählt, keine Motorregelung auf konstantem Leistungszugabe (P +/- = 0), keine Motorregelung auf konstanten Kurbelwinkel (Fix = 0), Stimulatoreinstellungen: f = 50 [Hz], D = 300 [μs], eine passive Umdrehung (Pass. = 1);

5. Zeile: Muskel (Musk.), Amplitude links (A li.), Reizschwelle links (R.li.), Amplitude rechts (A re.), Reizschwelle rechts (R.re.), Winkel bei dem die Stimulation beginnt bezw. endet (on re. bzw. off re.), Rampe (Ram.), Freigabe links (Fr li.) und Freigabe rechts (Fr re.);

6. bis 10. Zeile: die Stimulatoreinstellungen für die fünf Muskeln/ Muskelgruppen für die Parameter der 5.Zeile;

11.Zeile: Kurzbezeichnungen der während der Messung laufend aufgenommenen 47 Messdaten;

An den Header anschließend werden die eigentlichen 47 Messdaten im Schnitt alle 5 ms in den jeweiligen Spalten abgelegt.

Der große Vorteil dieser Speicherform der Messdaten besteht darin, dass bei nachträglicher Datenauswertung jeder Zeit die grundlegenden Systemeinstellungen zur Verfügung stehen. Dies erleichtert eine systematische und vergleichbare Auswertung der einzelnen Messroutinen der verschiedenen Probanden und ermöglicht es auch Messungen mit den gleichen Einstellungen für einen Probanden zu einem späteren Zeitpunkt nochmals durchzuführen und mit den zuvor erhaltenen Ergebnissen zu vergleichen.

6 Messungen

6.1 Durchführung der Messungen

Die Messungen für die im Folgenden zusammengefassten und diskutierten Messdaten wurden zum Einen im Labor des Institutes für Konstruktionswissenschaften an der TU Wien und zum Anderen in zwei Messreihen am Paraplegikerzentrum Nottwil in der Schweiz durchgeführt. Voraussetzung für die Durchführung der Messungen war neben der Bereitschaft der Probanden an der Studie teilzunehmen und deren schriftliche Einverständniserklärung die Zusage der Ethikkommission von Luzern (Schweiz) für die geplanten Messungen. Insgesamt wurden 9 querschnittgelähmte Probanden mit unterschiedlicher Läsionshöhe und 3 Personen ohne Rückenmarksverletzung auf dem Prüfstand vermessen. Von der Gruppe der Rollstuhlfahrer wurde eine Person zweimal an zwei aufeinander folgenden Tagen den Testroutinen unterzogen. So konnten die Reproduzierbarkeit der Messungen und der Einfluss der Tagesverfassung überprüft werden. Der detaillierte Ablauf der Messungen ist aus dem im Anhang A angeführten Messprotokoll ersichtlich.

Prob - and	Initialen	Läsions - höhe	seit	Körpergröße [m]	Gewicht [kg]	Geschlecht	Alter
1	RH	Th 11	2001	1,85	85	männlich	62
2	MG	Th 8	2004	1,78	80	männlich	35
3	GK	Th 5	2001	1,76	73	männlich	47
4	IG	Th 5	1992	1,83	75	männlich	38
5	RK	Th 3	1998	1,82	108	männlich	49
6	HM	Th 6	1990	1,68	68	männlich	41
7	HF	Th 5	1978	1,78	58	männlich	46
8	RS	C6(ink.) C7(kom.)	1986	1,85	74	männlich	37
9	WU	Th1(ink.)	1995	1,85	85	männlich	51
10	SD	keine	----	1,76	65	männlich	23
11	MJ	keine	----	1,80	72	männlich	22
12	MB	keine	----	1,83	98	männlich	29

Tab. 5: Auflistung der getesteten Probanden
Es wurden 9 Personen mit Querschnittlähmung und 3 Personen ohne Rückenmarksverletzung untersucht.

6.2 Auswertung der Messdaten

6.2.1 Das Datenauswerteprogramm

Mit Hilfe des speziell für die Anforderungen der Stimulationsoptimierung programmierten Datenauswerteprogramms können in einfacher Weise die abgespeicherten Datendateien wieder eingelesen und graphisch dargestellt werden. Zusätzlich beinhaltet es Funktionen die eine detaillierte Auswertung, angepasst an den Bedarf im Rehabilitationszentrum, vereinfachen.

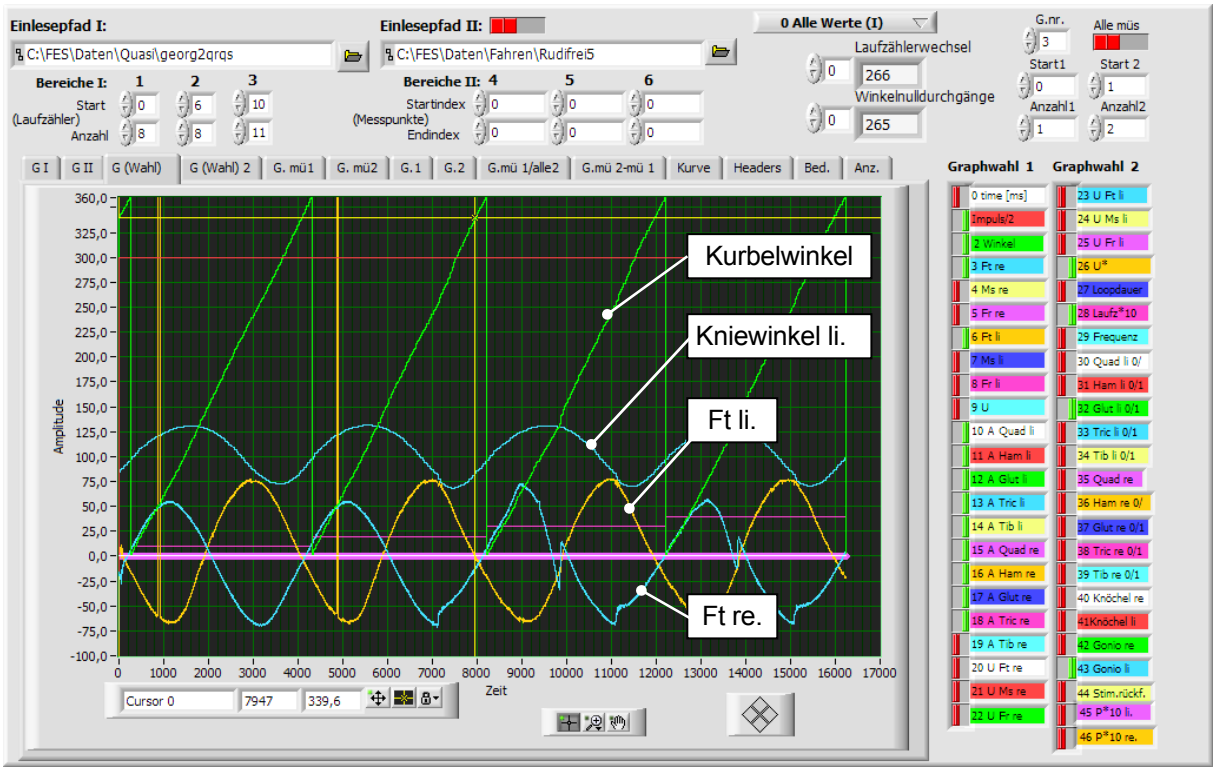


Abb. 24: PC-Oberfläche des Datenauswerteprogramms
mit eingelesenen Daten aus einer „quasistatischen“ Messung eines Probanden

In Abb. 24 ist die PC- Oberfläche des für die Datenauswertung programmierten LabVIEW- Programms dargestellt. Durch die Wahlschalter an der rechten Seite (Graphwahl 1, Graphwahl 2) können die 47 unterschiedlichen Messdatenreihen im Graphen einzeln ein- oder ausgeblendet werden.

Das Programm ermöglicht es auch einzelne Umdrehungen gezielt auszuwählen und übereinander darzustellen. Dies spielt eine wichtige Rolle bei der Auswertung der quasistatischen Messungen, bei denen zusätzlich die Kraftantworten dem jeweiligen Winkelwert zugeordnet werden, um eine Aussage über die relevanten Stimulationsbereiche zu erhalten.

Für die Auswertung von statischen Messungen werden einzelne Kraftkurven auf Wunsch automatisch analysiert und die Zusammenhänge zwischen Stimulationsparametern und Kraftantwort als Ergebnis ausgegeben.

6.2.2 Allgemeine Auswertung der detaillierten statischen Vermessung

Die Auswertung der detaillierten statischen Vermessung, Abb. 25, hat zum Ziel die Beziehungen zwischen der Kraftentwicklung der Muskeln und der Stimulationsparameter zu ermitteln. Dabei wird angenommen, dass der M. quadriceps femoris die Stimulation betreffend als repräsentativ für die weitere Beinmuskulatur angesehen werden kann. Er wurde gewählt weil er auch die höchsten Tangentialkräfte erzeugen kann und dadurch Messungenauigkeiten weniger zu tragen kommen. Bei den Untersuchungen wurde darauf geachtet nur den untersuchten Muskel zu stimulieren und ein Mitstimulieren des Antagonisten zu vermeiden[9].

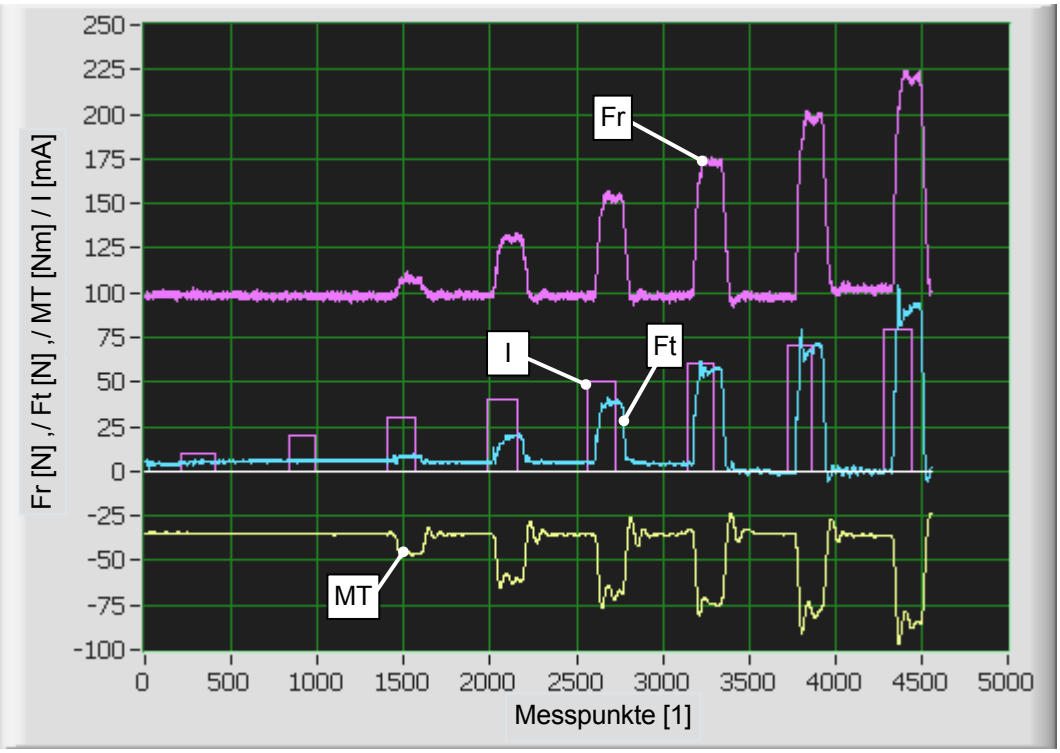


Abb. 25: Diagramm einer Muskelvermessung von Proband 3 mit steigender Stimulationsamplitude I: eingeblendet sind die Stimulationsbursts, Tangentialkraft Ft, Radialkraft Fr und das Torsionsmoment in der Kurbel MT[10]

Die automatische Weiterverarbeitung der erhaltenen Messdaten gibt die gesuchten Zusammenhänge (z.B. zwischen Stimulationsamplitude und Tangentialkraft) in Tabellenform aus und die Diagramme können entsprechend Abb. 26 A generiert werden. Dabei werden jeweils 10 Kraftwerte vor dem Ende der Stimulation und 10 Kraftwerte vor dem Stimulationsburst gemittelt und von einander subtrahiert. Dies dient zum Einen dazu die passiven Kräfte, die mit angezeigt werden, zu eliminieren und zum Anderen durch die

[9] Es wurde nur bis zu der Stimulationsamplitude stimuliert, bei der noch keine Kontraktion des Antagonisten zu erkennen war.

[10] Im Diagramm wird nur die Amplitude des Stimulationsbursts im positiven Bereich angezeigt. Die eigentliche Stimulation wird biphasisch ausgeführt (siehe dazu auch Kapitel 4.10.3)

Mittelung eventuelle Kraftspitzen zu glätten. In ähnlicher Weise werden auch die Messungen mit variierender Stimulationsfrequenz und Impulsdauer ausgewertet. (siehe Abb. 26 B und C).

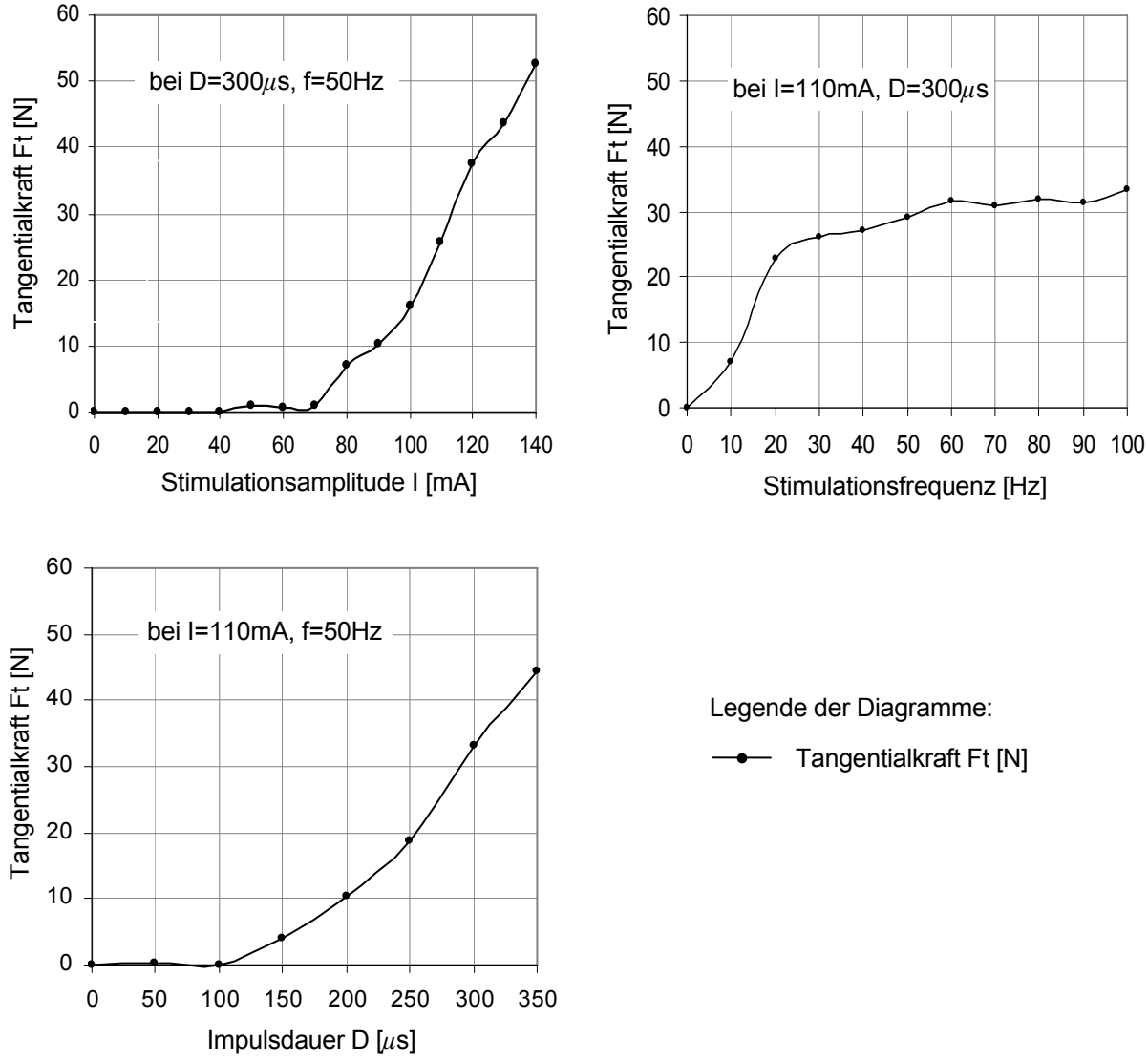


Abb. 26: Diagramme der Kraftantworten des M. quadriceps femoris (Proband 5)
bei Variation der Stimulationsparameter
A: Zusammenhang zwischen Stimulationsamplitude und Kraft
B: Zusammenhang zwischen Stimulationsfrequenz und Kraft
C: Zusammenhang zwischen Impulsdauer und Kraft[11]

[11] Das obere Limit der Impulsdauer von 350 μs ist durch den Stimulator gegeben. Bei größerer Impulsdauer ist eine weiterer Kraftanstieg zu erwarten. Für die folgenden Systeme ist geplant den Stimulator auf eine Frequenz von 70 Hz (derzeit 100 Hz) zu limitieren und dafür eine Impulsdauer von 500 μs zu ermöglichen.

Für die weitere Auswertung der „detaillierten statischen Vermessung“ kann ein Stimulationsburst und die resultierende Tangentialkraft im Detail untersucht werden. Dazu wird ein Ausschnitt aus dem Diagramm in Abb. 25 mit nur einem Stimulationsburst herausgezoomt und zur Ermittlung der Aktivierungs- bzw. Deaktivierungszeiten und der Systemverzögerung t_{syst} herangezogen.

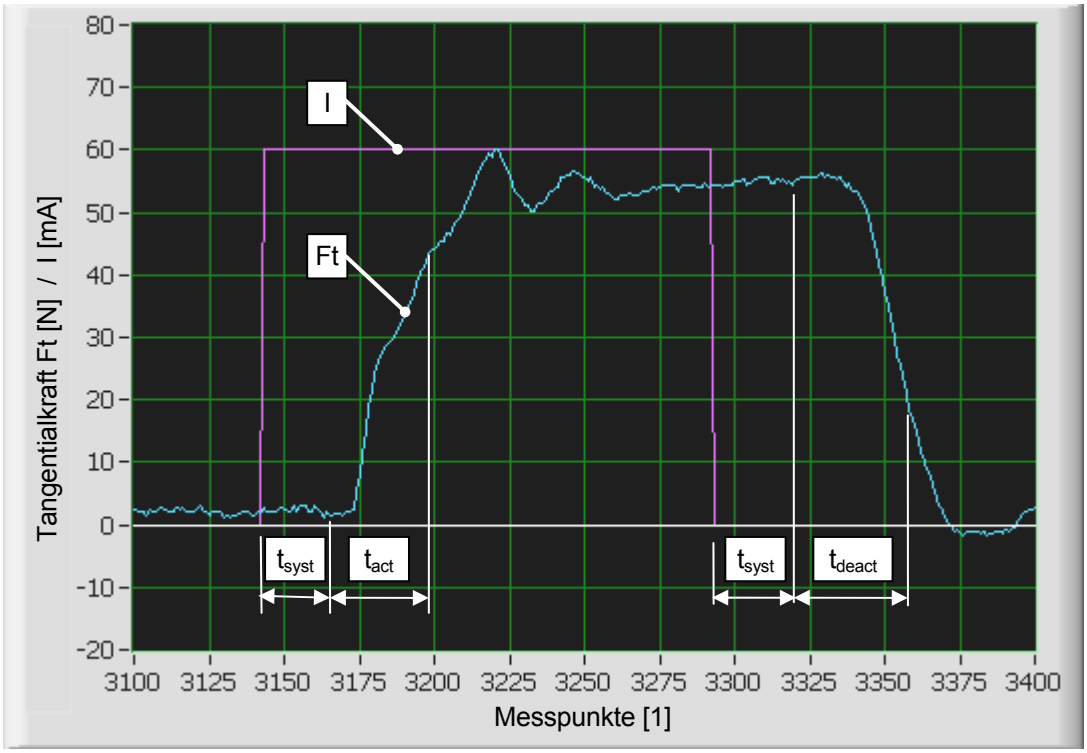


Abb. 27: Diagrammausschnitt zur Bestimmung von t_{act} [12], t_{deact} [13] und t_{syst} [14]

Der Diagrammausschnitt in Abb. 27 zeigt einen einzelnen Stimulationsburst mit der dazugehörigen Kraftantwort Ft. Es ist eine systembedingte Verzögerung des Kraftanstieges nach dem vom PC erteilten Befehl für den Beginn und das Ende des Stimulationsburst zu erkennen. Diese liegt bei etwa 100 ms (1 Messpunkt entspricht 5 ms) für den bei dieser Messung verwendeten Zeit- Modus des Stimulators. Die Aktivierungszeit des M. quadriceps femoris des Probanden 3 beträgt demzufolge ca. 150 ms die Deaktivierungszeit ca. 200 ms.

[12] Die Aktivierungszeit (t_{act}) entspricht der Zeit die der Muskel benötigt um nach Beginn der Stimulation 70 % seiner Kraft zu erreichen.

[13] Die Deaktivierungszeit (t_{deact}) entspricht der Zeit die der Muskel benötigt bis die Kraftentwicklung von 100% auf 30% seiner erzeugten Kraft nach Ende der Stimulation sinkt.

[14] Die systembedingte Verzögerung (t_{syst}) entsteht durch die Verzögerungen beim Datentransfer und dem Berechnungsprozess im Mikroprozessor des Stimulators und beträgt ca. 100 ms. Sie tritt nur auf wenn der Stimulator im Zeit- Modus betrieben wird. Im Winkel- Modus der den regulärer Modus für das Radfahren darstellt liegt die Systemverzögerung bei Stimulation mit 50 Hz nur im Bereich von 0 bis 20 ms da der Stimulator den winkelabhängigen Stimulationszeitpunkt intern berechnet.

6.2.3 Allgemeine Auswertung einer quasistatischen Messung

An Hand eines Datensatzes einer quasistatischen Messung am rechten M. quadriceps femoris soll im folgenden der prinzipielle Ablauf der Auswertung gezeigt werden. Abb. 28 zeigt den Graph einer typischen quasistatischen Messung mit eingeblendetem Winkelsignal (Bereiche 1 bis 4 für die 4 Umdrehungen) und der für das Antriebsmoment relevanten rechten Tangentialkraft Ft. Bei der ersten Umdrehung sind die rein passiven Gewichtskräfte des vom Motor mit 3 U/min durchbewegten rechten Beines sichtbar. Die sprunghafte Änderung des Kraftverlaufs in der zweiten Umdrehung deutet auf den Start der Stimulation hin. Diese dauert bis zur nächsten sprunghaften Änderung (mit Stimulationsende gekennzeichnet) im dritten Umdrehungszyklus an. Nach einem Bereich ohne Stimulation beginnt in der zweiten Hälfte der dritten Umdrehung erneut ein Stimulationszyklus.

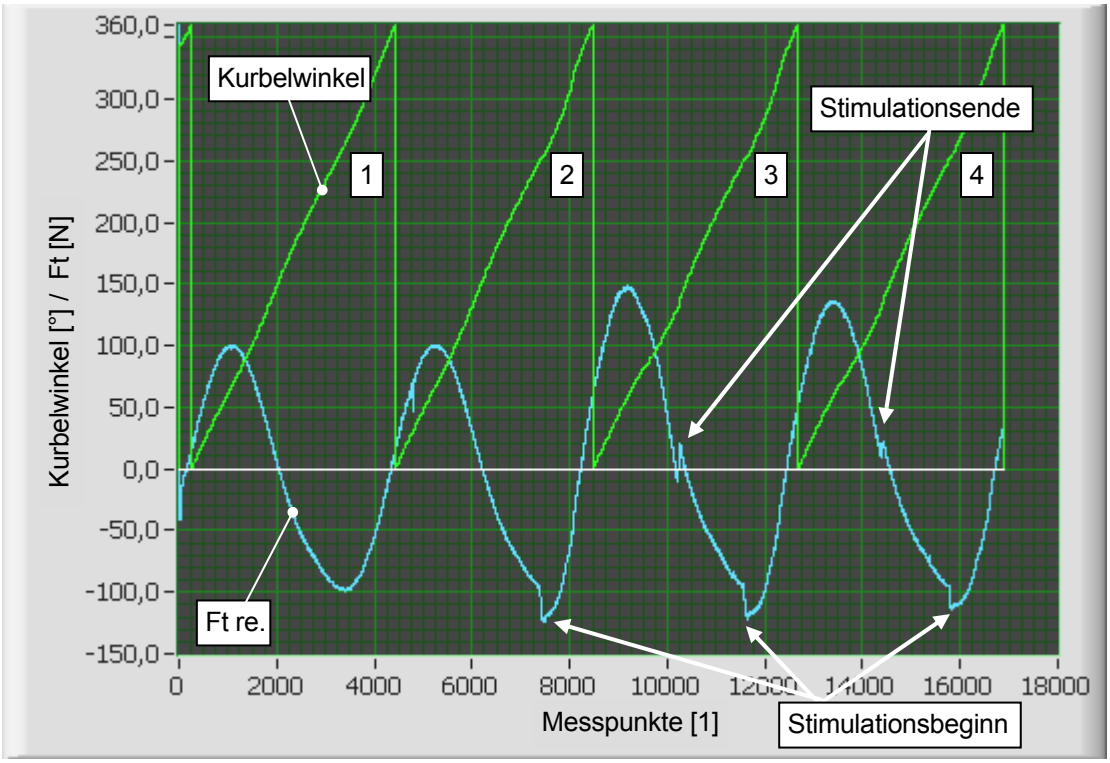


Abb. 28: Messgraph einer quasistatischen Messung:
die Nummern 1 bis 4 bezeichnen die vier Umdrehungen der Messung,
die sprunghaften Änderungen der Tangentialkraft des rechten Beines (Ft re.) werden durch den Beginn und das Ende der Stimulation bewirkt.

Für die weitere Auswertung wird nun durch das Auswerteprogramm der Kraftverlauf auf das Winkelsignal[15] bezogen und die passiven Kräfte der ersten Umdrehung mit den Kraftverläufen der dritten und vierten Umdrehung verglichen. Das so erhaltene Ergebnis ist in Abb. 29 als Diagramm ersichtlich. Sehr gut ist der Winkelbereich in dem nicht stimuliert wurde

[15] Für jeden 0,1 ° - Schritt wird ein Kraftwert aus den Messwerten interpoliert.

erkennbar da in diesem Bereich die Kraftverläufe der dritten und vierten Umdrehung sich mit dem Kraftverlauf der passiven Umdrehung decken.

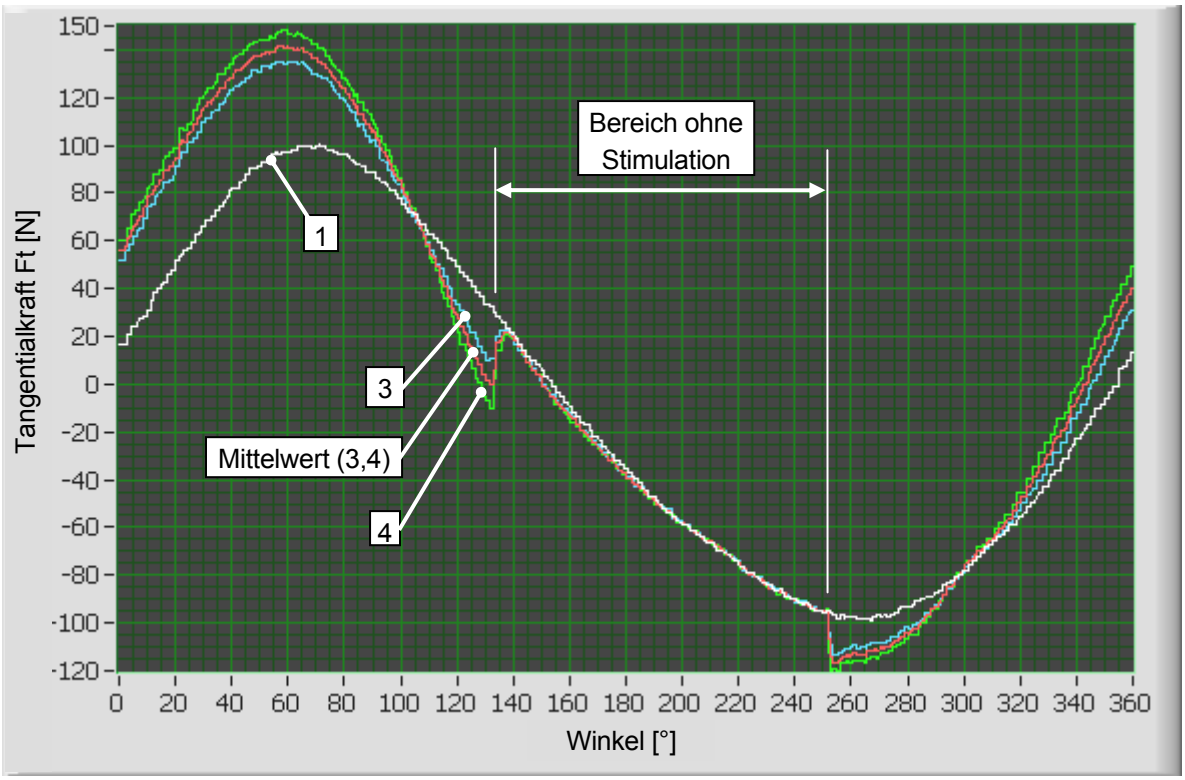


Abb. 29: Dargestellte Kraftverläufe nach Auswertung einer quasistatischen Messung bezogen auf den Kurbelwinkel ε, die Nummern 1 bis 4 bezeichnen die vier Umdrehungen der Messung

Subtrahiert man nun vom gemittelten Kraftverlauf der aktiven Umdrehungen die Kraftwerte der passiven ersten Umdrehung so erhält man die durch die aktiven Muskelkräfte erzeugten Tangentialkräfte an der Kurbel, siehe Abb. 30.

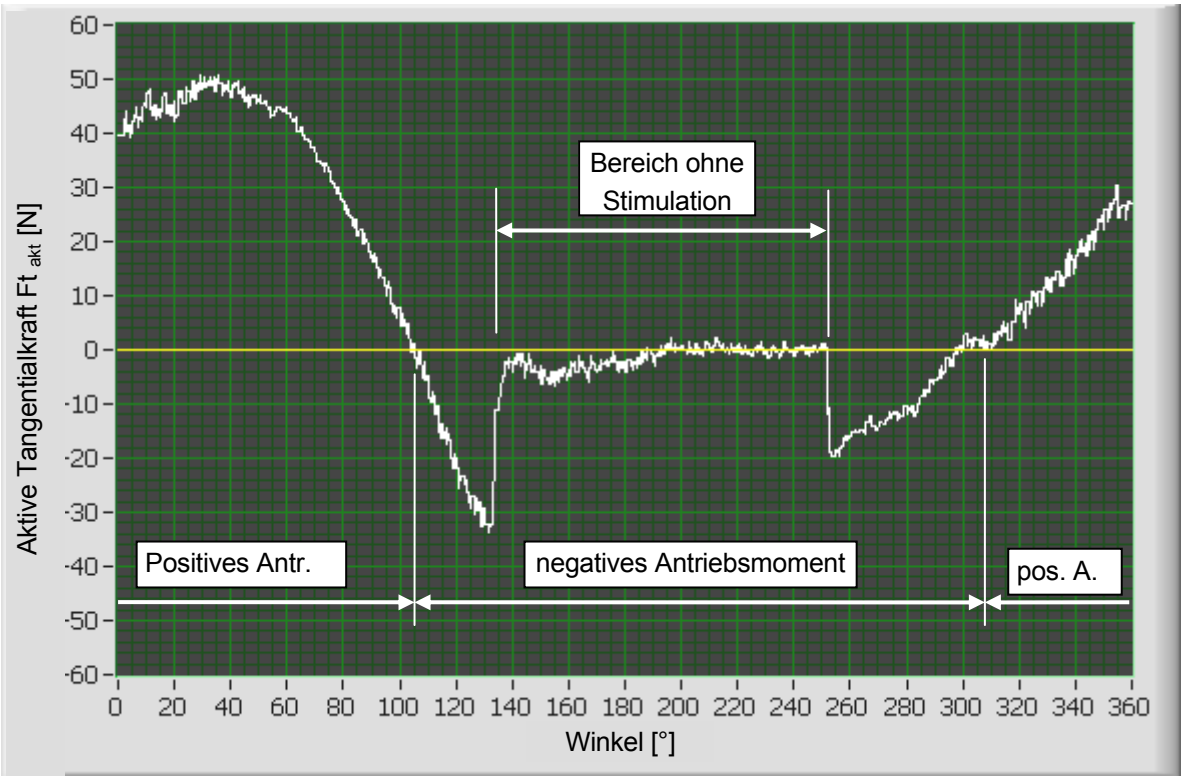


Abb. 30: Durch den Muskel erzeugte aktive Tangentialkraft an der Kurbel
Ergebnis aus der „quasistatischen“ Messung am M. quadriceps femoris

Auf diese Weise können für den jeweiligen Probanden die sinnvollen Stimulationsbereiche für die einzelnen Muskeln und Muskelgruppen bestimmt werden. Das Beispiel des für die Erklärung herangezogenen Datensatzes eines querschnittgelähmten Probanden ergibt für seinen rechten M. quadriceps femoris somit einen sinnvollen Stimulationsbereich zwischen dem Tretkurbelwinkel ε = 307° und ε = 104°.

Um eine gute Übersichtlichkeit der Ergebnisse der einzelnen Probanden zu erreichen, wurden diese nach der Auswertung in Diagrammen visualisiert und zusammengefasst.

6.2.4 Allgemeine Auswertung der Messroutine „Schritte“

Das Ergebnis einer ausgewählten Messung mit der Messroutine „Schritte“ ist in Abb. 31 in einem Diagramm dargestellt. An Hand des Graphen des Kurbelwinkels sind gut die 15 ° Schritte erkennbar an denen die Tretkurbel während der Messung durch den Motor gehalten und der untersuchte Muskel mit je einem Stimulationsburst von einer Sekunde und einer Stimulationsamplitude von 100 mA stimuliert wurde. Für die Analyse der auftretenden Tangentialkräfte Ft steht im Datenauswerteprogramm eine Funktion zur Verfügung die nach ihrer Auswahl die Daten dieser Messroutine automatisch mit Filtern aufbereitet und weiter auswertet. Dabei werden 10 Tangentialkraftwerte (passive Tangentialkraft) vor Beginn und 10 Werte (aktive und passive Tangentialkraft gemeinsam) vor dem Ende jedes einzelnen Stimulationsbursts gemittelt. Das erste Ergebnis wird von dem zweiten subtrahiert und die so erhaltene aktive Tangentialkraft wird dem jeweiligen Wert des Kurbelwinkels zugeordnet. Das Ergebnis ist in Abb. 32 für den Probanden 2 dargestellt.

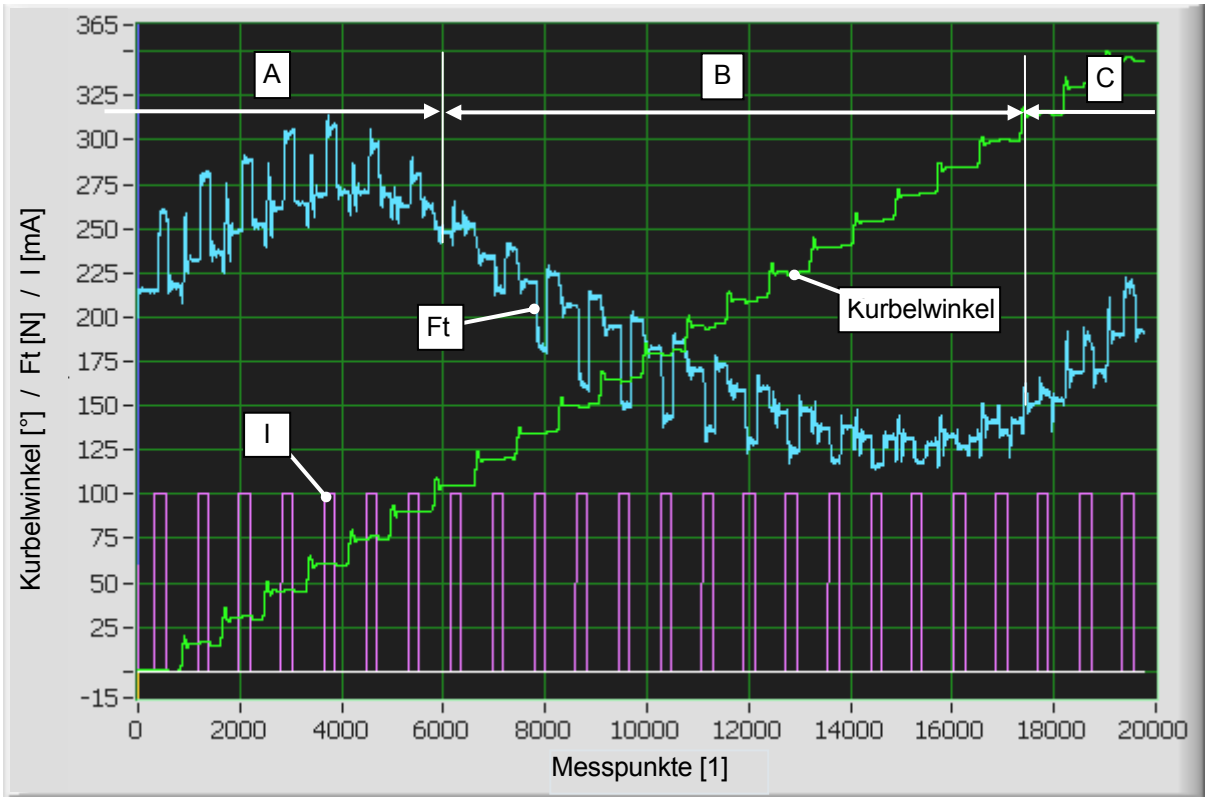


Abb. 31: Ergebnis der Messroutine „Schritte“ für den Probanden 2 rechtes Bein
A und C: Bereiche in denen der stimulierte Muskel eine positive Tangentialkraft erzeugt
B: Bereich in dem der stimulierte Muskel eine negative Tangentialkraft erzeugt

Abb. 32: Aktive Tangentialkraft in Abhängigkeit von der Kurbelstellung
für den rechten M. quadriceps femoris des Probanden 2.
Im Winkelbereich zwischen ca. 309° bis 113 ° erzeugt der Muskel bei seiner Stimulation ein positives Antriebsmoment.

Die Ergebnisse aus der Messroutine „quasistatische“ Vermessung können durch diese Ergebnisse überprüft werden bzw. kann auf Wunsch des Probanden der Messroutine „Schritte“ der Vorzug gegeben werden[16]. Einen Vorteil gegenüber der „quasistatischen“ Messung stellt die geringere Gesamtdauer, in der der Muskel für die Messung stimuliert werden muss, dar. Dies ist mit einer geringeren Ermüdung des untersuchten Muskels verbunden. Als Nachteil ist zu sehen, dass bei der Messroutine „Schritte“ nur alle 15° ein Messwert ermittelt wird. Wählt man für die Messung kleinere Winkelschritte so erhöht sich zwar die Anzahl der Messwerte jedoch steigt auch die Messdauer proportional.

[16] Bei Personen mit inkompletter Querschnittlähmung können sensorische Funktionen noch teilweise intakt sein. Die lang andauernde, ununterbrochene und teilweise in den exzentrischen Bereich reichende Stimulation bei der „quasistatischen“ Vermessung kann bei diesen Patienten unter Umständen ein unangenehmes Kribbeln verursachen.

7 Ergebnisse der Messungen

Dieses Kapitel soll einen Überblick über die erhaltenen Messergebnisse bieten und durch die Mittelung der einzelnen Ergebnisse eine Richtlinie für allgemeine Einstellungen beim FES- Radfahren geben. In Kapitel 7.1 wird dabei auf ausgewählte Ergebnisse der querschnittgelähmten Probanden Bezug genommen und Kapitel 7.2 bietet vergleichende und gemittelte Darstellungen mehrerer Probanden gemeinsam. In den Diagrammlegenden wird durch die Abkürzung „Prob." und der dazugehörenden Probandennummer auf die in Kapitel 6 in der Probandentabelle angeführten Testpersonen Bezug genommen. Die Zusätze „r" und „l" weisen auf die Messdaten des rechten bzw. linken Beines des Probanden hin.

7.1 Ergebnisse ausgewählter Messungen

7.1.1 Einzelergebnisse der „Detaillierten statischen Vermessung"

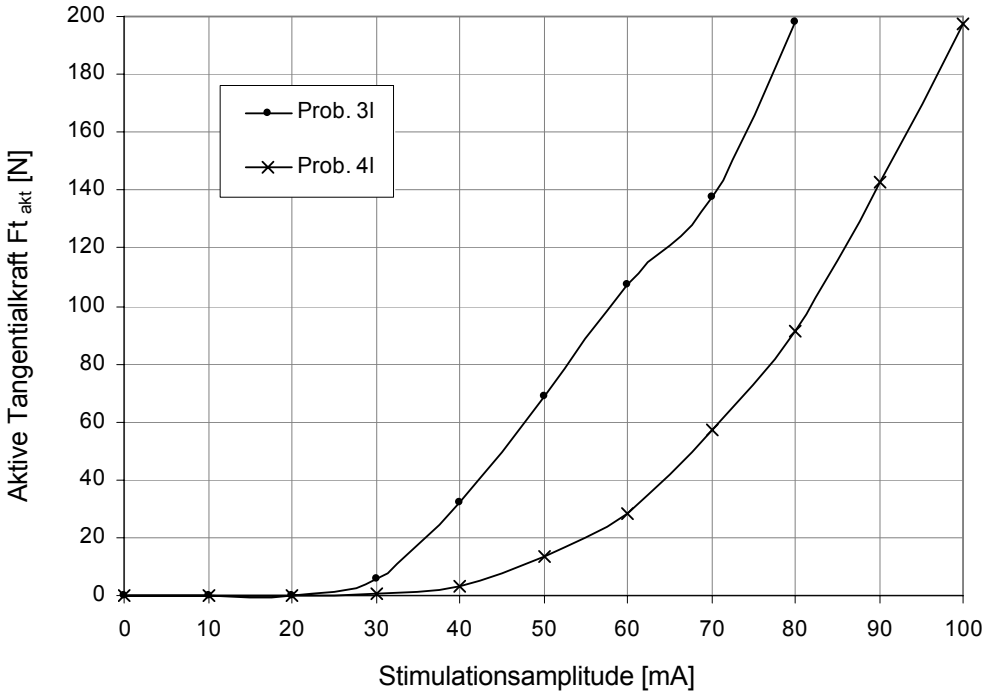


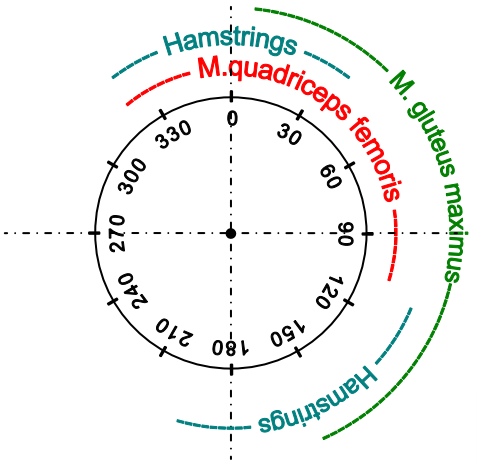
Abb. 33: Zusammenhang von Stimulationsamplitude und aktiver Tangentialkraft bei D= 300 μs und f=50 Hz

Abb. 33 zeigt den Zusammenhang von Stimulationsamplitude und Tangentialkraft bei zwei FES trainierten querschnittgelähmten Probanden. Die untere Reizschwelle liegt bei Proband 3 und Proband 4 für das linke Bein bei etwa 30 bzw. 40 mA. Der Stufentest wurde bis zu einer Stimulationsamplitude von 80 bzw. 100 mA durchgeführt.[17] Mit diesen

[17] Bei diesem statischen Test wurde keine Amplitudenerhöhung bis zum Erreichen der oberen Reizschwelle durchgeführt, um kein Risiko bei der Belastung der Gelenke und der Beinknochen der Probanden einzugehen. Als oberes Limit für die Kraft wurde ein Wert von 200 N festgelegt. Bei Probanden die diese Kraft nicht erreichten wurde der Stufentest bis zu einem Stimulationsstrom von 140 mA durchgeführt.

Stimulationsströmen konnten die beiden Probanden bei einer Tretkurbelstellung von 210 ° eine Tangentialkraft von ca. 200 N aufbringen.

7.1.2 Einzelergebnisse der „quasistatischen“ Messung



Muskel	Stimulationsbereich [°]
M.quadriceps femoris	320 - 105
Hamstrings	320 - 40 und 110 - 200
M. gluteus maximus	9-160

Skizze der Sitzgeometrie des Probanden:

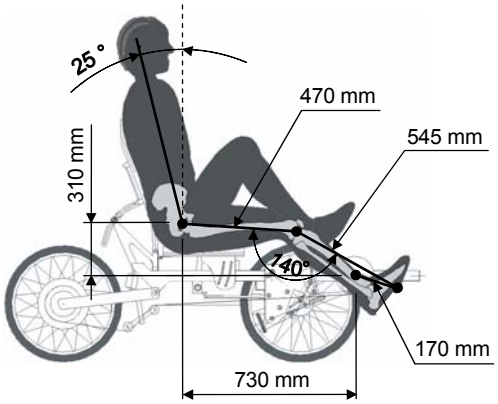
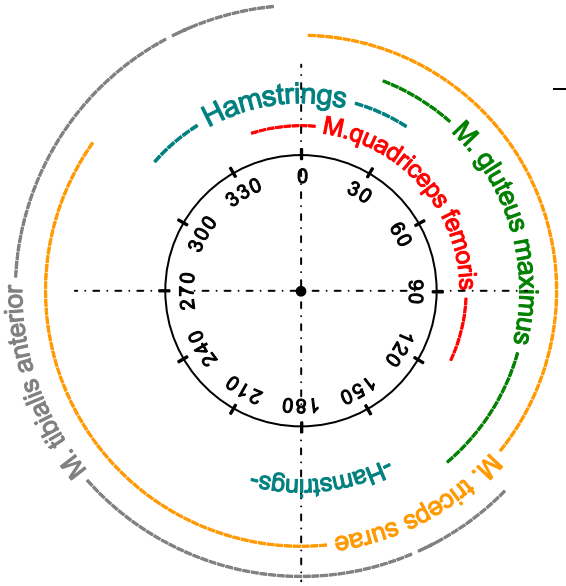


Abb. 34: Darstellung der für den Probanden 5 optimierten Stimulationsbereiche für Stimulation mit fixiertem Knöchel bei der skizzierten Sitzgeometrie, die rechte Tretkurbel befindet sich in ihrem unteren Todpunkt

Abb. 34 gibt einen Überblick über die für den Probanden 5 optimierten Stimulationsbereiche. Durch die Fixierung des Knöchelgelenks sind die geometrischen Sitzverhältnisse durch die Oberschenkellänge, dem Abstand von der Pedalachse zum Kniegelenk, die Tretkurbellänge und durch die zwei Winkelangaben bestimmt, wenn sich die Tretkurbel in ihrem unteren Todpunkt (maximale Distanz zwischen Hüfte und Pedalachse) befindet. Die Ergebnisse gelten für diese skizzierten geometrischen Bedingungen und stellen die durch die „quasistatische“ Messung ermittelten Bereiche dar. Für die Stimulation bei höherer Tretfrequenz sind die Aktivierungs- und Deaktivierungszeiten der Muskeln zu berücksichtigen und die Stimulationsbereiche dem entsprechend nach vorne zu verlegen.

Abb. 35 zeigt die für den Probanden 4 ermittelten Stimulationsbereiche für die Stimulation mit freiem Knöchel. Durch die Bewegungsfreiheit im Knöchelgelenk ergibt sich ein zusätzlicher Freiheitsgrad im geometrischen System durch den der Abstand zwischen dem Kniegelenk und der Pedalachse variabel wird. Während der Tretbewegung stabilisieren der M. tibialis anterior und der M. triceps surae das Sprunggelenk. Die für diese Muskeln angegebenen Stimulationsbereiche wurden durch die Simulationsrechnung [Soest, et al. 2005] für eine Kadenz von 30 U/min ermittelt und mit der Berücksichtigung von einer Aktivierungszeit von 145 ms und einer Deaktivierungszeit von 91 ms auf statische Werte rückgerechnet. Die Werte für den M. quadriceps femoris, die Hamstrings und den M. gluteus maximus wurden aus der „quasistatischen“ Messung ermittelt und um die Differenz zwischen den Messwerten und dem Simulationsergebnis für fixiertes Knöchelgelenk angepasst.



Muskel	Stimulationsbereich[°]
M. quadriceps femoris	342 - 108
Hamstrings	310 - 35 und 150 - 195
M. gluteus maximus	19 - 145
M. triceps surae	1 - 311
M. tibialis anterior	136 - 356

Skizze der Sitzgeometrie des Probanden:

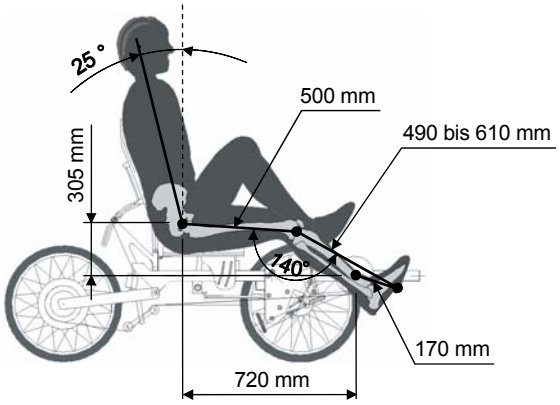


Abb. 35: Darstellung der für den Probanden 4 ermittelten Stimulationsbereiche für Stimulation mit freiem Knöchel bei der skizzierten Sitzgeometrie, der Kniewinkel beträgt 140° bei maximaler Dorsalflexion des Sprunggelenkes und der Tretkurbel in ihrem unteren Todpunkt (maximale Distanz zwischen Hüfte und Pedalachse)

7.2 Messergebnisse von mehreren Probanden im Vergleich

7.2.1 Abhängigkeit der Muskelkräfte von den Stimulationsparametern

Weil der Einfluss der Stimulationsparameter auf die Kraftantwort nicht muskelspezifisch ist und für die Auswertung höhere Kraftwerte von Vorteil sind wurde für diese Tests der M. quadriceps femoris der einzelnen Probanden stimuliert und die Kraftantwort ausgewertet. Die Kurbel wurde dabei für das rechte Bein an der Winkelposition 30° und für das linke Bein auf 210° durch den Motor fixiert und der Muskel mit variierenden Stimulationsparametern stimuliert. Aus den an der Tretkurbel gemessene Tangentialkräften kann unter der Voraussetzung, dass keine benachbarten Muskelgruppen mitstimuliert werden, auf die Stärke der Muskelkontraktion des M. quadriceps femoris geschlossen werden.

Aus den Daten der Messroutine „Detaillierte statische Vermessung“ können so die folgenden in Diagrammen dargestellten Zusammenhänge zwischen den erzeugten Kräften und den Stimulationsparametern (Stimulationsamplitude I, Stimulationsfrequenz f und Impulsdauer D) ermittelt werden.

Um eine Vergleichbarkeit der Messungen an verschiedenen Probanden zu erreichen wurden die Tangentialkraftwerte Ft durch die in der jeweiligen Messung erzielten Maximalkräfte dividiert.

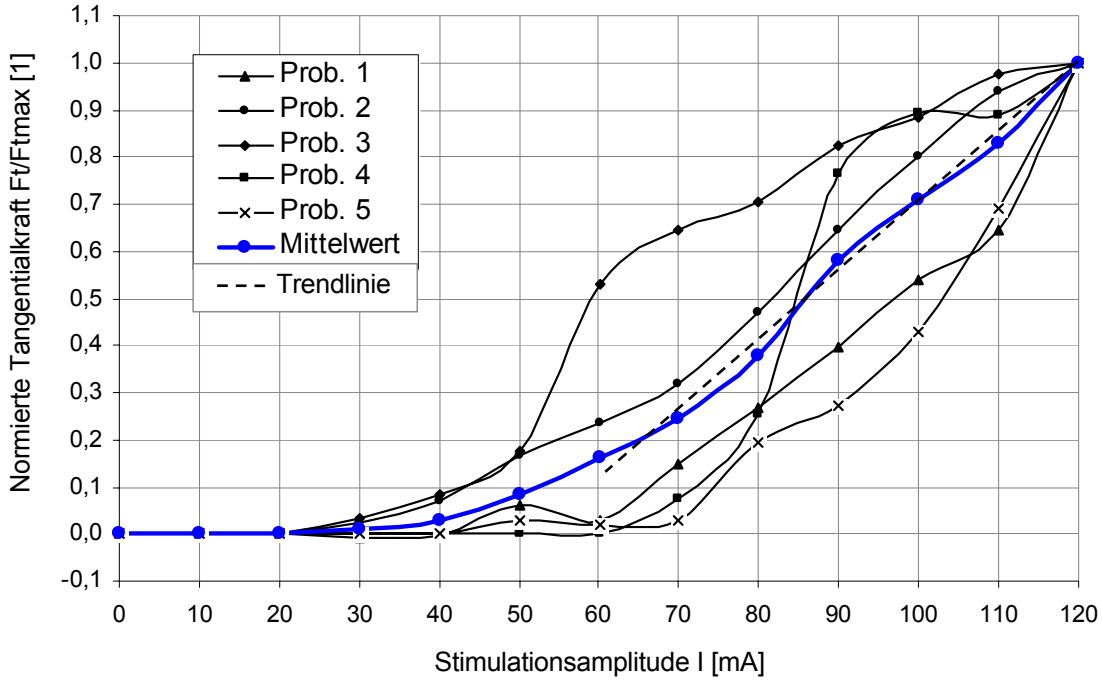


Abb. 36: Zusammenhang zwischen Stimulationsamplitude und normierter Tangentialkraft bei D= 300 μs und f=50 Hz für die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

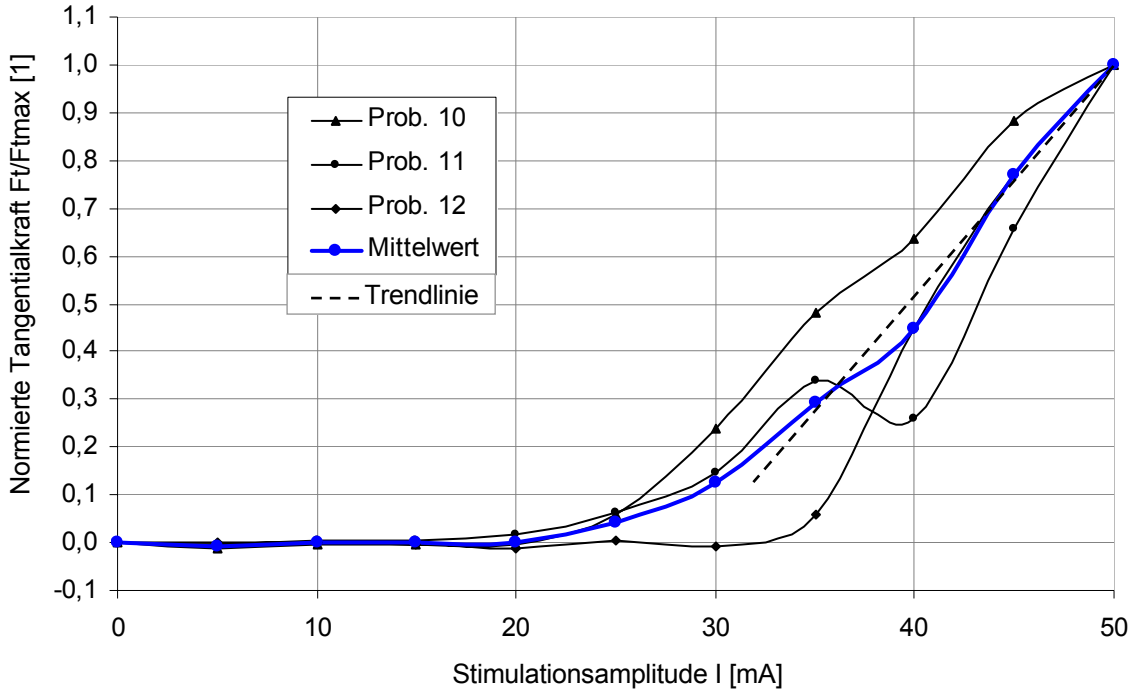


Abb. 37: Zusammenhang zwischen Stimulationsamplitude und normierter Tangentialkraft bei D= 300 μs und f=50 Hz für die Gruppe der gesunden Probanden

In Abb. 36 und Abb. 37 sind die normierten Kraftverläufe in Abhängigkeit von der Stimulationsamplitude aufgetragen. Gut zu erkennen ist die unterschiedliche untere Reizschwelle der Probanden mit Querschnittlähmung. Bei Proband 2 liegt diese bei ca. 20 mA, bei Proband 5 beginnt der Kraftanstieg hingegen erst bei etwa 80 mA. Für die Gruppe der gesunden Probanden liegt die untere Reizschwelle zw. 20 und 30 mA. Die obere Reizschwelle wurde bei keinen der querschnittgelähmten Probanden ausgetestet da entweder die Heftigkeit der Muskelkontraktion eine weitere Amplitudenerhöhung nicht mehr zuließ oder die für die Messungen festgesetzte Obergrenze von 140 mA erreicht war. Bei den gesunden Probanden war die obere Testgrenze bei 50 mA limitiert, da bei höheren Stimulationsamplituden die Stimulation als zu unangenehm empfunden wurde. Für Stimulationsamplituden über der Reizschwelle folgt die normierte, gemittelte Tangentialkraft bei beiden Probandengruppen der linearen Trendlinie.

Der Zusammenhang zwischen der normierten Muskelkraft und der Impulsdauer der Stimulation für einzelne Probanden und der Mittelwert der normierten Kraftwerte ist in Abb. 38 und Abb. 39 dargestellt. Daraus ist gut ersichtlich, dass mit steigender Impulsdauer der Stimulation auch die erzeugte Muskelkraft steigt und dies in annähernd linearem Zusammenhang.

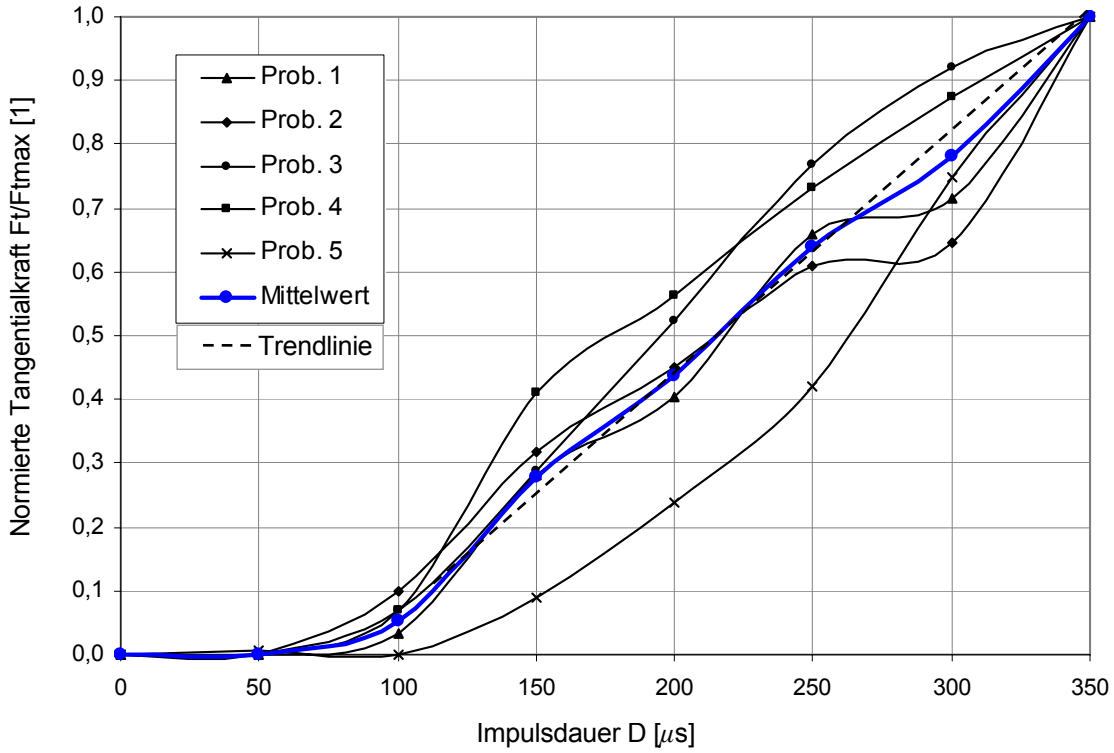


Abb. 38: Zusammenhang zwischen Impulsdauer und normierter Tangentialkraft
für die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden bei I = 100 mA und f = 50 Hz

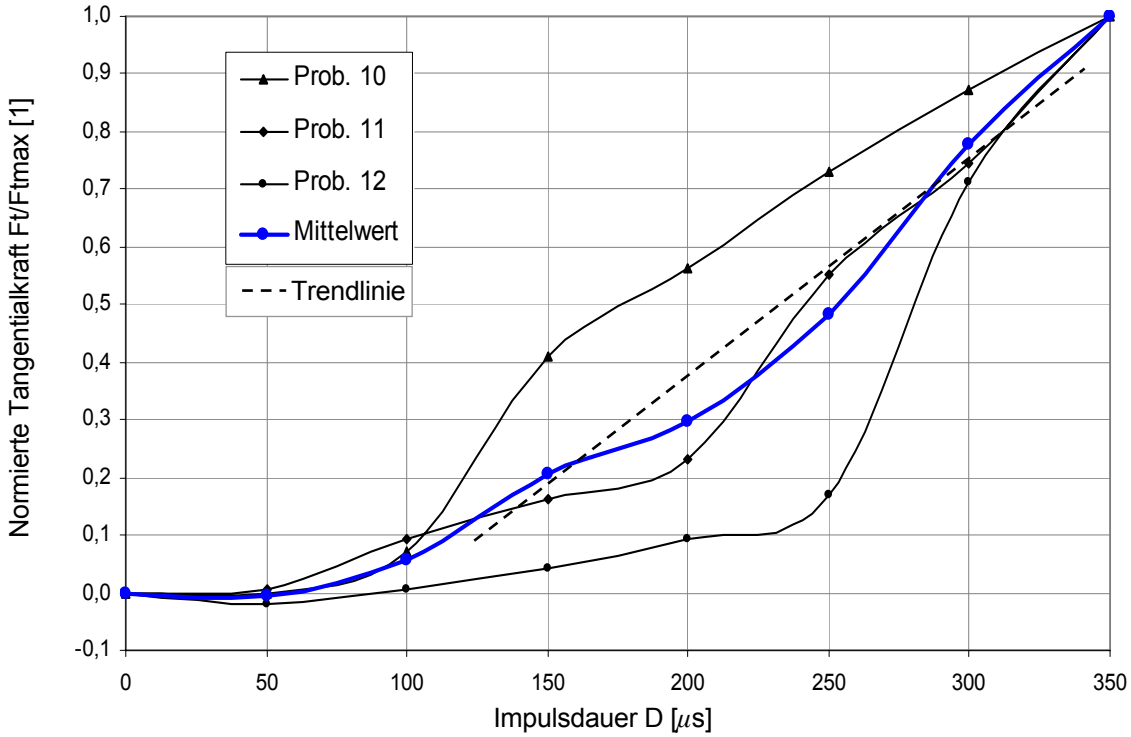


Abb. 39: Zusammenhang zwischen Impulsdauer und normierter Tangentialkraft
für die Gruppe der gesunden Probanden bei I = 30 mA und f = 50 Hz

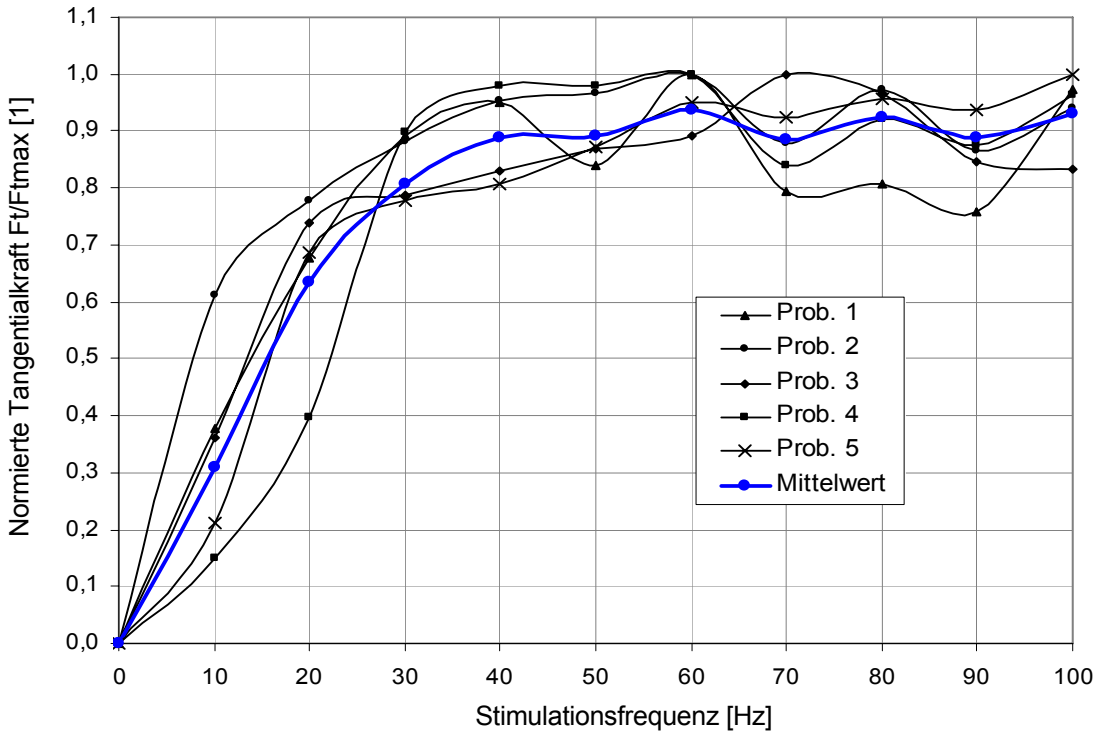


Abb. 40: Zusammenhang zwischen Stimulationsfrequenz und normierter Tangentialkraft für die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden

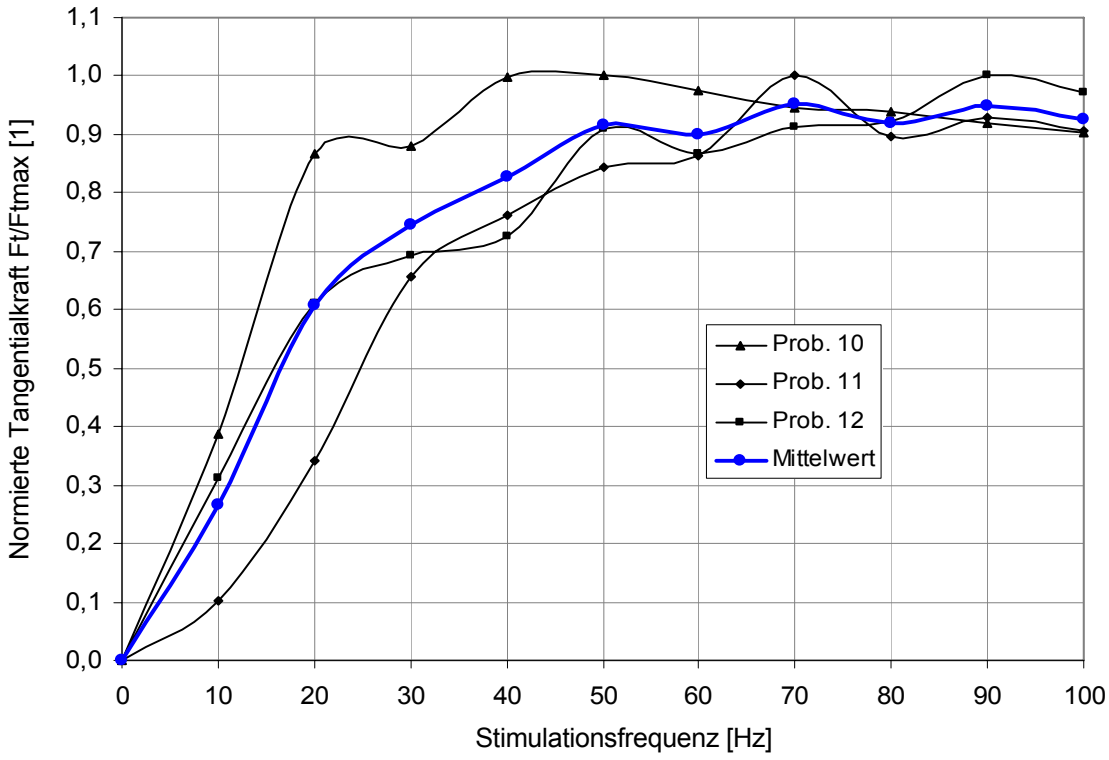


Abb. 41: Zusammenhang zwischen Stimulationsfrequenz und normierter Tangentialkraft für die Gruppe der gesunden Probanden

Abb. 40 und Abb. 41 verdeutlichen die Abhängigkeit der Tangentialkraft von der Stimulationsfrequenz f. Für beide Probandengruppen zeigt sich ein ähnlicher Verlauf der normierten Kräfte bei steigender Stimulationsfrequenz.

Betrachtet man die Zusammenhänge zwischen den drei Stimulationsparametern und der erzeugten Muskelkräften so lassen sich folgende Schlüsse aus den Ergebnissen zusammenfassen:

Ab einer bestimmten Stimulationsfrequenz (Bereich von 40 bis 60 Hz) bleibt die Stärke der Muskelkontraktion von der Frequenz im wesentlichen unbeeinflusst. In Anbetracht der Tatsache, dass die Ermüdung des Muskels mit höherer Stimulationsfrequenz schneller fortschreitet [Solomonow, 1984], scheint es angemessen für das Radfahren mittels FES eine Stimulationsfrequenz zwischen 40 und 60 Hz zu wählen, da dadurch keine nennenswertern Einbußen in Bezug auf die Kraftentwicklung der Muskel hingenommen werden müssen und die Ermüdung der Muskeln noch im mittleren Bereich liegt.

Die Höhe der Kraftentwicklung des stimulierten Muskels wird in diesem Frequenzbereich nur noch von der Stimulationsamplitude und der Impulsdauer beeinflusst. Ähnlich dem in Kapitel 2.2 beschriebenen Zusammenhang zwischen Reizstärke, Reizdauer und Muskelkontraktion für eine einzelne Muskelfaser verhält sich demnach auch der Gesamtmuskel. Mit steigender Stimulationsamplitude und Impulsdauer steigt auch die Kraftentwicklung.[18]

Bei den Personen mit Querschnittlähmung ist nur bei der unteren Reizschwelle der Stimulationsamplitude (20 bis 80 mA) ein Unterschied zu dem Verhalten der Beinmuskulatur der gesunden Probanden (20 bis 30 mA) zu erkennen. Dabei ist zu bedenken, dass bei der gelähmten Muskulatur auch insgesamt höhere Stimulationsströme benötigt werden, um die gleiche Kraftentwicklung wie bei der innervierten Muskulatur zu erreichen.

[18] Eine Testreihe die insbesondere diesen Zusammenhang im Detail untersucht ist geplant. Dabei sollen bei konstanter Stimulationsfrequenz (50 Hz) systematisch die Stimulationsamplitude und die Impulsdauer variiert werden, um den in Abb. 02 beschriebenen Zusammenhang für eine einzelne Muskelfaser auch für den Gesamtmuskel experimentell zu belegen.

7.2.2 Optimierte Stimulationsbereiche für die einzelnen Muskeln und Muskelgruppen

Ergebnisse dieses Kapitels wurden zum einen durch die Untersuchungen mit der Messroutine „Schritte“ und zum anderen durch die „quasistatischen“ Messungen[19] gewonnen. Um einen direkten Vergleich der beiden Messmethoden zu ermöglichen werden die beiden Ergebnisse für die einzelnen Muskeln des rechten Beines jeweils nacheinander angeführt. Für eine allgemeine Richtlinie der Stimulationsbereiche am Ende dieses Kapitels werden auch die Ergebnisse der Messungen am linken Bein herangezogen.

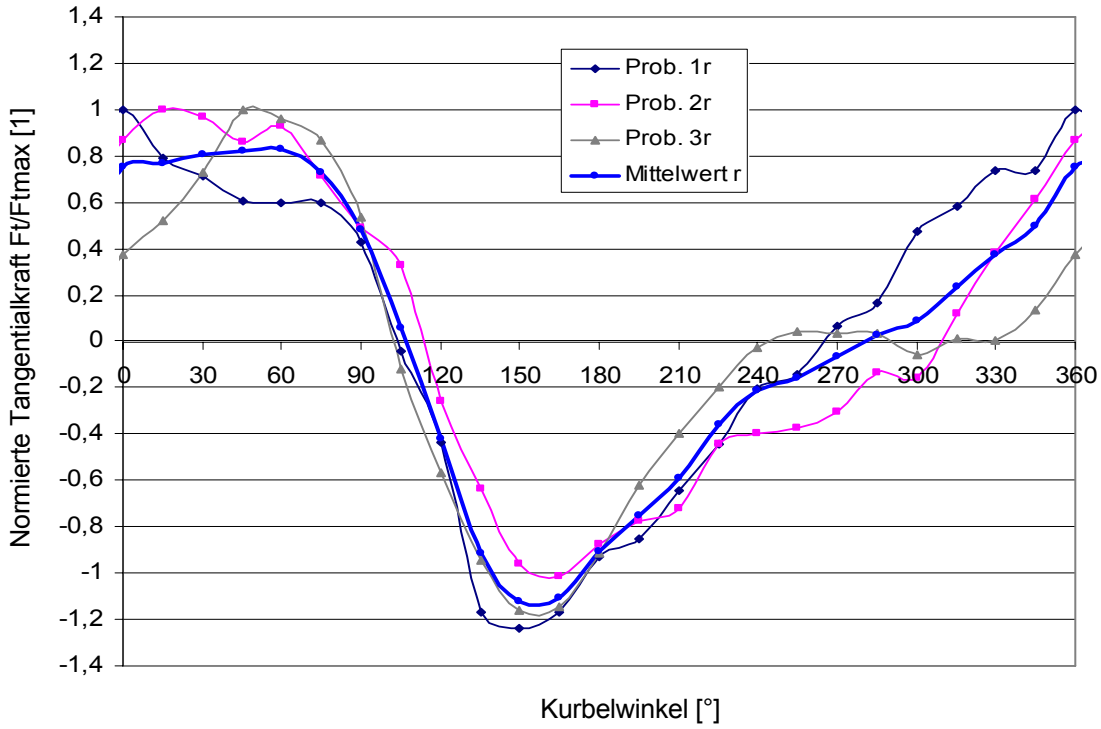


Abb. 42: Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. quadriceps femoris mit der Messroutine „Schritte“

Der gemittelte Winkelbereich in dem der M. quadriceps femoris ein positives Antriebsmoment bei seiner Stimulation erzeugt kann aus Abb. 42 herausgelesen werden. Der Bereich von 280 ° bis 105 ° stimmt auch mit dem Ergebnis aus den „quasistatischen“ Messungen, die in Abb. 43 verdeutlicht sind, gut überein.

[19] Die Quasistatische Messung wurde bei den gesunden Probanden nicht durchgeführt da bei der Durchbewegung der Beine während der Stimulation meist zusätzlich willkürliche Kräfte aufgebracht werden und diese das Ergebnis zu sehr verfälschen würden.

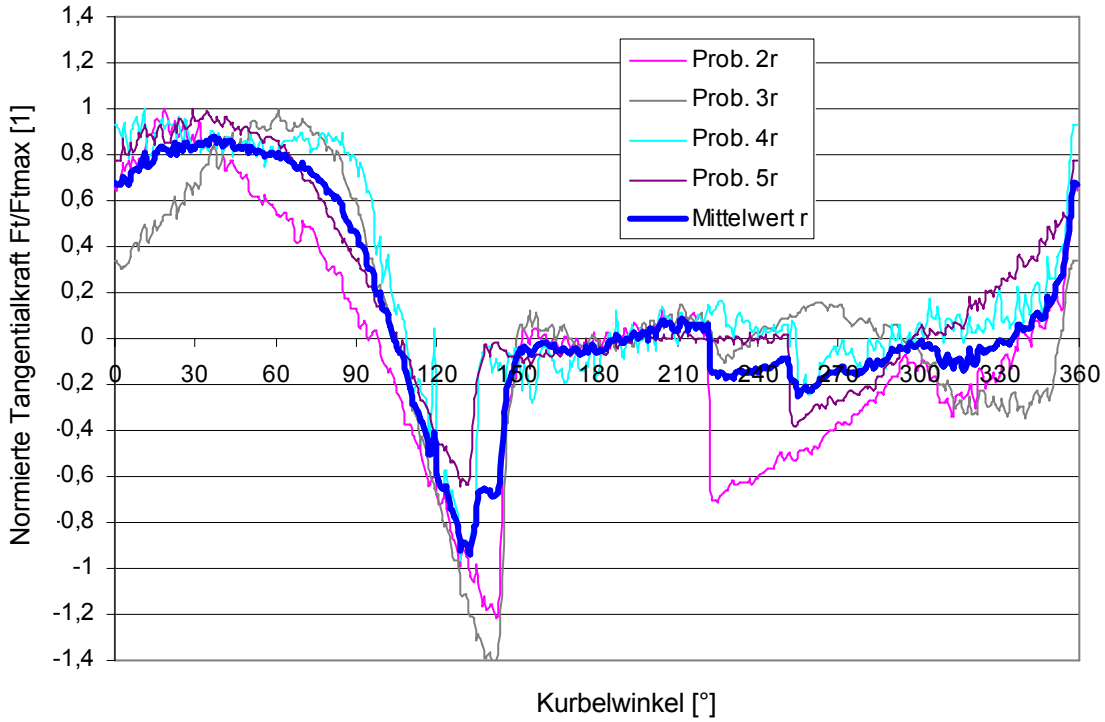


Abb. 43: Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M.quadriceps femoris
mit der Messroutine „quasistatische“ Vermessung
Die Sprünge in der Kraftantwort entstehen durch das Abschalten der Stimulation in diesen Winkelbereichen, in denen der Muskel exzentrisch arbeitet und dadurch keine positive Leistung aufbringen kann, um den Muskel nicht unnötig zu ermüden.

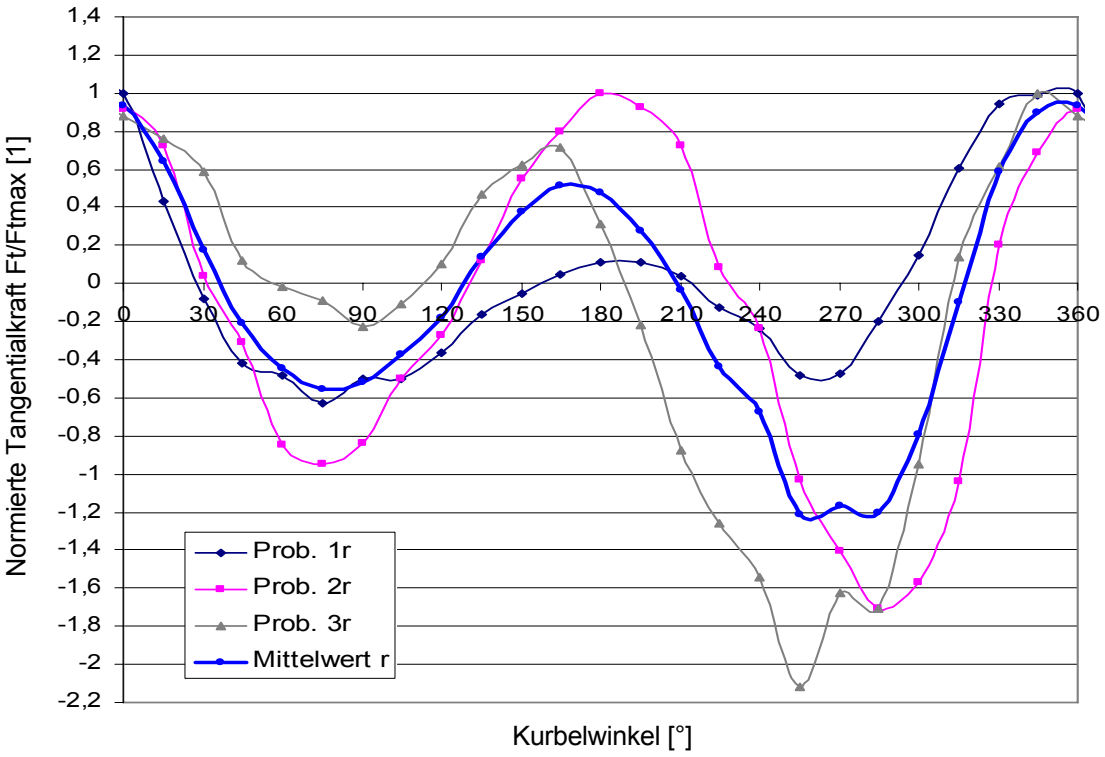


Abb. 44: Ergebnisse aus der Vermessung der rechten Hamstrings
mit der Messroutine „Schritte“

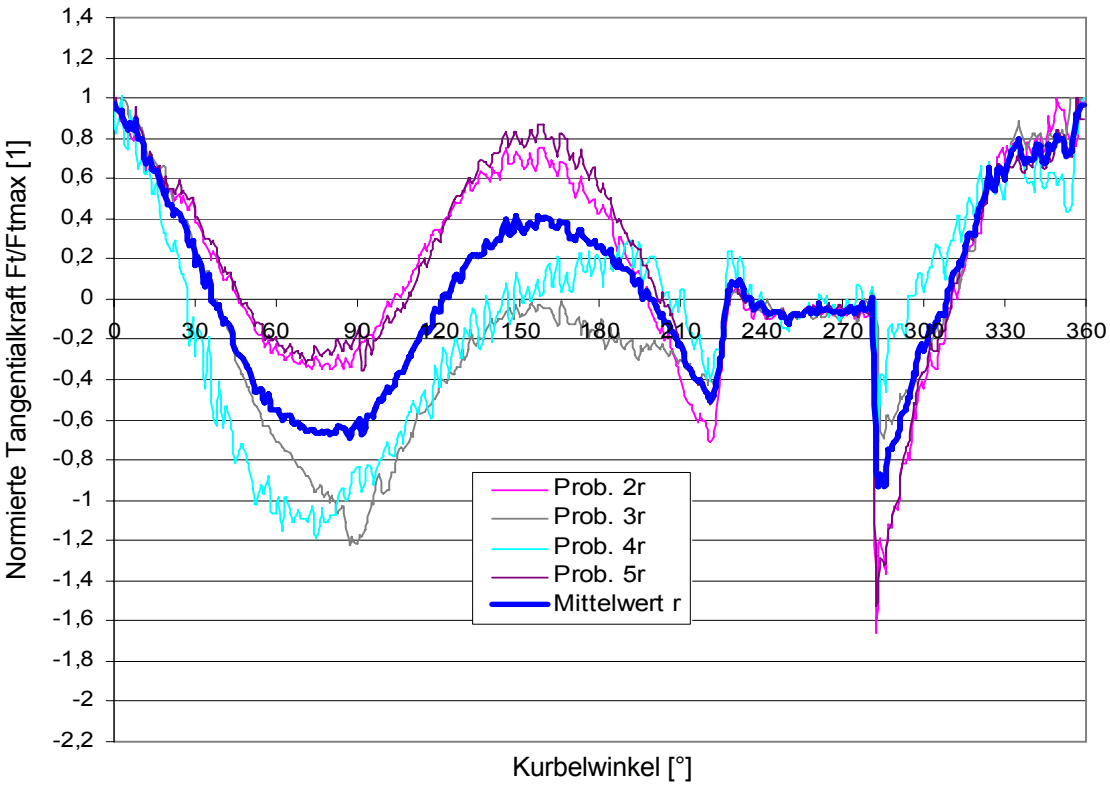


Abb. 45: Ergebnisse aus der Vermessung der rechten Hamstrings
mit der Messroutine „quasistatische“ Vermessung

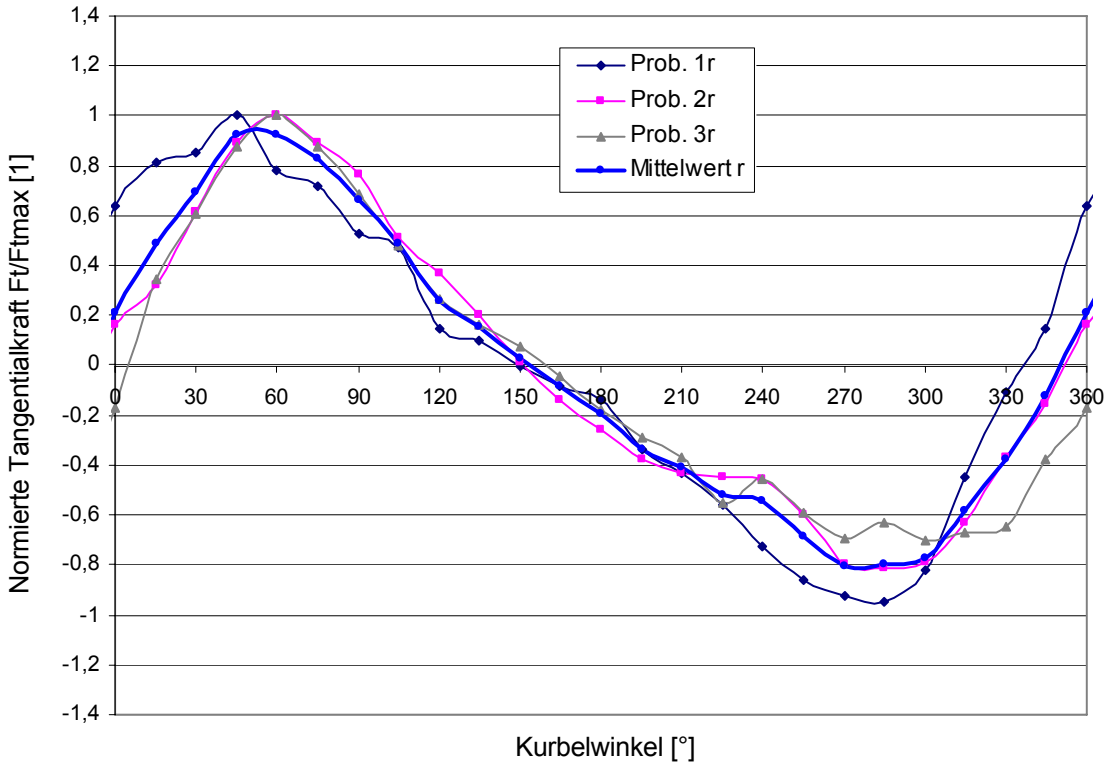


Abb. 46: Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. gluteus maximus mit der Messroutine „Schnitte“

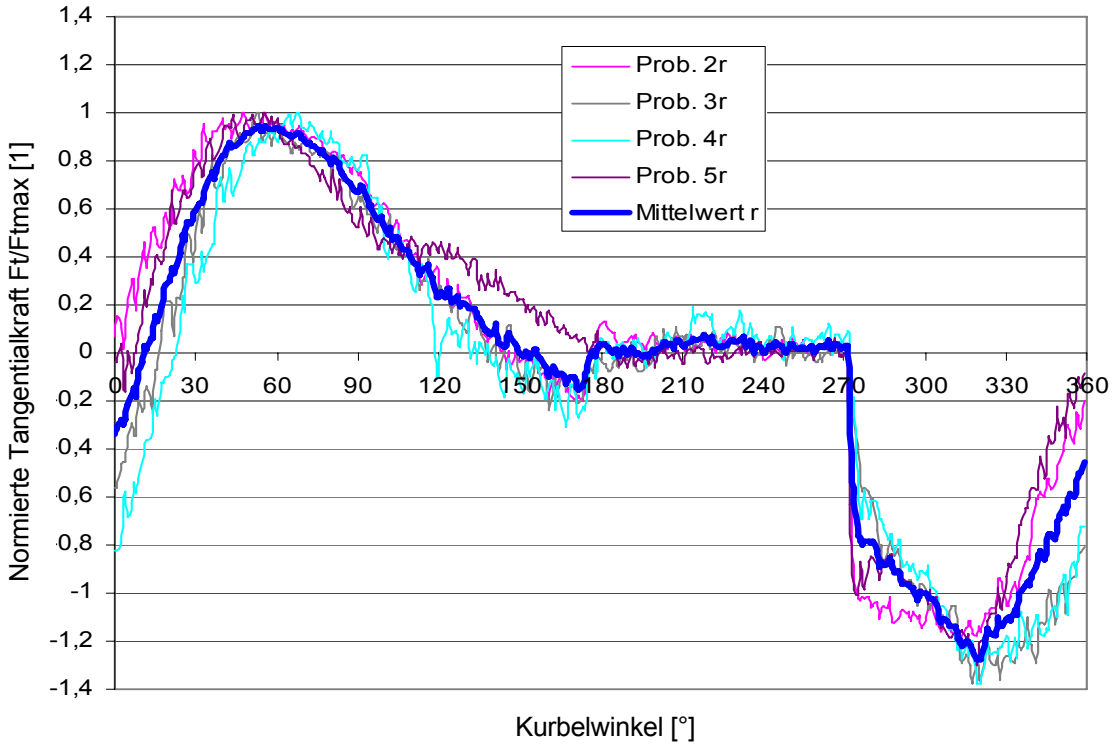


Abb. 47: Ergebnisse aus der Vermessung des rechten M. gluteus maximus mit der Messroutine „quasistatische“ Vermessung

Die Ergebnisse der „Quasistatischen Messung“ und der Messroutine „Schritte“ sind über die Gruppe der Personen mit Querschnittlähmung gemittelt in Abb. 48 dargestellt. Um möglichst viele Ergebnisse mitteln zu können sind auch die Messwerte von den Messungen an den linken Beinen der Probanden mit eingeflossen. Die Kraftwerte des linken Beines wurden dafür dem um 180° verschobenen Winkelwert zugeordnet, um eine Vergleichbarkeit mit dem rechten Bein zu ermöglichen.

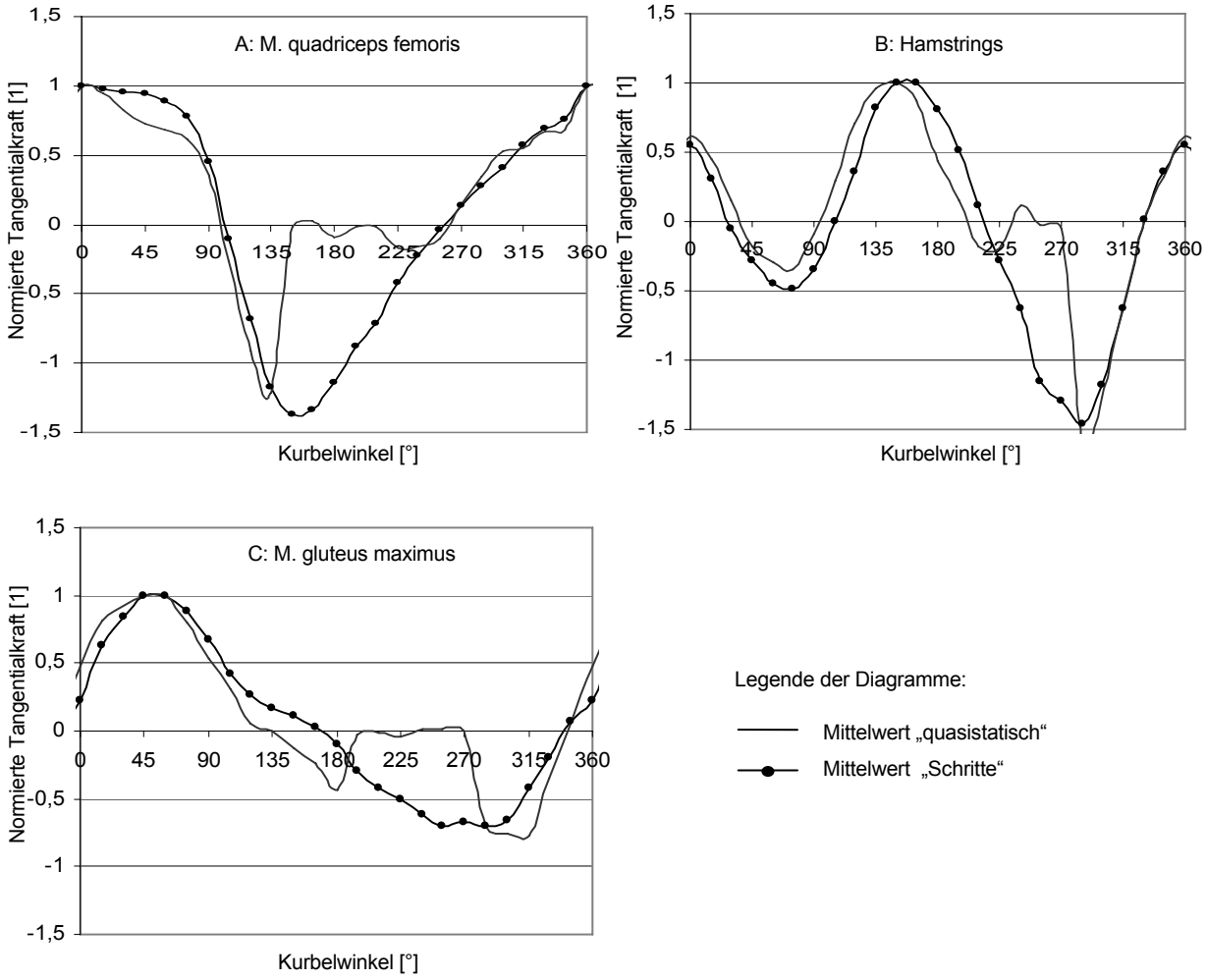
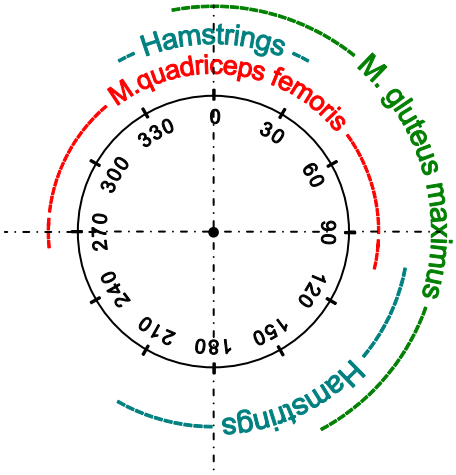


Abb. 48: Gemittelte und normierte Tangentialkraftverläufe für die einzelnen Muskeln:
A: M.quadriceps femoris, B: Hamstrings, C: M.gluteus maximus
Die Werte der Probanden wurden durch die quasistatische Vermessung und mit der Messroutine „Schritte“ aufgenommen und gemittelt. (bezogen auf das rechte Bein)

Bei einer Analyse der in Abb. 48 dargestellten Ergebnisse können die in Abb. 49 zusammengefassten Stimulationsbereiche in denen die einzelnen Muskeln ein positives Antriebsmoment liefern herausgelesen werden. Diese Werte können, falls keine Möglichkeit der individuelle Parameteroptimierung vorhanden ist, als ein Leitfaden für die Stimulation beim Radfahren mittels FES für die gegebenen geometrischen Verhältnisse angesehen werden. Es muss dabei aber bedacht werden, dass diese Ergebnisse aus den (quasi)statischen Messungen hervorgehen und damit die Aktivierungs- und Deaktivierungszeiten der Muskeln nicht berücksichtigt sind.



Gemittelte effiziente Stimulationsbereiche

Muskel	Stimulationsbereich[°]
M.quadriceps fem.	263 - 101
Hamstrings	330 - 32 97 - 210
M. gluteus max.	342-150

Skizze der Sitzgeometrie der Probanden:

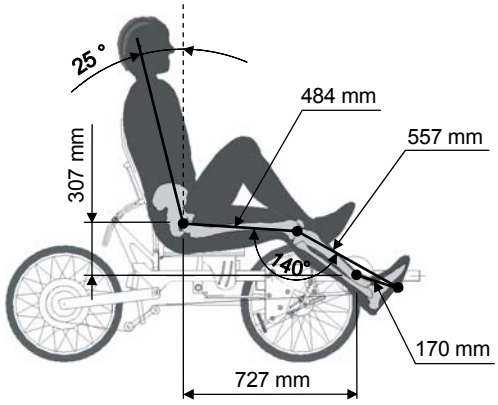


Abb. 49: Zusammenfassung der gemittelten effizienten Stimulationsbereiche
für die Probanden mit Querschnittlähmung (dargestellt für das rechte Bein)
die Skizze der Sitzgeometrie stellt die durchschnittlichen geometrischen Einstellungen und Körpermaße der Probanden dar (die Tretkurbel befindet sich dabei in ihrem unteren Todpunkt)

Betrachtet man die absoluten Tangentialkraftwerte der Gruppe der Paraplegiker , die gemittelt in Abb. 50 dargestellt sind, so ist zu erkennen, dass der M. quadriceps femoris die höchsten positiven Kraftwerte für Ft erzeugen kann gefolgt vom M. gluteus maximus und der Hamstrings-Muskelgruppe. Da die Tangentialkraft proportional in die Antriebsleistung eingeht können daraus auch Aussagen über die Einzelleistungen der Muskeln getroffen werden.

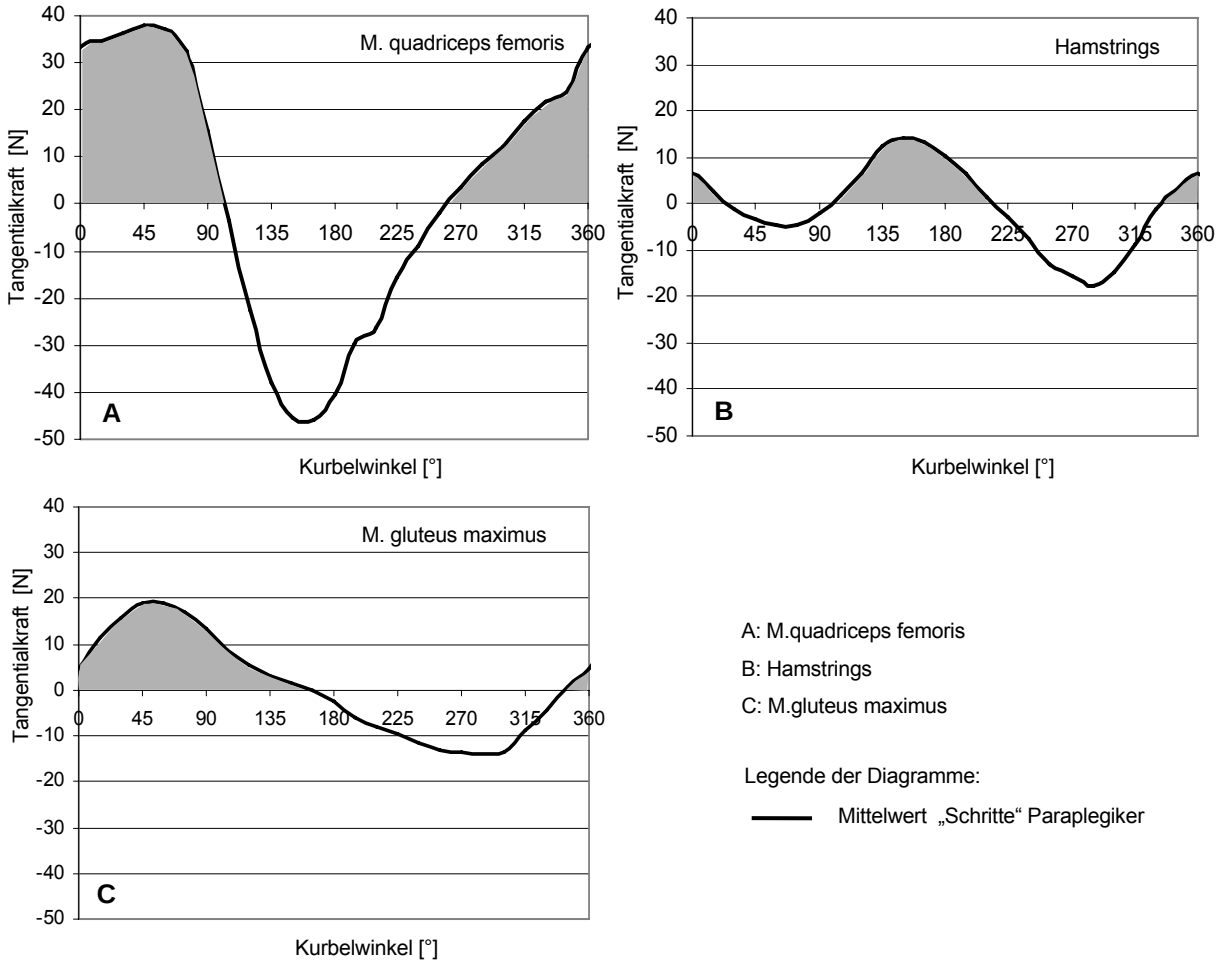
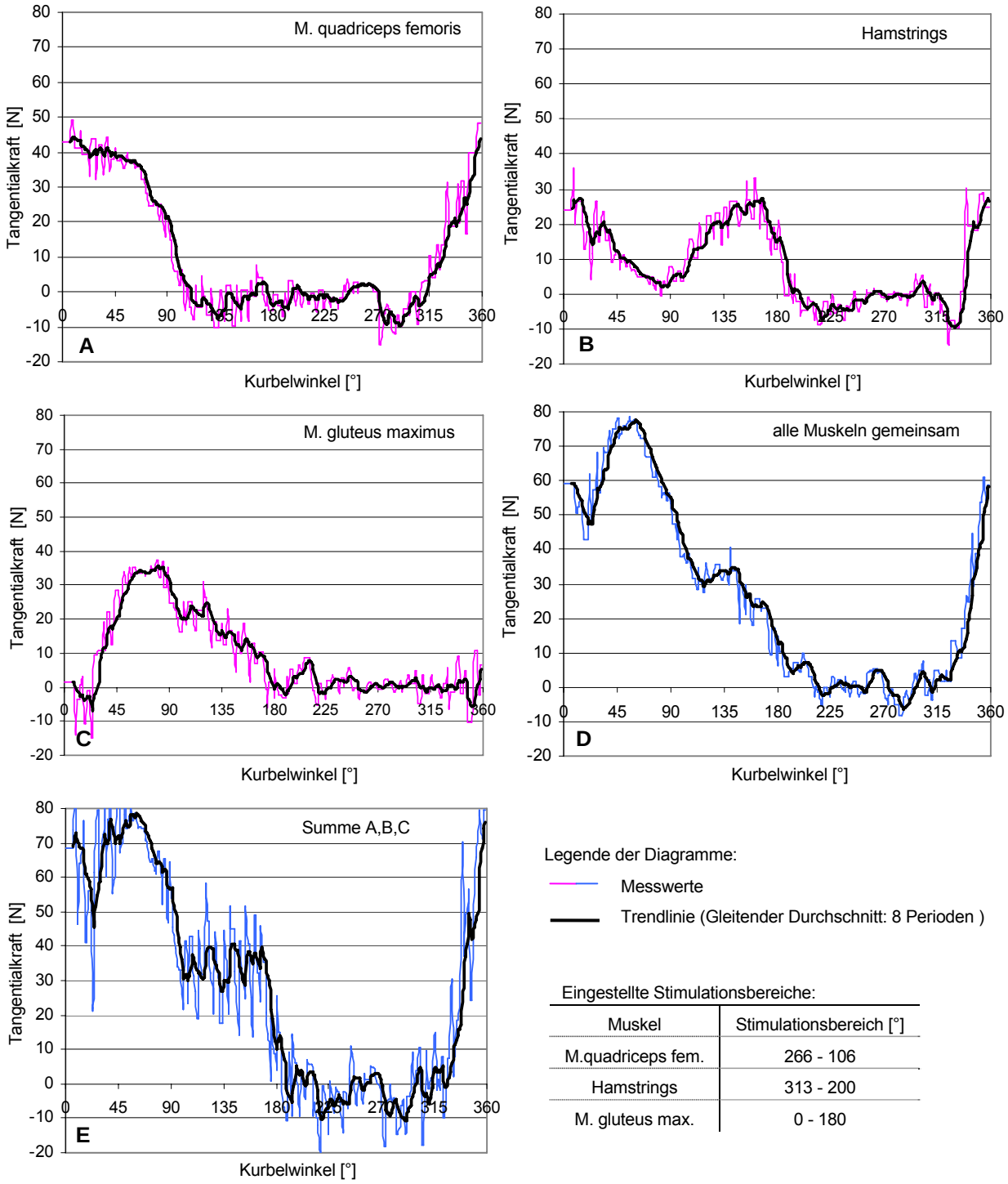


Abb. 50: Leistungsbeiträge der einzelnen Muskeln bzw. Muskelgruppen:
A: M.quadriceps femoris, B: Hamstrings, C: M.gluteus maximus
Integriert man die Kurven in den Bereichen von positivem Ft so erhält man die grau hervorgehobenen Flächen. Das Verhältnis der Flächen zueinander (4590/1460/1920) entspricht ungefähr dem Verhältnis der Leistungen welche die einzelnen Muskeln während dem Treten in das System einbringen können.

Die Berechnung und der Vergleich der grau hinterlegten Flächen ermöglicht es den prozentuellen Anteil der Muskeln an der erzeugten Gesamtleistung abzuschätzen. Wenn alle drei Muskeln bzw. Muskelgruppen in ihren konzentrischen Bereichen stimuliert werden so bringt der M. quadriceps femoris ungefähr 58% und der M. gluteus maximus etwa 24% der Gesamtleistung ein und die Hamstrings können rund 18 % generieren.

7.2.3 Leistungsmessung mit der Messroutine „Dynamisch optimiertes Fahren“

Die zuvor angeführten Überlegungen zur Leistungsabgabe werden auch durch die Auswertung der Messroutine „Dynamisch optimiertes Fahren“ deutlich.



Eingestellte Stimulationsbereiche:

Muskel	Stimulationsbereich [°]
M.quadriceps fem.	266 - 106
Hamstrings	313 - 200
M. gluteus max.	0 - 180

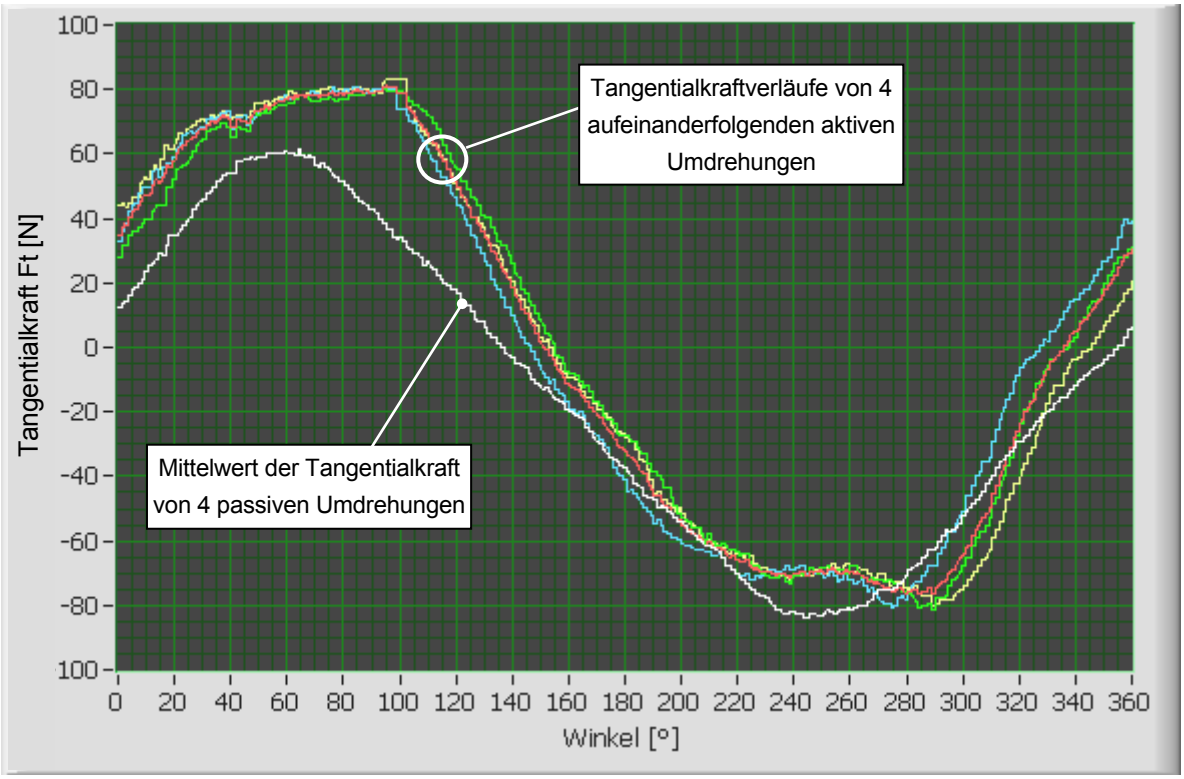
Abb. 51: Ergebnisse der Messroutine „ Dynamisch optimiertes Fahren“ am Beispiel des Probanden 5: A: M.quadriceps femoris, B: Hamstrings, C: M.gluteus maximus, D: alle Muskeln gemeinsam in ihren Bereichen stimuliert, E: Summe der Werte aus A,B und C Umdrehungsgeschwindigkeit 15 U/min, Stimulationsbereiche wie in der Tabelle angegeben

Abb. 51 zeigt die Ergebnisse der Messroutine „Dynamisch optimiertes Fahren“ an Hand des Probanden 5 bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 15 U/min. Die über eine Kurbelumdrehung gemittelte Leistung[20] des rechten Beines beträgt 71,9 W bei Stimulation mit den in der Tabelle angegebenen Stimulationsbereichen. Das durch die Addition der Messwerte aus Diagramm A, B, und C hervorgehende Diagramm E stimmt gut mit dem Diagramm D überein und bestätigt damit dass die Superposition von Einzelergebnissen für Analysen zulässig ist.

[20] Die über eine Kurbelumdrehung gemittelte Leistung berechnet sich aus Ft [N] × Tretkurbellänge (0,17 [m]) × ω [rad/s] (Umdrehungsgeschwindigkeit [U/min] × 1,047) aufsummiert über eine gesamte Kurbelumdrehung und dividiert durch die Anzahl der Messpunkte.

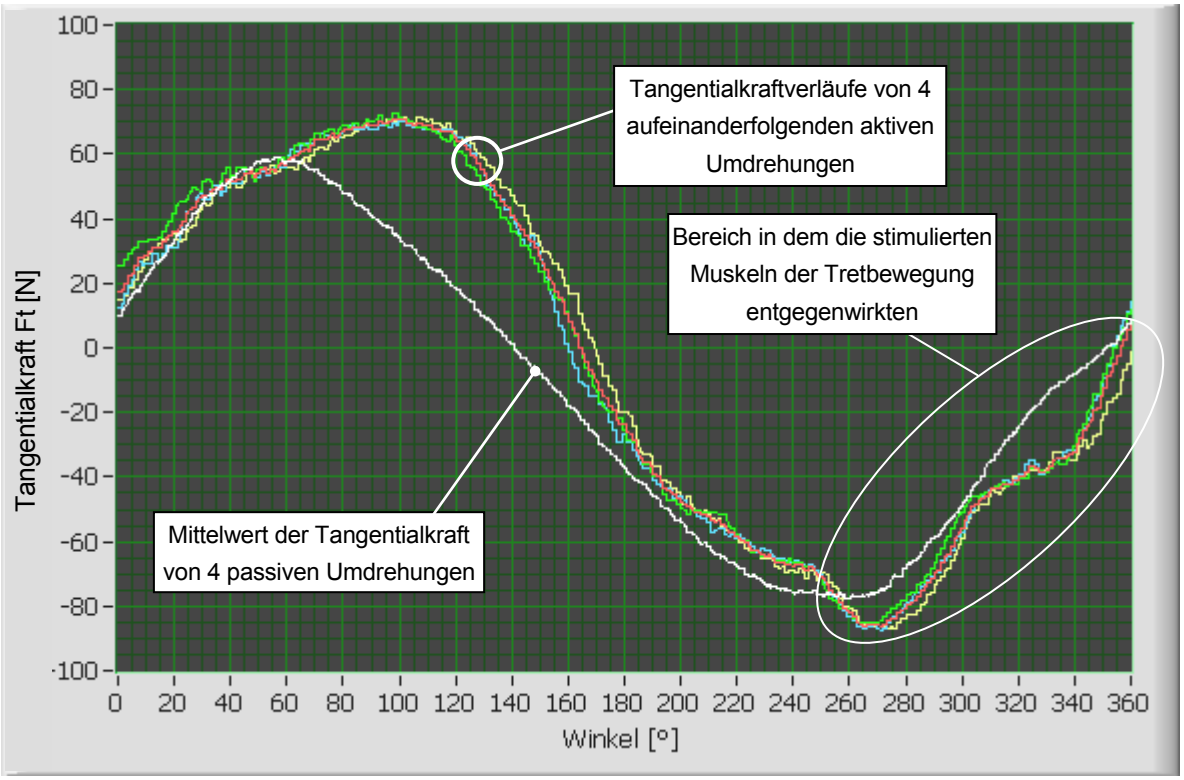
7.2.4 Vergleich der Tretbewegung mit fixiertem und freiem Knöchelgelenk

Abb. 52 und Abb. 53 zeigen das Ergebnis der Tretbewegung mit fixiertem und freiem Knöchelgelenk des Probanden 2 bei einer Kadenz von 45 U/min. Dabei wurden 4 passive (gemittelt) mit vier aktiven Umdrehungen, bei denen 3 (für fixierten Knöchel) und alle 5 Muskeln bzw. Muskelgruppen (für freien Knöchel) des rechten Beines stimuliert wurden, übereinander dargestellt.



Eingestellte Stimulationsbereiche:		Bemerkung
Muskel	Stimulationsbereich [°]	Der Stimulator wurde für die
M. quadriceps femoris	266 - 70	Messung ohne der
Hamstrings	246 - 195	Winkelverschiebungsfunktion
M. gluteus maximus	291 - 125	betrieben

Abb. 52: Tangentialkraftverläufe der passiven und aktiven Umdrehungen des rechten Beines bei Stimulation der Muskeln in den angegebenen Stimulationsbereichen aller 3 Muskelgruppen des Probanden 2 bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 45 U/min und fixiertem Knöchelgelenk



Muskel	Stimulationsbereich[°]	Bemerkung
M. quadriceps femoris	246 - 64	Der Stimulator wurde für die
Hamstrings	295 -125	Messung ohne der
M. gluteus maximus	285 - 86	Winkelverschiebungsfunktion
M. triceps surae	321 - 254	betrieben
M. tibialis anterior	123 - 298	

Abb. 53: Vergleich der Tangentialkraftverläufe der passiven und aktiven Umdrehungen des rechten Beines bei Stimulation aller 5 Muskelgruppen des Probanden 2 bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 45 U/min und freiem Knöchelgelenk

Die durch die Stimulation erzeugte mittlere Antriebsleistung für das rechte Bein erreichte beim Treten mit den angegebenen Stimulationsbereichen beim Versuch mit fixiertem Knöchel 112,9 W und mit freiem Knöchel 65 W. Laut der Simulationsrechnung (Soest, et al. 2004) kann die zusätzliche Stimulation der Unterschenkelmuskulatur beim Radfahren mit freiem Knöchel bei optimaler Stimulationseinstellungen eine Leistungssteigerung mit sich bringen. Die experimentelle Optimierung erweist sich jedoch durch die Unbestimmtheit des geometrischen Systems als schwierig. Die geringere Leistung beim Treten mit freiem Knöchel erklärt sich bei diesem Probanden durch den großen Winkelbereich von 260° bis 360° in dem die Muskeln negatives Antriebsmoment erzeugten. Beim Treten mit fixiertem Knöchel induzierten die stimulierten Muskeln nahezu über die gesamte Kurbelumdrehung positive aktive Tangentialkräfte.

8 Diskussion

8.1 Diskussion der Messergebnisse

Die unterschiedlichen Messroutinen ermöglichen es zahlreiche allgemeine Aspekte der Funktionellen Elektrostimulation zu untersuchen. Es können an Hand der detaillierten statischen Messungen fundierte Aussagen über die Zusammenhänge zwischen der Stimulationsfrequenz, der Stimulationsamplitude und der Impulsdauer mit der Kraftentwicklung des Muskels getroffen werden. Diese wurden hier nur für den M. quadriceps femoris der Probanden durchgeführt bei Messungen an den Hamstrings und am M. gluteus maximus sind jedoch ähnliche Ergebnisse zu erwarten. Messungen die das Ermüdungsverhalten der Muskeln untersuchen wurden in dieser Studie nicht durchgeführt doch nach Solomonow (1984) kann die Ermüdung bei einer Stimulationsfrequenz unter 50 Hz gering gehalten werden. Wie die gegenständlichen Untersuchungen zeigen sind bei einer Stimulationsfrequenz um die 50 Hz auch keine nennenswerten Krafteinbußen in Kauf zu nehmen.

Die innovative Messmethode der „quasistatischen Messung“ hat sich als ein sehr gute Vorgangsweise zur Bestimmung der Stimulationsbereiche der Muskeln herausgestellt und wurde auch durch den Vergleich mit den Ergebnissen der schrittweisen Vermessung evaluiert. Zusätzlicher Einblick wurde speziell für die Funktion der Hamstrings beim Radfahren gewonnen. Es zeigten sich zwei Bereiche in denen die Hamstrings gemittelt über die Gruppe der querschnittgelähmten Probanden ein positives Antriebsmoment einbringen konnten. Vermutlich rührt dieses Ergebnis daher, dass die Hamstrings sowohl das Knie- als auch das Hüftgelenk überspannen und in dem Bereich von ca. 32 bis 97° bei der gegebenen Geometrie die gleichzeitige Kniebeugung und Hüftstreckung eine negative Tangentialkraft erzeugt.

Die durch die „quasistatische“ und die schrittweise Vermessung erhaltenen gemittelten effizienten Stimulationsbereiche (siehe Abb. 49) berücksichtigen keine Aktivierungs- und Deaktivierungszeiten. Mit steigender Tretfrequenz kommt dieser Aspekt zunehmend stärker zu tragen und sollte durch eine geeignete Funktion im Stimulator, die den Anfangs- und Endzeitpunkt winkelgeschwindigkeitsabhängig nach vor versetzt, berücksichtigt sein.

Die spezielle Analyse der Ergebnisse der schrittweisen Vermessung in Hinblick auf die mögliche relativen Leistungsabgabe der einzelnen Muskeln bzw. Muskelgruppen bestätigt die Vermutung, dass der M. quadriceps femoris die maßgebliche Arbeit beim FES- Radfahren verrichtet. Dies gilt insbesondere für die gegebenen geometrischen Verhältnisse und für Probanden mit ähnlicher relativer Kraftentwicklung der einzelnen Muskeln und Muskelgruppen. Zu bedenken ist auch, dass die Tagesverfassung, die Ermüdung der Muskeln und die Tendenz zur Spasmenauslösung einen Einfluss auf dieses Ergebnis der relativen Leistungsbeiträge der Muskeln haben. Die Winkelintervalle in denen die einzelnen Muskeln für das Radfahren stimuliert werden sollen bleiben davon jedoch unbeeinflusst.

Die Analyse der Tretbewegung durch die Messroutine „ Dynamisch optimiertes Fahren“ bei konstanten Umdrehungsgeschwindigkeit ermöglicht es die absolute Leistungsabgabe des Probanden für die untersuchten Muskeln zu ermitteln. Beim Radfahren mit fixiertem Knöchelgelenk sind die kinematischen Verhältnisse bestimmt. Dadurch kann durch die Untersuchung einzelner Muskeln auch auf die Kraftentwicklung in ihrer Interaktion geschlossen werden. Dies hat sich gut durch den Vergleich der gemessenen Tangentialkraft eines Probanden bei der Stimulation aller Muskeln in ihren konzentrischen Bereichen mit dem Ergebnis der aufsummierten Einzelergebnisse bestätigt. Die Analyse der dynamischen Messungen mit großer Umdrehungsgeschwindigkeit erwies sich noch als zu ungenau da die Information über den Tretkurbelwinkel systembedingt nicht wie die Kraftwerte alle 5 ms

aktualisiert werden. Für ein zukünftiges System ist angedacht die Kraftwerte und den Kurbelwinkel in einem Datenpaket an den Computer zu senden, um dieser Ungenauigkeit entgegenzuwirken.

8.2 Das Fahrrad als Therapie- und Trainingssystem

Die Muskeln der einzelnen Personen mit Querschnittlähmung zeigen große Unterschiede in ihren Eigenschaften. Beeinflusst durch Faktoren wie die Läsionshöhe, die Zeit seit dem Eintreten der Läsion, und dem Trainingszustand der Muskeln sprechen diese unterschiedlich auf die Stimulation an. Durch die unterschiedlichen geometrischen Verhältnisse auf Grund des individuellen Körperbaus variieren auch die individuellen Winkelbereiche in denen die Muskeln fürs Radfahren aktiviert werden sollen. Das gegenständliche instrumentierte Test- und Trainingsfahrrad stellt ein kompaktes System dar, mit dem eine individuelle Optimierung von Stimulationsparametern für das Radfahren mittels FES durchgeführt werden kann. Unterstützend zur Therapie kann es auch als reguläres Trainings-Fahrrad in Kombination mit FES Einsatz finden. Dank der einfachen Verstellbarkeit der geometrischen Parameter lässt sich die Sitzposition auf die individuellen Anforderungen der einzelnen Fahrer anpassen. Die vorbereiteten Testroutinen für unterschiedliche isometrische und isokinetische Messungen verkürzen die Dauer der Parameteroptimierungen.

In ersten Einsätzen im Rehabilitationszentrum hat sich gezeigt, dass ein FES - Fahrrad zur Unterstützung der Rehabilitation sowohl bei den Patienten als auch bei den Therapeuten großen Anklang findet. In weiterer Folge ist ein Konzept denkbar bei dem zwei Fahrradversionen zum Einsatz kommen. Die erste Version ähnlich dem oben beschriebenen Gesamtsystem mit integrierten Messkomponenten, Motor und Motorsteuerung soll dem Patienten zur Bestimmung seiner individuellen Parameter im Rehabilitationszentrum zur Verfügung stehen. Eine zweite Version in leichterer Ausführung und nur mit den essentiellen elektronischen Komponenten ausgestattet (Winkelgeber, Stimulator) soll für den eigenständigen Gebrauch beim Patienten für das Training bereitstehen. Dieses zeichnet sich durch einfachere Bedienung aus da die vorangehende Ermittlung effizienter Stimulationsmuster schon im Rehabilitationszentrum erfolgt ist und diese Aktivierungsschemata im Stimulator gespeichert bleiben.

8.3 Möglichkeiten der Weiterentwicklung in Bezug auf Funktionalität und Anwenderfreundlichkeit

Während der Arbeit an diesem Projekt und im Gespräch mit den querschnittgelähmten Personen wurden noch mehrere Verbesserungsmöglichkeiten und Weiterentwicklungen angeregt.

Es soll hier auf diese Punkte eingegangen werden, um nachfolgenden Projekten auf diesem Gebiet die praktischen Erfahrungen aus dieser Arbeit näher zu bringen und ihnen die Möglichkeit zu bieten schon von Beginn an einige der Anregungen mit einfließen zu lassen.

8.3.1 Verbesserungen am mechanischen Aufbau

- Die Auslegung mit zwei Vorderrädern und einem Hinterrad hat sich in Hinblick auf die Stabilität gegenüber dem seitlichen Kippen gut bewährt. Nachteilig wirkt sich dieses Konzept auf das Umsetzen vom Rollstuhl auf das Fahrrad aus da beim Zufahren mit dem Rollstuhl von hinten das Vorderrad eine optimale Ausgangsposition für das Umsetzen verhindert. Abhilfe könnte geschaffen werden wenn die gesamte Sitzkonstruktion ca. 100 mm nach hinten versetzt würde.
  Eine weitere Erleichterung für das Umsetzen würde ein abnehmbares Lenkerrohr bieten das nach dem Umsetzen wieder aufgesteckt wird. Das führt zu dem Konzept, dass eine Seite des Fahrrades zur Einstiegsseite[21] wird. Auf der anderen Seite könnte der Motorgasgriff und der Stopptaster am Lenkerrohr angebracht und die Kabel im Rohr geführt werden. Zusätzlich müsste der Handgriff auf dieser Seite dann nicht schwenkbar ausgeführt sein und würde ihm zusätzliche Stabilität verleihen.

[21] Derzeit kann von beiden Seiten umgesetzt werden. Im Betrieb haben sich die Patienten jedoch immer von einer Seite auf das Fahrrad gesetzt, auch bedingt durch den Messaufbau im Rehabilitationszentrum

- Für das Fahren in den Turnhallen bzw. im Freien sollte noch eine verbesserte Gangschaltung in das Antriebskonzept integriert werden. In der derzeitigen Ausführung kann nur zwischen drei Antriebsritzeln gewählt werden, die durch Öffnen des Kettenspanners und manuelles Umlegen der Kette gewechselt werden.[22] Abb. 54 skizziert die Überlegungen zu einem verbesserten Abtriebskonzept, das gute Regeleigenschaften des Motors für den Prüfstandbetrieb zulässt und trotzdem den Komfort einer modernen Gangschaltung für das freie Fahren bietet. Dabei ist die Schaltung durch eine in das Hinterrad eingespeichte Nabenschaltung (14 Gänge) ausgeführt. Der Motor treibt über eine Kupplung und ein Kegelradgetriebe die Welle, an der die Ritzel 2 und 3 aufgesteckt sind, an. Über eine Kette[23], welche die Ritzel 2 und 1 verbindet, wird das Antriebsmoment des Motors auf das Hinterrad übertragen. Eine zweite Kette zw. dem Ritzel 3 und dem Kettenblatt 4 schließt den Kraftfluss im Antriebssystem. Die Ketten werden durch 3 verstellbare Laufräder gespannt. Die beiden miteinander verbundenen vorderen Laufräder haben gleichzeitig die Funktion bei Verstellung der Längsposition der Tretkurbel die Kette durch eine vertikale Verschiebung nachzustellen. Für das freie Fahren kann der Motor ausgekuppelt werden, damit der Fahrer nicht zusätzlich gegen den Motorwiderstand arbeiten muss.

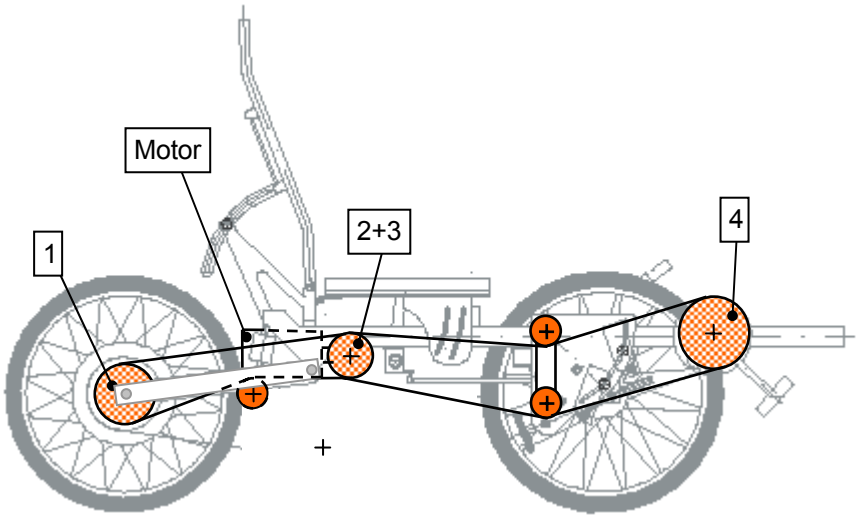


Abb. 54: Schema eines Antriebskonzeptes mit zentral angebrachtem Motor
1: Ritzel an der Nabenschaltung
2 und 3: durch den Motor angetriebene Ritzel
4: Kettenblatt an der Tretkurbel

[22] Die Möglichkeiten einer Schaltung im Bereich der Hinternabe sind durch den Platzbedarf des Nabenmotors begrenzt. Zusätzlich lässt die fixierte Kettenlänge, die für eine Regelung des Motors unentbehrlich ist, keine konventionelle Schaltung mit Kettenwerfer zu.

[23] Als Alternative ist auch die Ausführung mit Zahnriemen möglich. Diese hätte Vorteile hinsichtlich der Wartung (keine Schmierung nötig) und der Geräuschentwicklung. Nachteile würden sich im Bereich der vorderen Riemenscheibe auf Grund der größeren Breite ergeben.

Auslegung der Komponenten	Werte	Bemerkung
Ritzel 1	Z=17	Z..... Zähnezahl
i(1/2)	1	i ....Übersetzungsverhältnis
Ritzel 2	Z=17	
i(2/3)	1	
Ritzel 3	Z=17	
i(3/4)	0,405	
Ritzel 4	Z=42	i(1/4)=0,405
Entfaltung mit i (1/4) =0,381, 14 Gang Nabenschaltung und 20“ Hinterrad	1,04m bis 6,74m	Die Entfaltung entspricht dem Weg das das Fahrrad bei einer Kurbelumdrehung zurücklegt. Sie ist abhängig von i(1/4), vom Übersetzungsverhältnis in der Nabenschaltung, und dem Hinterraddurchmesser.
Drehmoment nach Getriebe	43 Nm	Annahme: Ft=250 N, Kurbellänge=0,17 m, isometrische Testroutinen
Minimale zu erreichende Umdrehungsgeschwindigkeit der Welle bei Ritzel 2 und 3	148 U/min	ausgehend davon dass der Motor die Kurbel mit 60 U/min durchbewegen können soll ergibt sich über das Übersetzungsverhältnis der Wert für die Getriebewelle bei Ritzel 2 und 3
geforderte Leistung an der Getriebewelle	263,5 W	bei 148 U/min = 888°/s= 15,5 rad/s und einem eingebrachten Moment von 17 Nm (Ft =100 N)
Geschwindigkeit bei einer Kadenz von 60 U/min	1,04m/s bis 6,74m/s	entspricht 3,7 bis 24,3 km/h
Geschwindigkeit bei einer Kadenz von 10 U/min	0,17 bis 1,12 m/s	entspricht 0,61 bis 4,0 km/h

Tab. 6: Auslegung des alternativen Antriebskonzepts

Tabelle 6 gibt einen Überblick über die Auslegung des alternativen Antriebskonzepts. Durch die 14 Gang Nabenschaltung kann eine großer Bereich der Entfaltung des Fahrrades abgedeckt werden. Die geforderten Kennwerte für den Motor und das Untersetzungsverhältnis des Getriebes ergeben sich aus den Forderungen für das Haltemoment bei den statischen Vermessungen und der Geschwindigkeit die der Motor für die dynamischen Messungen konstant halten soll.

8.3.2 Weiterentwicklung der elektronischen Komponenten und der Datenverarbeitung

Für den klinischen Einsatz des Fahrrades als Therapiegerät sind noch einige Adaptionen an der Elektronik und der Steuerung geplant:

- Die Testroutinen und deren Auswertung sollten einer weiteren Automatisierung unterzogen werden, um die Dauer einer kompletten Parameterermittlung für den Fahrer noch zu verkürzen.

- Für die Übertragung der Messdaten und die Kommunikation zwischen dem PC und Teilen der Steuerung können an Stelle der Kabel Telemetriesysteme verwendet werden.
- Aus Gründen der Gewichtsersparnis werden für den Motor und die Motorsteuerung kleinere Akkumulatoren zum Einsatz kommen und eine Miniaturisierung der Steuerungselektronik ist angedacht. Dabei soll auch eine Überwachung des Ladezustandes der Akkumulatoren vorgesehen werden, um ein rechtzeitiges Nachladen zu signalisieren und bei Bedarf die Steuerung abzuschalten. (werden Ni-Mh Akkumulatoren vollkommen entladen sind sie danach nur mehr bedingt aufladbar).
- Das Betreiben des Motors mit dem Gasgriff kann direkt in die Motorsteuerung mit aufgenommen werden (derzeit noch über eine Messwertkarte und den Laptop ausgeführt).
- Die Winkelinformation sollte gemeinsam mit den Kraftwerten in einem Datenpaket an den PC geschickt werden, um einen zeitlichen Versatz zwischen den beiden Datensätzen auszuschließen. So würde auch der Winkelwert alle 5 ms aktualisiert und die Genauigkeit der Auswertung vor allem bei hohen Tretfrequenzen verbessert werden.

8.4 Perspektiven für den therapeutischen Einsatz

Bei den Messreihen im Paraplegikerzentrum Nottwil fand das Fahrrad großen Anklang bei Patienten und Therapeuten. Die Probanden konnten in einer Turnhalle und auf den Gängen Fahrradfahren. Patienten des Rehabilitationszentrums Nottwil trainieren bereits mit ähnlichen Fahrradsystemen, wobei sie jedoch keine Überprüfungsmöglichkeit haben, ob die verwendeten Stimulationsintervalle ihren optimalen Intervallen entsprechen. Zusätzlich fehlt in den von ihnen verwendeten Stimulatoren die automatische Intervallverschiebung in Abhängigkeit von der Winkelgeschwindigkeit. Dies bedeutet, dass der Stimulator für jede Tretgeschwindigkeit in den selben Intervallen stimuliert und die Tretgeschwindigkeit sich diesen anpasst und nicht umgekehrt wie es für hohe Leistungsabgabe erwünscht wäre. Diese beiden zusätzlichen Möglichkeiten bietet der im Rahmen dieses Projekts entwickelte Prototyp.

In einem nachfolgenden Projekt wird nun ein Fahrradmodell für den alltäglichen Einsatz im Rehabilitationszentrum verwirklicht in das die zuvor erwähnten Weiterentwicklungen noch einfließen und das so zahlreichen Personen mit Rückenmarksverletzungen für diese attraktive Form der Therapie zur Verfügung stehen wird.

LITERATURVERZEICHNIS

- Angeli T., Gföhler M., Eberharter T., and Rinder L.: “Tricycle for paraplegics using functional electrostimulation” . Med. & Biol. Eng. & Comput., 37, pp. 326-327, 1999;
- Angeli T.: „Leistungssteigerung bei Fahrradantrieben“ PhD. Theses, TU Vienna 1996;
- Becker H.: www.gesundheitpro.de/partner/surfmed/ krankheiten/ gehirn_und_nerven/ rueckenmarksverletzungen, Wort & Bild Verlag 2005;
- Benton L.A., Baker L.L., Bowman B.R. and Waters R.L.: „Funktionelle Elektrostimulation“ ISBN 3-7985-0622-1, Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt 1983;
- Cambridge, N. A.: “Electrical apparatus used in medicine before 1900” Proc. Roy. Soc. Med. pp 635-641,1970;
- Chen J.J., Yu N.Y., Huang D.G., Ann BT., and Chang G.C.: “Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation”, IEEE Trans. Rehab. Eng., 5: 158-169, 1997;
- Eckert, R.: „Tierphysiologie“, Thieme, Stuttgart – New York 1986;
- Faghri P.D.: “The effects of neuromuscular stimulation-induced muscle contraction versus elevation on hand edema in CVA patients”, J Hand Ther., 29-34, 1997;
- Figoni S.F., Rodgers, M.M., Glaser R.M., Hooker S.P., Faghri P.D., Ezenwa B.N., Mathews T., Suryaprasad A.G. and Gupta S.C.: “Physiologic responses of paraplegics and quadriplegics to passive and active leg cycle ergometry”, J.Am.Paraplegia Soc., 7, pp. 33-39, 1990;
- Gföhler M., Angeli T., Eberharter T. and Lugner P.: Dynamic simulation of cycling powered by lower extremity Muscles activated by functional electrical stimulation. Biomechanics Seminar, vol.12, 1999;
- Gföhler M., Angeli T., Eberharter T., Lugner P., Mayr W., and Hofer C.: “Test bed with force measuring crank for static and dynamic investigations on cycling by means of functional electrical stimulation”, IEEE Trans. Neur. Syst. and Rehab. Eng. TNSRE, 9, pp. 169-180, 2001.
- Gföhler M., Loicht M. and Lugner P.: „Exercise tricycle for paraplegics”, Med. & Biol. Eng. & Comput., 36, pp. 181-121, 1998;
- Gföhler M., Lugner P., and Angeli T.: “Dynamic simulation of FES-cycling: influence of individual parameters”, IEEE Trans. Neural Syst. & Rehab. Eng. TNSRE 12: 398-405, 2004;
- Gföhler M.: „Trainingsfahrrad für Querschnittgelähmte“, Doktorarbeit TU Wien 1995;
- Glaser R.M., Couch W.P., Janssen T.W.J., Almeyda J.W., Pringle D.D., Collins S.R., and Mathews T.: “A development system to enhance FES leg cycle ergometer technology”, RESNA '96, June 7-12, 279-281, 1996;
- Golenhofen K.: „Physiologie heute“, 2.Auflage, ISBN 3-437-42480-7 Urban & Fischer Verlag, München 2000;
- Gordon A.M., Huxley A.F. and Julian F.J.: “The variation in isometric tension with sacromere length in vertebrate muscle fibers”, J.Physiol. (Lond.) 184, S.167-254, 1966;
- Harvey J.R. and Bradley M.B.: “Staff perceptions of the psychological benefits of FES training: a grounded theory approach”, SCI Psychosoc Process, 92-98, 1992;
- Hooker S.P., Figoni S.F., Rodgers M.M., Glaser R.M., Mathews T. and Suryaprasad A.G.: “Physiologic effects of electrical stimulation leg-cycle exercise training in the spinal cord injured persons,” Arch. Phys. Med. Rehabil., 470-476, 1992;
- Hunt K.J., Stone B., Negård N., Schauer T., Fraser M.H., Cathcart A.J., Ferrario C., Grant S. and Ward S.A.: “Control strategies for integration of electric motor assist and functional electrical stimulation in paraplegic cycling: utility for exercise testing and mobile cycling”, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, vol. 12, pp. 89-101, 2004;
- Janssen T.W.J., Glaser R.M., Almeyda J.W., Pringle D.D., and Mathews T.: “Improving FES-leg cycle ergometer performance in individuals who have plateued during long-term training”, RESNA '96, June 7-12, 288-290, 1996;
- Janssen T.W.J., Glaser R.M., and Shuster D.B.: “Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: effects on health, fitness, and function”, Top Spinal Cord Inj Rehabil, 3, 33-49, 1998;

- Licht, S.: “History of Elektrodiagnosis, Electrodiagnosis and Electromyography”, 3 rd edition edited by S. Licht, Baltimore: Waverly, pp 1-23, 1971;
- Lippert, H.: „Lehrbuch Anatomie“, 4.Auflage, ISBN 3-541-10064-8 Urban und Schwarzenberg, 1996;
- Malagodi M.S., Ferguson-Pell M.W. and Masiello R.D.: “A functional electrical stimulation exercise system designed to increase bone density in spinal cord injured individuals”, IEEE Trans. Rehab. Eng. TRE , 213-219, 1993;
- Mayr W.: “Reaktivierung von gelähmten Muskeln durch Elektrostimulation mit Implantaten,” Ph.D. thesis, TU Vienna, 1992;
- McNeal D.R.: “2000 years of electrical stimulation. Functional Electrical Stimulation: Applications in Neural Prostheses”, edited by F.T. Hambrecht and J.B. Reswick, New York: Intercontinental Medical Book Corp., pp 3-13, 1973;
- Mohr T., Podenphant J., Biering-Soerensen F., Galbo H., Thamsborg G., and Kjaer M.: “Increased bone mineral density after prolonged electrically induced cycle training of paralyzed limbs in spinal cord injured man”, Calcified Tissue International, 61, 22-25, 1997;
- Mutton D.L., Scremin A.M.E., Barstow T.J., Scott M.D., Kunkel C.F., and Cagle T.G.: “Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling and hybrid exercise in spinal cord injured subjects,” Arch Phys. Med. Rehabil. 78: 712-718, 1999;
- Petrofsky J.S. and Smith J.: “Three-wheel cycle ergometer for use by men and women with paralysis”, Med.&Biol.Eng.&Comput., 30: 364-369, 1992;
- Petrofsky J.S., Heaton H., and Phillips C.A.: “Outdoor bicycle for exercise in paraplegics and quadriplegics”, J. Biomed. Eng., 5: 292-296, 1983;
- Pollack S.F., Axen K., Spielholz N., Levin N., Haas F., and Ragnarsson K.T.: “Aerobic training effects of electrically induced lower extremity exercises in spinal cord injured people”, Arch. Phys. Med. Rehabil., 214-219, 1989;
- Pons D.J., Vaughan C.L., and Jaros G.G.: “Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics”, Med.&Biol.Eng.&Comput., 27: 1-7, 1989;
- Ragnarsson K.T., Pollack S., O'Daniel W., Edgar R., Petrofsky J., and Nash M.S.: “Clinical evaluation of computerized functional electrical stimulation after spinal cord injury: a multicenter pilot study”, Arch. Phys. Med. Rehabil. 69, 672-677, 1988;
- Roche Lexikon Medizin: 4.Auflage, Urban & Fischer Verlag, München 1999;
- Schutte L.M., Rodgers M.M., Zajac F.E., and Glaser R.M.: “Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry. an analysis based on a dynamic musculoskeletal model”, IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 1, pp. 109-125, 1993;
- Soest van AJK, Gföhler M., Casius R.: "Consequences of ankle joint fixation on FES cycling power output; a simulation study."; angenommen für Medicine & Science in Sports & Exercise, 2005;
- Soest van AJK, Gföhler M., and Casius LJR (2004): “Can releasing the ankle joint improve power output of paraplegic FES cycling? A simulation study”, Proc. 14th Conference of the European Society of Biomechanics ESB 2004;
- Solomonow, M.: “External control of the neuromuscular system”, IEEE Trans. Biomed. Eng. BME, Vol.31, pp. 752-763, 1984;
- Sobotta: „Atlas der Anatomie des Menschen“ , Urban & Schwarzenberg Verlag, 2000;
- Strojnik P., Kralj A. and Ursic I.: “Programmed six-channel electical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking” IEEE Trans. Biomed. Eng. BME, Vol.26, pp. 112-116, 1979;
- Sipski M.L., Delisa J.A. and Schweer S.: “Functional electrical stimulation bicycle ergometry: patient perceptions”, Am J Phys Med Rehabil, 147-149, 1989;
- Wilkie, D. R.: “The Relation between force and velocity in human muscle”, J. Physiol. (Lond.) 110, 249-280, 1950;

ANHANG A: MESSPROTOKOLL

1 Probandendaten

Name:
Alter:
Körpergröße [m]:
Schuhgröße:
Masse [kg]:
Läsionshöhe:
Querschnittlähmung seit:
Oberschenkellänge (Trochanter major - Drehpunkt des Kniegelenkes) [cm]:
Unterschenkellänge (Drehpunkt des Kniegelenkes – Knöchel) [cm]:
Distanz zw. Knöchel und Fußsohle [cm]:
FES trainierte Muskel ?:

- o Gluteus Maximus
- o Quadriceps
- o Hamstrings
- o Triceps Surae
- o Tibialis Anterior

Datum:
Uhrzeit:

2 Nullabgleich: ☐

3 Elektrodenplazierung: ☐

- Quadriceps rechts:
  6 cm oberer Rand Patella bis Mitte erste Elektrode, dann insgesamt 6 Elektroden mit geringem Abstand; nach manueller Stimulation werden 4 Elektroden abgenommen, links analog geklebt
- Hamstrings:
  eher medial unter Semitendinosus /Semimembranosus, erste 0,25 x Oberschenkellänge von Kniekehle, zweite nochmal 0,5 X Oberschenkellänge
  rechts zusätzlich Elektroden über Biceps femoris, gleiche Abstände
- Gluteus Maximus:
  Abstand 15 cm
- Triceps Surae:
  obere Elektrode Mitte 5 cm unter Kniekehle; untere Elektrode Mitte 0,5 x Unterschenkellänge unter Kniekehle
- Tibialis Anterior:
  obere Elektrode Mitte 10 cm vom unteren Rand der Kniescheibe; untere Elektrode Mitte 25 cm vom unteren Rand der Kniescheibe

4 Initialposition:

max.Kniewinkel (Standard 140°):		Hüftwinkel:	
Tretlager horizontal:		Neigung Sitzfläche:	
Tretlager vertikal (Neigung):		Neigung Rückenlehne:	
Abstand Drehpunkt des Kniegelenkes zur Pedalachse		Position der Orthese (Standardwert 3):	

5 Aufwärmen - alle Muskeln

Initialposition, Knöchelgelenk fixiert
Stimulationsfrequenz f=50 Hz, Impulsdauer D=300 μs,Stimulationsamplitude für jeden Muskel so einstellen, dass schwache Kontraktion auftritt
~1 min treten ohne Stimulation bei 30 rpm
~1 min treten mit Stimulation für jeden Muskel im konzentrischen Bereich bei 30 rpm

Muskel	Stimulationsbereich Tretkurbelwinkel ε[°]
Quadriceps	276 - 48
Hamstrings	339 - 117
Gluteus Maximus	323 - 78
Triceps Surae	317 - 234
Tibialis Anterior	136 - 282

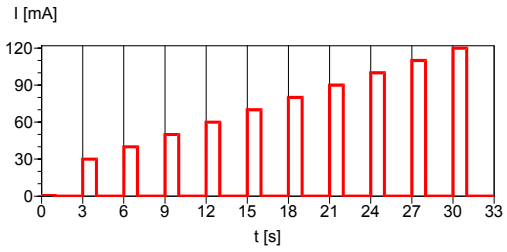
Stimulationsbereiche aus der Simulation (free 30), vorne und hinten um je 10° verkürzt

1 Optional: manuelle Vermessung Elektrodenposition

Stimulationsfrequenz f=50Hz, Impulsdauer D=300μs, Stimulationsamplitude I=100mA
Kurbelwinkel ε = 20°
6 Elektroden über dem Quadriceps
Verkabelung 1: manuelles Einschalten von Kanal 1, dann 2, dann 3
Dateiname: NAMEqel1
Verkabelung 2: manuelles Einschalten von Kanal 1, dann 2, dann 3
Dateiname: NAMEqel2

2 Detaillierte statische Vermessung

Stimulationsfolge mit steigender Stimulationsintensität (siehe Abbildung)
Stimulationsfrequenz f= 50 Hz, Impulsdauer D=300 μs, Stimulationsdauer jeweils 0.8 s von t=0 bis t=0.8,
Stimulationsamplitude I = 30 - 120 mA in 10 mA Schritten



rechts Kurbelwinkel 30°

Muskel	Dateiname	✓	I_R [mA]	I_{MAX} [mA]	Ft_{MAX} [N]	Fr_{MAX} [N]	t_{ACT} [s]	t_{DEACT} [s]
Quadriceps	NAMEqrmA							
Hamstrings	NAMEhrmA							
Glut. Max.	NAMEqrmA							
Bemerkung:								

links Kurbelwinkel 210°

Muskel	Dateiname	✓	I_R [mA]	I_{MAX} [mA]	Ft_{MAX} [N]	Fr_{MAX} [N]	t_{ACT} [s]	t_{DEACT} [s]
Quadriceps	NAMEqlmA							
Hamstrings	NAMEhlmA							
Glut. Max.	NAMEqlmA							
Bemerkung:								

Stimulationsfolge mit steigender Stimulationsfrequenz nur rechts
Stimulationsamplitude I = 120 mA, Impulsdauer 300 μs
Stimulationsfrequenz 20 - 100 Hz in 10 Hz Schritten

rechts Kurbelwinkel 30°

Muskel	Dateiname	✓	I [mA]	Ft_{MAX} [N]	Fr_{MAX} [N]
Quadriceps	NAMEqrHz				
Hamstrings	NAMEhrHz				
Glut. Max.	NAMEqrHz				
Bemerkung:					

Stimulationsfolge mit steigender Impulsdauer nur rechts
Stimulationsamplitude I = 120 mA, Stimulationsfrequenz 50 Hz
Impulsdauer 50 - 350□s in 50μs Schritten

rechts Kurbelwinkel 30°

Muskel	Dateiname	✓	I [mA]	Ft_{MAX} [N]	Fr_{MAX} [N]
Quadriceps	NAMEqrmus				
Hamstrings	NAMEhrmus				
Glut. Max.	NAMEqrmus				
Bemerkung:					

6 Quasistatische Vermessung

Stimulation in vorgegebenen Intervallen, die nach vorne und hinten etwas größer als die konzentrischen Bereiche der Muskeln sind;
konstante Winkelgeschwindigkeit vom Motor vorgegeben: n = 3 U/min
zuerst 1 passive Umdrehungen ohne Stimulation, dann jeweils je 3 Umdrehungen mit Stimulation für jeden Muskel einzeln nacheinander
Stimulationsfrequenz f=50Hz, Impulsdauer D=300μs, Stimulationsamplitude $I_{MAX,}$ keine I-Rampen.
Das Stimulationsintervall wurde so angelehnt an die Simulation gewählt, dass es sicher den Bereich mit positivem Antriebsmoment enthält.

Muskel	Intervall	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]
Quadriceps	250 -150	NAMEqrqs				NAMEqrqs			
Hamstrings	280- 220	NAMEhrqs				NAMEhrqs			
Glut. Max.	270 - 170	NAMEqrqs				NAMEqrqs			
Bemerkung:									

7 Schritte

Kurbel vom Motor jeweils im Abstand Schritte = 15° fixiert,
Stimulationsdauer t_{ein} = 1 s , Pause t_{aus} = 3 s , Anzahl der Bursts = 1
Muskeln nacheinander,
optional auch extra Elektroden auf M.biceps femoris, Schritte zuerst mit Hams, dann M.bic. fem., dann beide Stimulationskanal für M. Bic. Fem. 1 (sonst Quad)
Stimulationsfrequenz 50 Hz, Impulsdauer 300 μs
Stimulationsamplitude I_{MAX}
Winkelbereiche positives Moment, Biceps Femoris extra optional

Muskel	Intervall	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]
Quadriceps	250- 150	NAMEqrqu				NAMEqlqu			
Hamstrings	280- 220	NAMEhrqu				NAMEhlqu			
Bic. Fem.	280- 220	NAMEbrqu				NAMEblqu			
Ham+B.F.	280- 220	NAMEhbrqu				NAMEhblqu			
Glut. Max.	270- 170	NAMEqrqu				NAMEqlqu			
Bemerkung:									

8 Dynamische Vermessung mit optimalen Stimulationsintervalle /Leistung für einzelne Muskeln bei n = 30 U/min

Stimulationsfrequenz f = 50 Hz, Impulsdauer D= 300 μs, Stimulationsamplitude I_{MAX}
ε_{start} bis ε_{end} aus (quasi) statischen Messungen
0-70% Aktivierungszeit mit t_{act} = 0.145 s und die 100-30% Deaktivierungszeit mit t_{deact} = 0.091 s
falls I-Rampe (Stromstärke beginnend bei der Reizschwelle I_R linear ansteigend bis zu der gewählten Stromamplitude)
zu Beginn und Ende jedes Stimulationsbursts (Stim.intervall rampe/2° verschoben (früherer Beginn, späteres Ende))
Bestimmung der Anfangs- und Endzeitpunkte der Stimulation (Einheiten ° und s):
$\varepsilon_{start_30} = \varepsilon_{start}$ - 6.n.t_{act} - rampe/2 $\varepsilon_{end_30} = \varepsilon_{end}$ - 6.n.t_{deact} + rampe/2.
3 passive Umdrehungen
Dann werden Anfangs- und Endpunkt des Stimulationsintervalles systematisch variiert, und die resultierende Leistung berechnet (Muskeln einzeln nacheinander):
zuerst ε_{end_30} konstant und Variation von ε_{start_30}: -30°,-20°,-10°,0°,10°, 20°
dann ε_{start_30} konstant und Variation von ε_{end_30}: -30°,-20°,-10°,0°,10°, 20°
jeweils 2 Umdrehungen mit Stimulation des Muskels in dem vorgegebenen Stimulationsintervall,.
-> optimales Intervall mit größter Leistung $\varepsilon_{start30_opt}$, ε_{end30_opt}

Muskel	Intervall	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]	Dateiname	✓	ε_{start}[°]	ε_{end} [°]
Quadriceps		NAMEqrd				NAMEqrd			
Hamstrings		NAMEhrd				NAMEhrd			
Glut. Max.		NAMEgrd				NAMEgrd			
Bemerkung:									

9 Dynamisch Optimiert

jeweils 3 Umdrehungen mit Stimulation des Muskels in dem vorgegebenen Stimulationsintervall,
alle Muskeln automatisch nacheinander
am Ende 5 Umdrehungen mit Stimulation aller Muskeln in deren optimalen Intervallen
Stimulationsfrequenz 50 Hz, Impulsdauer 300 μs, Stimulationsamplitude I=Imax
-> Überwinden des Totpunktes, abgegebene Leistung P [W]
Dateiname: NAMEopt

Muskel	P[W] rechts	P[W] links
Quadriceps		
Hamstrings		
Gluteus Maximus		
alle		
Bemerkung:		

10 Fahren:

Stimulationsbereiche aus der Simulation / aus der dynamischen Vermessung
-> resultierende Bewegung, Überwinden des Totpunktes, abgegebene Leistung
ohne Motor, Stimulator mit Parameterverschiebung in Abhängigkeit von U/min
Dateinamen: NAMEtretenfix

Muskel	Amplitude	Intervall	Bem.
Quadriceps			
Hamstrings			
Glut. Max.			
Triceps Sur.			
Tibialis Ant.			
Bemerkung:			

11 Detaillierte statische Vermessung

Wird für die Muskeln M. triceps surae und M. tibialis anterior wie in Punkt 7 durchgeführt.

	rechts Kurbelwinkel 30°				links Kurbelwinkel 210°			
Muskel	Dateiname	✓	I_R [mA]	I_{MAX} [mA]	Dateiname	✓	I_R [mA]	I_{MAX} [mA]
Triceps Sur	NAMEtrmA				NAMEtlmA			
Tibialis Ant.	NAMEarmA				NAMEalmA			
Bemerkung:								

12 Fahren (Knöchel frei)

jeweils einige Umdrehungen mit Stimulation aller Muskel in den vorgegebenen Stimulationsintervallen bei 30 U/min mit Stimulationsbereichen aus Simulation angepasst an den Patienten indem Differenz fixer Knöchel Simulation/Messung auch bei freier Knöchel addiert wird;
-> resultierende Bewegung, Überwinden des Totpunktes, abgegebene Leistung

Dateiname: NAMEfreead30_1			
Muskel	Amplitude	Intervall	Bem.
Quadriceps			
Hamstrings			
Glut. Max.			
Triceps Sur.			
Tibialis Ant.			
Bemerkung:			

ANHANG B: KOMMUNIKATION PC – STIMULATOR

1 Allgemeines

Status nach der Programmversion 0.7 (Hackl H., Eberharter T.)
Einstellungen der seriellen Schnittstelle:

Datenrate:	115 200 Baud
Datenbits:	8 bit
Stoppbit:	1 bit
Parity:	none

- T- Mode: Der Stimulator arbeitet unabhängig vom Winkelgeber mit einer voreingestellten Amplitude und einem eingestellten Stimulationstiming.
- PHI- Mode: Die Amplitude des Stimulationsstroms ist winkelabhängig. Die winkelabhängige Kurvenform kann über den PC eingestellt werden.
- Die Amplitude das Stimulationsstroms kann mit Hilfe eines externen Potentiometers von 0 bis zum programmierten Maximalwert eingestellt werden. Das externe Potentiometer kann softwaremäßig deaktiviert werden.
- Das allgemeine Befehlsformat der Daten die zum Stimulator gesendet werden entspricht der Reihenfolge „Befehl, Daten, Prüfsumme“ (die Prüfsumme errechnet sich aus der XOR-Verknüpfung des Befehls und der Daten). Bei Zeichenketten, die nur aus einem Befehl bestehen entfällt die Prüfsumme.

2 Betriebsart einstellen

Der Stimulator kann im T- bzw. im PHI- Modus betrieben werden.

Zeichenkette:	Befehl, SubBefehl, PS	3 Byte
Befehl:	0x84 (132 dez)	
SubBefehl:	0x01: PHI- Mode starten	
	0x02: PHI- Mode stoppen	
	0x04: T- Mode starten	
	0x08: T- Mode stoppen	
	0x10: Clear Error	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

3 Aktuelle Betriebsart auslesen

Die aktuelle Betriebsart des Stimulators kann abgefragt werden.

Befehl:	0xD3 (211 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Status:	0x00: PHI- Run Mode	
	0x01: T- Run Mode	
	0x02: PHI- Stopp Mode	
	0x03: T- Stopp Mode	
	0x04: Clear Errors	

4 Betriebsart beim Einschalten

Die Betriebsart des Stimulators (T- Modus bzw. PHI- Modus) in der der Stimulator beim Einschalten startet, kann softwaremäßig vorgegeben werden:

Zeichenkette:	Befehl, SubBefehl, PS	3 Byte
Befehl:	0xA1 (161 dez)	
SubBefehl:	0x00: PHI- Run Mode	
	0x01: T- Run Mode	
	0x02: PHI- Stopp Mode	
	0x03: T- Stopp Mode	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

5 Beim Systemstart aktive Betriebsart abfragen

Befehl:	0xA2 (162 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Status:	0x00: PHI- Run Mode	
	0x01: T- Run Mode	

0x02: PHI- Stopp Mode
0x03: T- Stopp Mode

6 Externes Potentiometer aktivieren / deaktivieren

Mit Hilfe eines externen Potentiometers kann die Stimulationsamplitude zwischen 0 und dem maximal eingestellten Wert reguliert werden. Das Potentiometer kann softwaremäßig deaktiviert werden.

Zeichenkette:	Befehl, SubBefehl, PS	3 Byte
Befehl:	0x27 (39 dez)	
SubBefehl:	0x00: Potentiometer deaktivieren	
	0x01: Potentiometer aktivieren	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

7 Potentiometerstatus abfragen

Befehl:	0x29 (41 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Status:	0x00: Potentiometer deaktiviert	
	0x01: Potentiometer aktiviert	

8 Potentiometerstellung abfragen

Befehl:	0xB8 (184 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Stellung:	0x00 bis 0xFF: Potentiometerstellung	

9 X in der Anzeige aktivieren / deaktivieren

In der Anzeige werden Elektrodenablösungen durch ein X angezeigt. Diese Anzeige kann über den PC ein bzw. ausgeschaltet werden.

Zeichenkette:	Befehl, SubBefehl, PS	3 Byte
Befehl:	0xD0(208 dez)	
SubBefehl:	0x00: X bei Elektrodenablösung aktivieren	
	0x01: X bei Elektrodenablösung deaktivieren	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

10 X in der Anzeige – Status abfragen

Befehlscode:	0xD1 (209 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Status:	0x00: X bei Elektrodenablösung aktiviert	
	0x01: X bei Elektrodenablösung deaktiviert	

11 Aktuellen Winkel vom Stimulator auslesen

An den Stimulator kann ein Winkelsensor angeschlossen werden, um ein winkelabhängiges Stimulationsmuster zu generieren. Der aktuelle Winkel und die aktuelle Winkelgeschwindigkeit kann vom Stimulator gelesen werden.

Befehl:	0x88(136 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		2 Byte
phihigh:	High Byte des Winkels PHI	
philow:	Low Byte des winkels PHI	

dabei entspricht der Winkel von 360° einem Wert von 4000.

12 Aktuelle Drehzahl vom Stimulator auslesen

Befehl:	0x90(144 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Omega:	aktuelle Drehzahl	

Dividiert man den gelesenen Wert Omega durch 3,3833 erhält man die tatsächliche Drehzahl in U/min.

13 Akkuspannung

Die aktuelle Akkuspannung der Stromversorgung des Stimulators wird am Display angezeigt und kann auch vom PC abgefragt werden.

Befehl: 0xC1(193 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 2 Byte
uakkuhigh: High Byte der Akkuspannung
uakkulow: Low Byte der Akkuspannung
Die Akkuspannung (in Volt) erhält man aus dem übertragenen Zahlenwert durch eine Division durch 430.

14 Software Version abfragen

Befehl: 0xD2(210 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 2 Byte
SWHIGH: Hauptversionsnummer
SWLOW: Unterversionsnummer

15 Stimulationstiming einstellen

Stimulationsfrequenz: f = 1/T [Hz], Impulsdauer D [μs]
Im Stimulator können insgesamt 3 verschiedene Stimulationstimings abgespeichert werden. Welches der 3 Timings beim Startvorgang ausgewählt wird, kann programmiert werden. Die verschiedenen voreingestellten Timings und welches der Timings beim Startvorgang gewählt wird, können ebenfalls ausgelesen werden.
Zeichenkette: Befehl, tshigh, tslow, Tshigh, Tslow, PS 6 Byte
Befehl: 0x82 (130 dez)
tshigh: High Byte der Impulsdauer ts
tslow: Low Byte der Impulsdauer ts
Tshigh: High Byte der Periodendauer Ts
Tslow: Low Byte der Periodendauer Ts
PS: Prüfsumme (XOR)
ts = (t + 12) * 11,059 (t und ts in μs)
Ts = T * 0,1728 (T und Ts in μs)

16 Stimulationstiming abspeichern

Zum Speichern des Stimulationstimings stehen 3 Speicherplätze im EEPROM zur Verfügung. Das aktuell eingestellte Stimulationstiming wird im angegeben Speicherplatz abgespeichert.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0x2C(44 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

17 Aktuelles Stimulationstiming auslesen

Die im RAM gespeicherten, aktuellen Parameter des Stimulationstimings können ausgelesen werden

Befehl: 0x2E (46 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 4 Byte
tshigh: High Byte der Impulsdauer ts
tslow: Low Byte der Impulsdauer ts
Tshigh: High Byte der Periodendauer Ts
Tslow: Low Byte der Periodendauer Ts

18 Abgespeicherte Stimulationstimings auslesen

Die im EEPROM abgespeicherten Parameter des Stimulationstimings können ausgelesen werden.

Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0x2D (45 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

Antwort des Stimulators: 4 Byte
tshigh: High Byte der Impulsdauer ts
tslow: Low Byte der Impulsdauer ts
Tshigh: High Byte der Periodendauer Ts
Tslow: Low Byte der Periodendauer Ts

19 Abgespeichertes Stimulationstiming ins RAM schreiben

Das in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1, 2 oder 3) abgespeicherte Stimulationstiming kann in das RAM kopiert werden. Dadurch wird es zum aktuellen Stimulationstiming.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0xF2 (242 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

20 Stimulationstiming für den Startvorgang einstellen

Beim Einschalten des Stimulators wird das Stimulationstiming aus dem Speicher geladen. Der Speicherplatz (Bootblock) aus dem die Daten geladen werden, kann eingestellt werden.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0x2A (42 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02 (Bootblock)
PS: Prüfsumme (XOR)

21 Speicherplatz an dem das Stimulationstiming für den Startvorgang gespeichert ist (Bootblock) auslesen

Befehl: 0x2B (43 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 1 Byte
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02

22 Stimulationsamplitude (T-Mode) einstellen

Zeichenkette: Befehl, I1, I2, ..., I10, PS 12 Byte
Befehl: 0x20 (32 dez)
I1, I2,: Stimulationsstromamplitude Von Kanal 1, 2, ..., 10 (10 Kanäle)
Maximale Amplitude: 400 mA = 255
PS: Prüfsumme (XOR)

23 Stimulationsstrom abspeichern

Zum Speichern des Stimulationsstromes stehen 3 Speicherplätze im EEPROM zur Verfügung. Der aktuell eingestellte Stimulationsstrom wird im angegeben Speicherplatz abgespeichert.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0xA5(165 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

24 Aktuellen Stimulationsstrom auslesen

Die im RAM abgelegten, aktuellen Stimulationsströme können ausgelesen werden
Befehl: 0xA7 (167 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 10 Byte
I1, I2, ..., I10: Stimulationsstromamplitude von Kanal 1, 2, ..., 10 (10 Kanäle)
255 = 400 mA (maximale Amplitude)

25 Abgespeicherten Stimulationsstrom auslesen

Die im EEPROM abgespeicherten Stimulationsströme können ausgelesen werden
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0xA6 (166 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

Antwort des Stimulators: 10 Byte
I1, I2, ..., I10: Stimulationsstromamplitude von Kanal 1, 2, ..., 10 (10 Kanäle)
255 = 400 mA (maximale Amplitude)

26 Abgespeicherten Stimulationsstrom ins RAM schreiben

Der in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1, 2 oder 3) abgespeicherte Stimulationsstrom kann in das RAM kopiert werden. Dadurch wird er zum aktuellen Stimulationsstrom.
Zeichenkette: Befehl, SubBefehl, PS 3 Byte
Befehl: 0xF3 (243 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

27 Stimulationsstrom für den Startvorgang einstellen

Beim Einschalten des Stimulators wird der Stimulationsstrom aus dem Speicher geladen. Der Speicherplatz (Bootblock) aus dem die Daten geladen werden, kann eingestellt werden.
Zeichenkette: Befehl, SubBefehl, PS 3 Byte
Befehl: A3 h (163 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02(Bootblock)
PS: Prüfsumme (XOR)

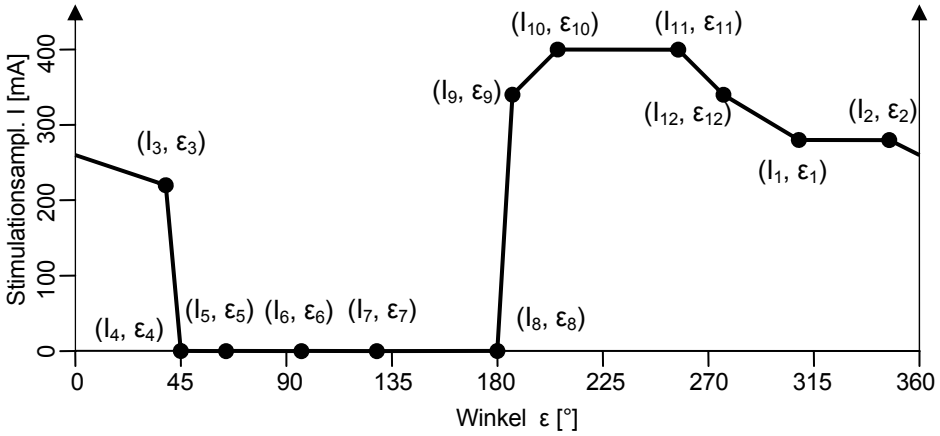
28 Speicherplatz an dem der Stimulationsstrom für den Startvorgang gespeichert ist (Bootblock) auslesen

Befehl: A4 h (164 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 1 Byte
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02

29 Stimulationsstrom (PHI- Mode) einstellen

Die Einhüllende des Stimulationsstromes kann im PHI- Mode für jeden Kanal mit Hilfe von 12 Stützstellen vorgegeben werden (Stimulationsstrom I mit zugehörigem Winkelwert ε). Die Stützstellen müssen in aufsteigender Winkelreihenfolge angegeben werden (Modula 360° bzw. 4000). Die erste Stützstelle muss nicht dem kleinsten Winkel entsprechen. Ein Bereich muss Stromamplitude 0 zugeordnet sein da der Stimulator sonst die neuen Werte nicht übernimmt.



Der Maximalstrom von 400 mA entspricht einem Wert von 255. Ein Winkel von 360° entspricht einem Wert von 4000.

Zeichenkette:	Befehl, Kanal, I1, ε1high, ε1low, ..., I12, ε2high, ε12low, PS	39 Byte
Befehl:	0x81(129 dez)	
Kanal:	Stimulationskanal (0 .. 9)	
I1,I2,…I12:	Stromamplitude von Stützpunkt 1, 2, ..., 12	
ε1, ε2... ε12:	Winkel (High- und Low- Byte) von Stützpunkt 1, 2, ..., 12	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

30 Stimulationsstrom eines Kanals abspeichern

Der aktuelle Verlauf des Stimulationsstromes eines Kanals kann im EEPROM (3 Speicherplätze stehen zur Verfügung) abgespeichert werden.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS	4 Byte
Befehl:	0x24 (36 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01 oder 0x02	
Kanal:	Kanal der gespeichert werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

31 Alle Stimulationsströme abspeichern

Der aktuellen Verläufe der Stimulationsströme können im EEPROM abgespeichert werden.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, PS	3 Byte
Befehl:	0x23 (35 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01 oder 0x02	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

32 Aktuelle Stimulationsströme auslesen

Zeichenkette:	Befehl, Kanal, PS	3 Byte
Befehl:	0x26 (38 dez)	
Kanal:	Kanal der gelesen werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

Antwort des Stimulators: 36 Byte
I1, ε1high, ε1low, ..., I12, ε2high, ε12low

33 Abgespeicherte Stimulationsströme auslesen

Die im EEPROM abgespeicherten Stimulationsströme können ausgelesen werden.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS 4 Byte
Befehl: 0x25 (37 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
Kanal: Kanal der gelesen werden soll (0 .. 9)
PS: Prüfsumme (XOR)

Antwort des Stimulators: 36 Byte
I1, ε1high, ε1low, ..., I12, ε2high, ε12low

34 Abgespeicherten Stimulationsstrom eines Kanals ins RAM schreiben

Der in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1, 2 oder 3) abgespeicherte Stimulationsstrom (ein Kanal) kann in das RAM kopiert werden. Dadurch wird es zum aktuellen Stimulationsstrom.
Befehlscode: F1 h
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS 4 Byte
Befehl: 0xF1 (241 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
Kanal: Kanal der kopiert werden soll (0 .. 9)
PS: Prüfsumme (XOR)

35 Alle abgespeicherten Stimulationsströme ins RAM schreiben

Die in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1, 2 oder 3) abgespeicherten Stimulationsströme können in das RAM kopiert werden. Dadurch werden sie zu aktuellen Stimulationsströmen.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0xF0 (240 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02
PS: Prüfsumme (XOR)

36 Stimulationsstrom für den Startvorgang einstellen

Beim Einschalten des Stimulators wird der Stimulationsstrom aus dem Speicher geladen. Der Speicherplatz (Bootblock) aus dem die Daten geladen werden, kann eingestellt werden.
Zeichenkette: Befehl, Speicherplatz, PS 3 Byte
Befehl: 0x21 (33 dez)
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02 (Bootblock)
PS: Prüfsumme (XOR)

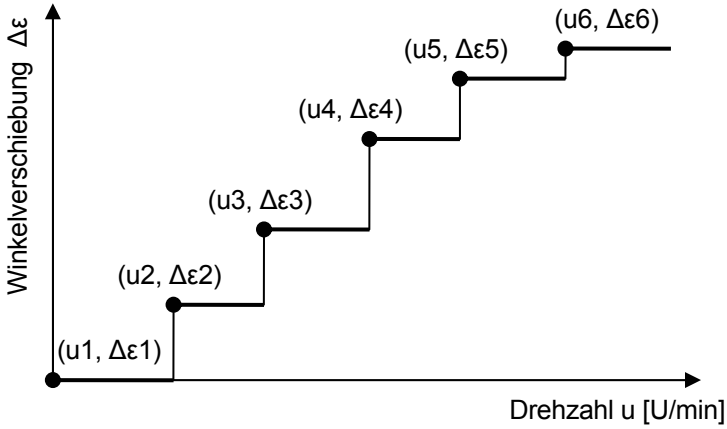
37 Speicherplatz an dem der Stimulationsstrom für den Startvorgang gespeichert ist (Bootblock) auslesen

Befehl: 0x22 (34 dez) 1 Byte

Antwort des Stimulators: 1 Byte
Speicherplatz: 0x00 oder 0x01 oder 0x02

38 Winkelabhängige Verschiebungsmuster des Stimulationsmusters einstellen

Einige Punkte der einhüllenden des Stimulationsmusters (PHI- Mode) können abhängig von der Drehzahl verschoben werden. Die Verschiebung der Punkte der Einhüllenden kann durch Stützstellen vorgegeben werden.
Für jeden Stimulationskanal können 2 verschiedenen „Verschiebungsmuster“ mit Hilfe von Stützstellen definiert werden. Das Muster 1 wird für die Punkte 1, 2 und 3 der Einhüllenden des Stimulationsmusters (steigende Flanke) verwendet, das Muster 2 für die Punkte 4, 5 und 6 (fallende Falke der Einhüllenden). Jede Stützstelle wird durch eine Drehzahl (1 Byte) und den dazugehörigen Winkelwert (2 Byte) definiert. Insgesamt müssen pro Verschiebungsmuster 6 Stützstellen vorgegeben werden.
Das Verschiebungsmuster kann für jeden Kanal mit Hilfe von 2x6 Stützstellen vorgegeben werden. (Die Stützstellen müssen in steigenden Winkelgeschwindigkeitswerten vorgegeben werden.)



Zeichenkette:	Befehl, Kanal,ε11high, ε11low, u11, ... , ε16high, ε16low, u16, ε21high, ε21low, u21, ... , ε26high, ε26low, u26, PS	39 Byte
Befehl:	0xB7(183 dez)	
Kanal:	Stimulationskanal (0 .. 9)	
ε11high:	Winkel (High- Byte) von Muster 1 für Stützstelle 1	
ε11low:	Winkel (Low- Byte) von Muster 1 für Stützstelle 1	(360° = 4000)
u11:	Drehzahl von Muster 1 für Stützstelle 1.....	
ε26high:	Winkel (High- Byte) von Muster 2 für Stützstelle 6	
εlow:	Winkel (Low- Byte) von Muster 2 für Stützstelle 6	(360° = 4000)
u26:	Drehzahl von Muster 2 für Stützstelle 6	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

39 Aktuelles Verschiebungsmuster auslesen

Das aktuelle Verschiebungsmuster kann ausgelesen werden.

Zeichenkette:	Befehl, Kanal, PS	3 Byte
Befehl:	0xB9 (185 dez)	
Kanal:	Kanal der gelesen werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

Antwort des Stimulators: 36 Byte
ε11high, ε11low, u11, ... , ε16high, ε16low, u16, ε21high, ε21low, u21, ... , ε26high, ε26low, u26

40 Abgespeicherte Verschiebungsmuster auslesen

Ein abgespeichertes Verschiebungsmuster kann ausgelesen werden.

Zeichenkettenlänge:	Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS	4 Byte
Befehl:	0xB6 (182 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	
Kanal:	Kanal der gelesen werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

Antwort des Stimulators: 36 Byte
ε11high, ε11low, u11, ... , ε16high, ε16low, u16, ε21high, ε21low, u21, ... , ε26high, ε26low, u26

41 Verschiebungsmuster eines Kanals abspeichern

Der aktuelle Verlauf des Verschiebungsmusters eines Kanals kann im EEPROM abgespeichert werden. Insgesamt stehen 2 Speicherplätze zur Verfügung.

Zeichenkettenlänge:	Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS	4 Byte
Befehl:	0xB5 (244 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	
Kanal:	Kanal der kopiert werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

42 Verschiebungsmuster abspeichern

Die aktuellen Verläufe des Verschiebungsmusters können im EEPROM abgespeichert werden. Insgesamt stehen 2 Speicherplätze zur Verfügung.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, PS	3 Byte
Befehl:	0xB5 (181 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

43 Abgespeichertes Verschiebungsmuster eines Kanals ins RAM schreiben

Das in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1 oder 2) abgespeicherte Verschiebungsmuster (ein Kanal) kann in das RAM kopiert werden. Dadurch wird es zum aktuellen Verschiebungsmuster.

Befehlscode:	F6 h (246 dez)	
Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, Kanal, PS	4 Byte
Befehl:	0xF6	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	
Kanal:	Kanal der kopiert werden soll (0 .. 9)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

44 Alle abgespeicherten Verschiebungsmuster ins RAM schreiben

Die in einem Speicherplatz (Speicherplatz 1 oder 2) abgespeicherten Verschiebungsmuster können in das RAM kopiert werden. Dadurch werden sie zu den aktuellen Verschiebungsmustern.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, PS	3 Byte
Befehl:	0xF5 (245 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

45 Drehzahlabhängige Verschiebung aktivieren / deaktivieren

Die drehzahlabhängige Verschiebung kann softwaremäßig ein- bzw. ausgeschaltet werden. Die Einstellung bleibt auch beim Ausschalten des Stimulators gespeichert.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, PS	3 Byte
Befehl:	0xB1 (177 dez)	
SubBefehl:	0x00: Verschiebung deaktivieren	0x01: Verschiebung aktivieren
PS:	Prüfsumme (XOR)	

46 Drehzahlabhängige Verschiebung abfragen

Befehl:	0xB2 (178 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Status:	0x00: Verschiebung deaktiviert	0x01: Verschiebung aktiviert

47 Verschiebungsmuster für den Startvorgang einstellen

Beim Einschalten des Stimulators wird ein Verschiebungsmuster aus dem Speicher geladen. Der Speicherplatz (Bootblock) aus dem die Daten geladen werden, kann eingestellt werden.

Zeichenkette:	Befehl, Speicherplatz, PS	3 Byte
Befehl:	0xB3 (179 dez)	
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01 (Bootblock)	
PS:	Prüfsumme (XOR)	

48 Speicherplatz an dem das Verschiebungsmuster für den Startvorgang gespeichert ist (Bootblock) auslesen

Befehl:	0xB4 (180 dez)	1 Byte
Antwort des Stimulators:		1 Byte
Speicherplatz:	0x00 oder 0x01	

ANHANG C: MESSDATEN

In Anhang C sind die Messdaten der Probanden aufgelistet die für die Diagramme in Kapitel 7 als Quelle dienen.

Messdaten zum Diagramm in Abb. 33:

ma	Prob. 3l	Prob. 4l
0,00	0,00	0,00
10,00	0,00	0,00
20,00	0,00	0,00
30,00	5,60	0,50
40,00	32,10	3,50
50,00	69,10	13,40
60,00	107,10	28,40
70,00	137,90	57,40
80,00	197,90	91,60
90,00		142,90
100,00		197,70

Messdaten zum Diagramm in Abb. 36:

ma	Prob. 1	Prob. 2	Prob. 3	Prob. 4	Prob. 5	Mittelwert
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
20,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
30,00	-0,01	0,02	0,04	0,00	0,00	0,01
40,00	0,00	0,07	0,08	0,00	0,00	0,03
50,00	0,06	0,16	0,18	0,00	0,03	0,09
60,00	0,03	0,24	0,53	0,00	0,02	0,16
70,00	0,15	0,32	0,65	0,08	0,03	0,24
80,00	0,27	0,47	0,71	0,26	0,19	0,38
90,00	0,39	0,65	0,82	0,77	0,27	0,58
100,00	0,54	0,80	0,88	0,89	0,43	0,71
110,00	0,65	0,94	0,98	0,89	0,69	0,83
120,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

Messdaten zum Diagramm in Abb. 37:

mA gesund	Prob. 10	Prob. 11	Prob. 12	Mittelwert
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
5,00	-0,01	0,00	0,00	-0,01
10,00	0,00	0,00	0,00	0,00
15,00	0,00	0,00	0,00	0,00
20,00	0,00	0,02	-0,01	0,00
25,00	0,06	0,06	0,00	0,04
30,00	0,24	0,15	-0,01	0,13
35,00	0,48	0,34	0,06	0,29
40,00	0,64	0,26	0,45	0,45
45,00	0,88	0,66	0,77	0,77
50,00	1,00	1,00	1,00	1,00

Messdaten zum Diagramm in Abb. 38:

qrmus	Prob. 1	Prob. 2	Prob. 3	Prob. 4	Prob. 5	Mittelwert
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
50,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00
100,00	0,03	0,10	0,07	0,07	0,00	0,05
150,00	0,28	0,32	0,29	0,41	0,09	0,28
200,00	0,41	0,45	0,52	0,56	0,24	0,44
250,00	0,66	0,61	0,77	0,73	0,42	0,64
300,00	0,72	0,65	0,92	0,87	0,75	0,78
350,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

Messdaten zum Diagramm in Abb. 39:

D gesund	Prob. 10	Prob. 11	Prob. 12
0,00	0,00	0,00	0,00
50,00	0,00	0,20	-0,80
100,00	3,30	3,20	0,20
150,00	19,10	5,60	1,80
200,00	26,10	8,00	4,10
250,00	33,90	19,10	7,50
300,00	40,50	25,90	31,50
350,00	46,40	34,70	44,20

Messdaten zum Diagramm in Abb. 40:

qrHz	Prob. 1	Prob. 2	Prob. 3	Prob. 4	Prob. 5	Mittelwert
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10,00	0,38	0,61	0,36	0,15	0,21	0,31
20,00	0,68	0,78	0,74	0,40	0,69	0,64
30,00	0,89	0,88	0,79	0,90	0,78	0,81
40,00	0,95	0,95	0,83	0,98	0,81	0,89
50,00	0,84	0,97	0,87	0,98	0,87	0,89
60,00	1,00	1,00	0,89	1,00	0,95	0,94
70,00	0,79	0,88	1,00	0,84	0,93	0,88
80,00	0,81	0,97	0,97	0,92	0,96	0,92
90,00	0,76	0,87	0,85	0,88	0,94	0,89
100,00	0,97	0,94	0,83	0,96	1,00	0,93

Messdaten zum Diagramm in Abb. 41:

Hz gesund	Prob. 10	Prob. 11	Prob. 12	Mittelwert
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10,00	0,39	0,10	0,31	0,27
20,00	0,87	0,34	0,61	0,61
30,00	0,88	0,66	0,69	0,74
40,00	1,00	0,76	0,73	0,83
50,00	1,00	0,84	0,91	0,92
60,00	0,98	0,86	0,87	0,90
70,00	0,95	1,00	0,91	0,95
80,00	0,94	0,89	0,92	0,92
90,00	0,92	0,93	1,00	0,95
100,00	0,90	0,90	0,97	0,93

Messdaten zum Diagramm in Abb. 42:

Kurbelwinkel	Prob. 1r	Prob. 2r	Prob. 3r	Mittelwert r
0,00	1,00	0,87	0,38	0,75
15,00	0,79	1,00	0,52	0,77
30,00	0,71	0,97	0,73	0,80
45,00	0,61	0,86	1,00	0,82
60,00	0,60	0,93	0,96	0,83
75,00	0,59	0,71	0,87	0,73
90,00	0,43	0,49	0,54	0,49
105,00	-0,04	0,32	-0,12	0,05
120,00	-0,43	-0,26	-0,57	-0,42
135,00	-1,17	-0,63	-0,95	-0,92
150,00	-1,24	-0,96	-1,16	-1,12
165,00	-1,17	-1,01	-1,15	-1,11
180,00	-0,93	-0,88	-0,91	-0,91
195,00	-0,85	-0,78	-0,62	-0,75
210,00	-0,65	-0,72	-0,40	-0,59
225,00	-0,45	-0,44	-0,20	-0,36
240,00	-0,21	-0,39	-0,03	-0,21
255,00	-0,14	-0,37	0,04	-0,16
270,00	0,06	-0,30	0,04	-0,07
285,00	0,17	-0,13	0,04	0,02
300,00	0,47	-0,16	-0,06	0,09
315,00	0,58	0,12	0,01	0,24
330,00	0,74	0,39	0,00	0,38
345,00	0,74	0,62	0,13	0,50
360,00	1,00	0,87	0,38	0,75

Messdaten zum Diagramm in Abb. 43:

Winkel	Prob. 2r	Prob. 3r	Prob. 4r	Prob. 5r	Mittelwert r
0	0,67	0,34	0,93	0,78	0,68
1	0,64	0,34	0,93	0,78	0,67
2	0,70	0,30	0,89	0,78	0,67
3	0,76	0,31	0,87	0,87	0,70
4	0,73	0,31	0,94	0,81	0,70
5	0,77	0,33	0,78	0,80	0,67
6	0,72	0,36	0,90	0,85	0,71
7	0,79	0,40	0,91	0,81	0,73
8	0,74	0,42	0,96	0,84	0,74
9	0,78	0,38	0,87	0,90	0,73
10	0,79	0,46	0,88	0,88	0,75
I	I	I	I	I	I
356	0,43	0,31	0,76	0,52	0,50
357	0,52	0,31	0,82	0,59	0,56
358	0,67	0,34	0,93	0,78	0,68
359	0,64	0,34	0,93	0,78	0,67

Messdaten zum Diagramm in Abb. 44:

Kurbelwinkel	Prob. 1r	Prob. 2r	Prob. 3r	Mittelwert r
0,00	1,00	0,91	0,88	0,93
15,00	0,43	0,73	0,76	0,64
30,00	-0,08	0,04	0,58	0,18
45,00	-0,42	-0,31	0,12	-0,20
60,00	-0,48	-0,85	-0,02	-0,45
75,00	-0,62	-0,95	-0,09	-0,55
90,00	-0,50	-0,84	-0,23	-0,52
105,00	-0,50	-0,50	-0,11	-0,37
120,00	-0,36	-0,27	0,10	-0,18
135,00	-0,16	0,12	0,47	0,14
150,00	-0,05	0,55	0,62	0,37
165,00	0,04	0,79	0,71	0,52
180,00	0,12	1,00	0,32	0,48
195,00	0,11	0,93	-0,22	0,27
210,00	0,04	0,72	-0,87	-0,04
225,00	-0,13	0,09	-1,26	-0,43
240,00	-0,23	-0,23	-1,54	-0,67
255,00	-0,48	-1,03	-2,12	-1,21
270,00	-0,47	-1,41	-1,62	-1,17
285,00	-0,20	-1,71	-1,70	-1,20
300,00	0,15	-1,57	-0,95	-0,79
315,00	0,61	-1,04	0,14	-0,10
330,00	0,94	0,21	0,61	0,59
345,00	0,99	0,69	1,00	0,89
360,00	1,00	0,91	0,88	0,93

Messdaten zum Diagramm in Abb. 45:

Winkel	Prob. 2r	Prob. 3r	Prob. 4r	Prob. 5r	Mittelwert r
0	0,98	1,00	0,93	1,00	0,98
1	0,98	1,00	0,83	1,00	0,95
2	0,89	1,00	0,95	0,89	0,93
3	0,89	0,98	1,00	0,89	0,94
4	0,87	0,99	0,79	0,89	0,88
5	0,82	0,95	0,74	0,86	0,84
6	0,82	0,90	0,94	0,86	0,88
7	0,79	0,86	0,83	0,87	0,84
8	0,88	0,92	0,81	0,96	0,89
9	0,79	0,88	0,65	0,88	0,80
10	0,79	0,85	0,71	0,83	0,79
I	I	I	I	I	I
356	0,76	1,00	0,93	1,00	0,92
357	0,86	0,98	0,83	1,00	0,92
358	0,98	0,99	0,95	0,89	0,95
359	0,98	1,00	1,00	0,89	0,97

Messdaten zum Diagramm in Abb. 46:

Kurbelwinkel	Prob. 1r	Prob. 2r	Prob. 3r	Mittelwert r
0,00	0,64	0,16	-0,17	0,21
15,00	0,81	0,32	0,34	0,49
30,00	0,85	0,62	0,61	0,69
45,00	1,00	0,90	0,88	0,92
60,00	0,78	1,00	1,00	0,93
75,00	0,72	0,89	0,88	0,83
90,00	0,53	0,76	0,68	0,66
105,00	0,47	0,51	0,48	0,49
120,00	0,14	0,37	0,26	0,26
135,00	0,10	0,20	0,16	0,15
150,00	0,00	0,01	0,07	0,03
165,00	-0,08	-0,14	-0,04	-0,09
180,00	-0,14	-0,26	-0,18	-0,19
195,00	-0,34	-0,37	-0,29	-0,33
210,00	-0,43	-0,43	-0,37	-0,41
225,00	-0,56	-0,45	-0,55	-0,52
240,00	-0,72	-0,45	-0,46	-0,55
255,00	-0,86	-0,60	-0,59	-0,68
270,00	-0,92	-0,80	-0,70	-0,81
285,00	-0,94	-0,81	-0,63	-0,80
300,00	-0,82	-0,79	-0,70	-0,77
315,00	-0,45	-0,63	-0,67	-0,58
330,00	-0,11	-0,37	-0,64	-0,37
345,00	0,15	-0,15	-0,37	-0,13
360,00	0,64	0,16	-0,17	0,21

Messdaten zum Diagramm in Abb. 47:

Winkel	Prob. 2r	Prob. 3r	Prob. 4r	Prob. 5r	Mittelwert r
0	0,07	-0,56	-0,82	-0,03	-0,34
1	0,15	-0,56	-0,82	-0,03	-0,32
2	0,12	-0,46	-0,80	0,04	-0,27
3	0,02	-0,46	-0,65	-0,11	-0,30
4	0,08	-0,46	-0,58	-0,16	-0,28
5	0,19	-0,37	-0,69	0,01	-0,21
6	0,31	-0,29	-0,64	-0,08	-0,17
7	0,31	-0,35	-0,54	0,00	-0,14
8	0,18	-0,35	-0,59	0,00	-0,19
9	0,31	-0,19	-0,52	0,08	-0,08
10	0,39	-0,24	-0,46	0,15	-0,04
I	I	I	I	I	I
356	-0,25	-0,92	-0,93	-0,14	-0,56
357	-0,26	-0,85	-0,82	-0,10	-0,51
358	-0,32	-0,83	-0,73	-0,14	-0,50
359	-0,20	-0,81	-0,73	-0,09	-0,46

Messdaten zu den Diagrammen in Abb. 48:

Kurbelwinkel	Mitt. Sch. (A)	Mitt. Qu. (A)	Mitt. Sch. (B)	Mitt. Qu. (B)	Mitt. Sch. (C)	Mitt. Qu. (C)
0	1	1	0,55	0,62	0,22	0,48
15	0,97	0,95	0,31	0,44	0,63	0,81
30	0,95	0,83	-0,05	0,15	0,84	0,92
45	0,94	0,72	-0,28	-0,18	1	1
60	0,89	0,69	-0,44	-0,3	0,99	0,99
75	0,78	0,61	-0,49	-0,35	0,88	0,81
90	0,45	0,36	-0,34	-0,08	0,67	0,54
105	-0,1	-0,27	-0,01	0,3	0,43	0,31
120	-0,68	-0,91	0,36	0,71	0,27	0,06
135	-1,17	-1,22	0,82	0,96	0,17	0
150	-1,37	-0,01	1	1	0,11	-0,13
165	-1,34	0,03	1	0,87	0,03	-0,24
180	-1,14	-0,09	0,81	0,43	-0,1	-0,44
195	-0,87	-0,02	0,51	0,15	-0,29	-0,03
210	-0,71	-0,02	0,12	-0,18	-0,42	-0,02
225	-0,42	-0,17	-0,28	-0,19	-0,51	-0,04
240	-0,22	-0,15	-0,63	0,11	-0,61	0,02
255	-0,03	-0,11	-1,15	-0,03	-0,69	0,02
270	0,14	0,15	-1,29	-0,06	-0,68	0
285	0,27	0,35	-1,46	-1,62	-0,7	-0,7
300	0,41	0,53	-1,17	-1,27	-0,66	-0,75
315	0,57	0,56	-0,63	-0,62	-0,42	-0,77
330	0,7	0,67	0,02	0,02	-0,2	-0,36
345	0,76	0,68	0,36	0,32	0,07	0,05
360	1	1	0,55	0,62	0,22	0,48

Messdaten zu den Diagrammen in Abb. 50:

Kurbelwinkel	Mitt.P (A)	Mitt. P (B)	Mitt. P (C)
0	33,48	6,48	4,65
15	34,73	2,78	11,47
30	36,1	-1,33	15,63
45	38,1	-3,22	19,12
60	37,22	-4,48	19,15
75	32,72	-4,55	16,97
90	15,35	-2,13	13,42
105	-3,62	1,75	8,87
120	-22,63	6,33	5,48
135	-37,82	12,38	3,32
150	-45,6	14,2	1,67
165	-45,8	13,27	0,03
180	-40,27	10,18	-2,3
195	-29,7	6,42	-5,85
210	-26,48	1,55	-8,03
225	-15,47	-3,08	-9,62
240	-8,92	-7,42	-11,48
255	-2,08	-13,1	-13,28
270	3,67	-15,62	-13,6
285	8,5	-17,78	-14,03
300	12,35	-14,83	-13,33
315	17,62	-9	-8,67
330	21,58	-1,1	-4,37
345	23,63	2,95	0,73
360	33,48	6,48	4,65

Messdaten zum Diagramm in Abb. 51:

Winkel	Prob. 5r quad	Prob. 5r ham	Prob. 5r glut	Prob. 5r alle	Summe r
0	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
1	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
2	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
3	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
4	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
5	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
6	42,8	23,8	1,7	59,4	68,3
7	42,8	29,4	1,7	59,4	73,9
8	49	29,4	1,7	59,4	80,1
9	49	35,8	1,7	59,4	86,5
10	41,3	19,8	-14,3	50,7	46,8
I	I	I	I	I	I
356	48,2	25	-2,2	54,4	71
357	48,2	25	-2,2	58,7	71
358	48,2	25	6,4	58,7	79,6
359	48,2	25	6,4	58,7	79,6