

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Klinikum Großhadern
Direktorin: Prof. Dr. med. Marianne Dieterich

**Beiträge einzelner Muskelgruppen zur Bewegung bei geführten und
nicht geführten Lokomotionsarten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Martin Schiller

aus

Eichstätt

2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Andreas Straube

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Thomas Witt
Priv.-Doz. Dr. Beate Aeverbeck

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Dipl.-Ing. Johann Szecsi

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 25.02.2010

Meiner Familie gewidmet

Hinweis:

Die im Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht. Das Gleiche gilt für die zitierten Arbeiten.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	4
1.1	Einführung und Zielsetzung	4
1.2	Anatomische Grundlagen	6
1.2.1	Das zentrale Nervensystem	6
1.2.2	Das muskulo–nervale System	7
1.2.3	Der quer gestreifte Muskel	7
1.2.4	Afferenzen im Nervensystem.....	9
1.3	Physiologische Grundlagen.....	9
1.3.1	Das Aktionspotential	9
1.3.2	Neuromuskuläre Übertragung und motorische Einheit.....	10
1.3.3	Elektromechanische Koppelung und Muskelkontraktion	11
1.4	Grundlagen der Elektromyographie	12
1.5	Die elektromyographische Bestimmung der Muskelkontribution	13
1.6	Lokomotionstherapie in der Rehabilitation von Lähmungen.....	15
2	Fragestellung	16
3	Methoden	17
3.1	Experimenteller Aufbau	17
3.1.1	Mechanische Elemente.....	17
3.1.1.1	Liegerad.....	17
3.1.1.2	Steilrad	17
3.1.1.3	Laufband.....	18
3.1.1.4	Mechanischer Antrieb	18
3.1.2	Messgeräte.....	19
3.1.2.1	EMG	19
3.1.2.2	Kraftmesssystem	20
3.1.2.2.1	Kraftsensor	20
3.1.2.2.2	Drehmomentmesswelle	20
3.1.2.3	Bewegungsanalyse	21
3.1.2.3.1	Winkelgeber	21
3.1.2.3.2	Ultraschallanalyse der Bewegung im Raum	21
3.1.2.3.3	Fußschalter	23
3.1.2.4	Datenerfassung	23
3.2	Probanden.....	24
3.3	Versuchsprotokoll	24
3.4	Datenverarbeitung	25

3.4.1	Mögliche Referenzsysteme	25
3.4.1.1	Zehr–Modell: Gegenüberstellung dreier Bewegungsmodalitäten.....	26
3.4.1.2	Neptune–Modell: der Fersen–Hüftabstand beim Radfahren.....	27
3.4.1.3	Gegenüberstellung anhand der Gelenkwinkelverläufe	27
3.4.2	Modell (Simulink)	28
3.4.3	Einteilung des Gangs in Phasen	29
3.4.4	Registrierung der Kurbelposition	31
3.4.5	Berechnungen der Strecken und Gelenkwinkel zur Bewegungsanalyse	32
3.4.5.1	Berechnung des zweidimensionalen Abstands	32
3.4.5.2	Berechnung der Gelenkwinkel	33
3.4.5.3	Berechnung der Kniewinkelgeschwindigkeit.....	34
3.4.6	Auswertung der Gelenkwinkelverläufe.....	35
3.4.7	Ermittlung einer gemeinsamen Geschwindigkeitskonvention für Radfahren und Gehen	37
3.4.8	Verarbeitung der gemessenen elektrischen Muskelaktivität.....	37
3.4.9	Bestimmung der Aktivphasen der Muskeln	38
3.4.10	Struktur der erzeugten Datenbanken	39
3.4.11	Gegenüberstellung der Bewegungsrichtungen bei Gehen und Radfahren.....	41
3.4.12	Bestimmung der Muskelkontribution anhand der absoluten Amplitude	42
3.4.13	Muskelkontribution anhand des prozentualen Beitrags zu unterschiedlichen Zyklusphasen.....	42
4	Ergebnisse	43
4.1	Ergebnisse aus der kinematischen Analyse.....	43
4.1.1	Der vertikale Fersen–Hüft–Abstand.....	44
4.1.2	Der zweidimensionale Fersen–Hüft–Abstand.....	45
4.1.3	Die Gelenkwinkel bei unterschiedlichen Geometrien.....	47
4.1.3.1	Kniewinkelverlauf	47
4.1.3.2	Hüftwinkelverlauf	48
4.1.4	Geschwindigkeitsprofile des Kniegelenks	50
4.2	Elektrische Muskelaktivität.....	51
4.2.1	Die Anpassung der Muskelaktivität bei zunehmender Geschwindigkeit.....	51
4.2.2	Absolute Kontribution der gemessenen Muskeln im Vergleich	53
4.2.2.1	Übersicht der Absolutkurven	53
4.2.2.2	Absolutes EMG über einen Zyklus	55
4.2.2.3	Vergleich des Liegerads mit den anderen Geometrien	55
4.2.2.4	Vergleich des Steilrads mit den übrigen Geometrien.....	56
4.2.2.5	Vergleich des Wiegetritts mit dem Gehen und des Vorwärts– mit dem Rückwärtsgehen	57

4.2.3	Kontribution der Muskeln zu einzelnen Phasen.....	58
5	Diskussion	61
5.1	Wesentliche Ergebnisse der Versuche	61
5.2	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren	62
5.3	Interpretation der Ergebnisse aus dem Vergleich der Muskelkontributionen.....	65
5.3.1	Muskelkontribution als EMG–Amplitude.....	66
5.3.2	Muskelkontribution als phasenbezogene EMG–Aktivität	67
5.3.3	Prinzipien der Anpassung der Muskelkontribution an die Lokomotionsmodalität	69
5.3.4	Bedeutung für die Rehabilitationsmedizin.....	71
5.4	Bewertung der untersuchten Referenzsysteme	73
5.4.1	Die Rolle des Kniegelenks beim Radfahren	73
5.4.2	Die Rolle des Kniegelenks beim Gehen.....	73
5.4.3	Der Verlauf des absoluten Abstands im Vergleich mit dem Kniegelenkwinkelverlauf.....	75
5.4.4	Gemeinsamkeiten der Kinematik bei Wiegetritt und Gehen	76
5.4.5	Das hüftwinkelbasierte Referenzsystem	77
6	Ausblick	79
7	Zusammenfassung	80
8	Literaturverzeichnis	81
9	Danksagung	84
10	Lebenslauf.....	85

1 Einleitung

1.1 Einführung und Zielsetzung

Der Mensch beansprucht bei den Fortbewegungsarten Radfahren und Gehen dieselben Muskelgruppen, da die Hauptarbeit bei beiden Lokomotionsarten am Bein verrichtet wird.

Auf Grund der verschiedenen Körperlagen die dabei eingenommen werden, ist davon auszugehen, dass die eingesetzten Muskeln unterschiedlich stark zur Bewegung beitragen [1]. So berichten Ericson et al. z.B. für das Radfahren eine besondere Beanspruchung der Mm. vastus lateralis und medialis [2, 3]. Winter et al. schreiben beim Gehen dem M. tibialis anterior [4] eine besondere Bedeutung zu.

Generalisierend liegt also die Vermutung nahe, dass wiederholte Durchführung einer Bewegung bei unterschiedlichen Lokomotionsarten (also bei unterschiedlichen Körperlagen) zu mechanischer Belastung verschiedener Muskelgruppen führt.

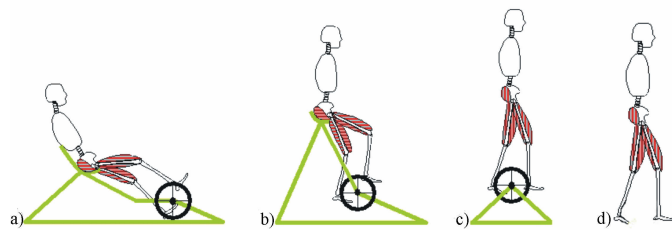


Abb. 1: Die untersuchten Lokomotionsarten im Überblick:
a) Liegerad, b) Steilrad, c) Wiegetritt, d) Gehen

In dieser Arbeit sollen vier Lokomotionsarten besprochen werden. Dabei handelt es sich um das Radfahren an einem Liegerad (Abb. 1a), einem handelsüblichen Ergometer im Sitzen (Abb. 1b) und aufrecht (Abb. 1c) und das Gehen (Abb. 1d).

Der Positionsunterschied zwischen Liegeradfahren und Gehen ist also durch entsprechende Zwischenschritte ergänzt, bei denen der Körper stufenweise von der Horizontalen zur Vertikalen aufgerichtet wird.

Die Versuche an den Rädern sind als geführte Bewegungen zu betrachten, da die Beine auf Grund der Kurbel einer kreisförmigen Trajektorie folgen müssen und stehen im Gegensatz zum ungeführten Gehen.

Es sollen im Rahmen der vorliegenden Arbeit in einem ersten Schritt die Beiträge der verschiedenen Muskelgruppen zu den einzelnen Lokomotionsarten verglichen werden. In einem zweiten Schritt soll unter den geführten Bewegungen diejenige gefunden werden, welche unter dem Aspekt der Muskelkontribution dem Gehen am ähnlichsten ist.

In dieser Arbeit soll zusammenfassend also eine auf dem EMG basierende Analyse der Muskelkontributionen bei unterschiedlichen Bewegungsarten durchgeführt werden.

Dies ist in besonderem Hinblick auf ein besseres theoretisches Verständnis der Funktionsweise der untersuchten Muskelpartien und deren Zusammenarbeit wichtig, aber auch aus praktischer Sicht ist es für die Sport- und Rehabilitationsmedizin interessant, ob sich durch eine Lokomotionsart bestimmte Muskeln gezielt trainieren lassen. Bedeutung käme einer solchen Erkenntnis vor allem bei der Beübung von Schlaganfallpatienten oder an multipler Sklerose Erkrankten mit asymmetrischer Lähmung oder einem Ausfall einzelner Muskeln zu.

1.2 Anatomische Grundlagen

Für das Zustandekommen einer gerichteten, koordinierten Bewegung sind beim Menschen unterschiedliche Strukturen und deren reibungsloses Zusammenwirken unerlässlich. Als Grundgerüst sorgt beim Menschen ein knöchernes Skelett für eine gewisse Stabilität. Die Knochen, welche zusätzlich als Hebelarme wirken, sind durch Gelenke verbunden. In diesen Gelenken führt die von den als Aktuatoren wirkenden Muskeln erzeugte und durch Sehnen übertragene Kraft zur Bewegung, bzw. werden diese stabilisiert. Das Zusammenspiel der Muskeln als Agonisten und Antagonisten führt zu gerichteten Bewegungen, wobei das erzeugte Drehmoment auch auf andere Körperpartien übertragen wird. So kommt es, dass die entwickelten Kräfte nicht nur auf die an die betreffenden Gelenke angrenzenden Knochen wirken, sondern auch an anderen Stellen des Körpers. Dies ist beispielsweise zur Stabilisierung des aufrechten Standes essenziell. Es kommt vereinfacht betrachtet also auf die Summation der Einzelkräfte an, wobei die Geometrie der bewegten Körper und die Richtung der Kraft wichtige Einflussfaktoren sind. Um aus diesem System eine funktionierende Einheit zu formen und am Ende eine Willkürbewegung zu erhalten ist eine komplexe Ansteuerung durch übergeordnete Strukturen nötig.

1.2.1 Das zentrale Nervensystem

Diese koordinierte Ansteuerung übernimmt eine zentrale Einheit, das „zentrale Nervensystem“. Dieses umfasst sowohl das Großhirn/Kleinhirn als auch das Rückenmark als eigenständige Elemente der Steuerung.

Für Lokomotion wichtige Zentren sind supraspinal der primärmotorische Kortex, die Pyramidenbahn, das Kleinhirn sowie Zentren, welche sensorische Informationen verarbeiten und die daraus resultierenden Regelungen mit einfließen lassen. Wichtige Einflussgrößen sind hier beispielsweise das Gleichgewicht und optische Eindrücke.

Spinal, also im Rückenmark gelegen, sind α - und γ - Motoneurone, welche als Ausgangspunkt der zum Muskel ziehenden „efferenten“ Nervenfasern zu sehen sind. Ebenfalls im Rückenmark gelegene Zellen sind unter anderem die „Renshaw – Hemmzellen“ und andere Interneurone, welche eine wichtige Rolle bei Verschaltungen auf spinaler Ebene spielen. Ferner verlaufen im Rückenmark vom Gehirn ausgehende Bahnen, die efferenten Axone aus der Pyramidenbahn, sowie afferente Bahnen, welche wichtige Informationen aus der Peripherie zum Gehirn führen. Diese enthalten z.B. Informationen bezüglich Schmerz und

Temperatur, aber auch Gelenkposition und Druck.

1.2.2 Das muskulo–nervale System

Das periphere Nervensystem setzt sich aus den „efferenten Fasern“, die das Rückenmark über die Vorderwurzel verlassen und den über die Hinterwurzeln in das Rückenmark mündenden afferenten Fasern, welche viszero– und somatosensible Bahnen sind, zusammen. Der Spinalnerv teilt sich in verschiedene Äste auf. Die für diese Arbeit wichtigen Fasern befinden sich im vorderen Anteil, den Rami ventrales. Über diese werden die Extremitäten und der anterolaterale Rumpf motorisch versorgt.

Für diese Arbeit sind vor allem die Nerven der unteren Extremität von Bedeutung.

Diese stammen aus dem Plexus lumbosacralis, einem aus den Spinalnerven der Rückenmarkssegmente L1 – S4 bestehenden Nervengeflecht. Dabei innervieren Anteile aus den Wurzeln L2 bis L4 über den Nervus (N.) femoralis die Muskeln des vierköpfigen Musculus (M.) quadriceps femoris. Hier werden der M. rectus femoris und M. vastus lateralis untersucht, ersterer als Vertreter der Flexoren im Hüftgelenk, beide als kräftigste Strecker im Kniegelenk. Anteile der Wurzeln L5 – S2 innervieren über den N. ischiadicus die Hüftstrecker. Das Hauptaugenmerk liegt hier auf dem M. biceps femoris, wobei der lange Kopf sowohl eine Streckung im Hüftgelenk als auch eine Beugung und Außenrotation im Kniegelenk, der kurze Kopf lediglich eine Flexion und Außenrotation im Kniegelenk verursacht. Der M. gluteus maximus als kräftigster Hüftstrecker wird durch den N. gluteus inferior versorgt, welcher seine Fasern ebenfalls aus den Wurzeln L5 – S2 bezieht.

Der für die Dorsalextension und Supination des Fußes wichtige M. tibialis anterior wird durch den N. peroneus profundus versorgt, welcher aus den Wurzeln L4 und L5 entspringt. Der N. tibialis versorgt den M. triceps surae, zu dem die beiden Köpfe des M. gastrocnemius zählen. Dieser Muskel wird zur Plantarflexion und Supination des Fußes eingesetzt, der Nerv bezieht seine Fasern aus den Rückenmarkssegmenten L5, S1 und S2.

1.2.3 Der quer gestreifte Muskel

Die Skelettmuskulatur des Menschen imponiert unter dem Mikroskop quer gestreift, was auf eine spezielle Anordnung von Banden, den sogenannten hellen I– und dunklen A– Banden zurückzuführen ist. Diese Muskelart besteht aus Faszikeln, welche eine unterschiedliche Anzahl an Muskelfasern zusammenfassen. Ähnlich dem Nerv sind diese von Bindegewebe umgeben, dem Perimysium. Die Fasern sind mehrkernige, polygonale Riesenzellen mit einer

Länge, die durchaus bis zu einigen Zentimetern betragen kann. Der Faserdurchmesser durchschnittlicher Extremitätenmuskeln beträgt 40 bis 60 μm . Es lassen sich normalerweise enzymhistochemisch mittels der myofibrillären ATPase-Reaktion zwei Hauptgruppen unterscheiden (Typ I, II), deren Verteilung beim Gesunden mosaikförmig aussieht. Die Gruppe II lässt sich noch in Untergruppen einteilen. Tab. 1 zeigt einen Überblick über die Eigenschaften der verschiedenen Fasertypen. Für die Ausbildung eines speziellen Typs ist das zugehörige spinale Motoneuron entscheidend. Deshalb kann eine motorische Einheit (s. u.) nur Fasern eines einheitlichen Typs enthalten.

Es stellt sich die Frage, warum sich der Muskel überhaupt aus verschiedenen Fasern zusammensetzt. Da die Kraftentwicklung, mechanische Leistungserzeugung und Effizienz Funktionen von V/V_{max} sind (V entspricht der Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels), setzt der Muskel bei langsamen Kontraktionen die langsamen Fasern und bei schnellen schnelle Fasern ein. Die schnellen Fasern sind für maximale Bewegungen essentiell notwendig [5].

Allerdings ändert sich die Zusammensetzung beim Querschnittgelähmten im Lauf der Zeit zugunsten der schnellen, leicht ermüdbaren, glykolytischen Fasern. Dabei entstehen fundamentale Veränderungen der Fasern bereits vier bis sechs Wochen nach dem Unfall [6]. Dies und der allgemeine Abbau der Fasern hat insbesondere Auswirkungen bei der Anwendung der funktionellen Elektrostimulation, da es zumindest zu Beginn des Trainings zu starker Ermüdung kommt und erhebliche Einbußen bei Kraft und Leistung hingenommen werden müssen. Durch das Training mit funktioneller Elektrostimulation am stationären Fahrradergometer lassen sich in diesem Bereich Steigerungen erzielen [7].

Die Fasern selbst bestehen aus den Myofibrillen. Deren Bestandteile sind die Myofilamente, welche die bereits oben beschriebenen Banden bilden und der eigentliche kontraktile Apparat des Muskels sind.

	Typ I	Typ IIa	Typ IIb
Myoglobingehalt	hoch	hoch	gering
Glykogengehalt	niedrig	hoch	hoch
Kontraktionsgeschwindigkeit	langsam	intermediär bis schnell	schnell
Ermüdbarkeit	gering „slow unit“	intermediär „fatigue resistant“	hoch „fast fatigue“
Energieverbrauch	oxidativ	Oxidativ-glykolytisch	glykolytisch

Tab. 1: Eigenschaften quer gestreifter Muskelfasern nach [8]

1.2.4 Afferenzen im Nervensystem

Um Informationen über Länge, Dehnung oder Lage des Muskels zu erhalten sind Sensoren im Muskel, die Muskelspindeln, und der Sehne, die Golgi–Sehnenorgane, vorhanden. Über Ia–Fasern erreichen dynamische und statische, über die II–Afferenzen überwiegend statische Informationen aus den Muskelspindeln das Rückenmark. Über die γ –Motoneurone wird die Vorspannung des Sensorsystems reguliert. Dies wird durch eine α – γ –Kopplung auf Rückenmarksebene erreicht (Abb. 2).

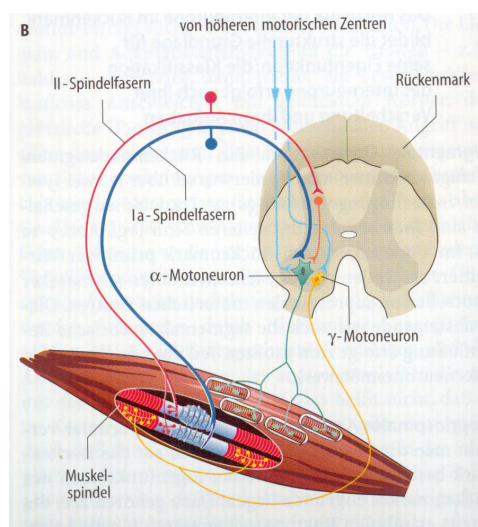


Abb. 2: Afferenzen und Efferenzen der Peripherie aus [9]

Die Golgi–Sehnenorgane liegen muskelnah in der Sehne. Auf ein derartiges Organ kommen etwa 5 – 25 Muskelfaserinsertionen. Es handelt sich hierbei um Ib–Fasern, deren dendritische Anfänge zwischen den Kollagenfasern liegen und auf Dehnung des Muskels reagieren. Ähnlich sind die Gelenkkapselorgane aufgebaut, welche ebenfalls über die Lage des Körpers im Raum informieren [10].

Die Golgi–Sehnenorgane sind als Lastrezeptoren besonders in den Extensoren als Aktivatoren von Reflexen und als Regulatoren von Stand und Gang von Bedeutung [11].

1.3 Physiologische Grundlagen

An diesen anatomischen Strukturen laufen bestimmte physiologische Vorgänge ab. Dazu gehören unter anderem die Erregung des Nerven, die Reizleitung und als Effekt die Muskelzuckung.

1.3.1 Das Aktionspotential

Normalerweise liegt eine Spannungsdifferenz an der die Zelle umgebenden Zellmembran zwischen Intra– und Extrazellulärraum vor. Diese ist auf die herrschende Zusammensetzung verschieden geladener Ionen zurückzuführen. In der Membran der Zelle sind Transporter vorhanden, welche für den Ionenaustausch zur Wiederherstellung oder Aufrechterhaltung des

in Ruhe an Muskel- oder Nervenzellen anliegenden Potentials von -80 bis -70mV zuständig sind. Nach gängiger Konvention ist das Zellinnere negativ geladen. Die wichtigsten Ionen für dieses Membranpotential sind Natrium und Kalium. Die Kaliumkonzentration ist intrazellulär etwa 30mal so groß wie extrazellulär, die Natriumkonzentration beträgt extrazellulär etwa das 10fache der intrazellulären. Im Ruhezustand ist ein ständiger auswärts gerichteter Strom positiv geladener Kaliumionen vorhanden. Dieser wird durch im Zellinneren vorhandene, hauptsächlich die negative Ladung ausmachende, impermeable große Anionen begrenzt [9].

Dass in Ruhe das Membranpotential nahe beim Gleichgewichtspotential des Kaliums, welches normalerweise -97mV beträgt, liegt, verdeutlicht die Wichtigkeit dieses Ions. Die Natriumkanäle sind in Ruhe geschlossen. Einzelne nach intrazellulär gelangte Natriumionen müssen aktiv unter Energieverbrauch entfernt werden. Wird bei einer Erregung die Membran durch eine synaptische Übertragung depolarisiert und erreicht eine für verschiedene Gewebe unterschiedliche Schwelle (meist etwa -60 bis -50mV), öffnen sich Natriumkanäle, das Potential nähert sich dem Gleichgewichtspotential des Natriums, es wird positiv und beträgt in etwa $+30\text{mV}$. Ist die Schwelle einmal erreicht, ist dieser Prozess unumkehrbar, man spricht vom „Alles-oder-Nichts-Gesetz“. Es schließt sich eine Refraktärphase an, während der die Zelle nicht mehr oder nur schwer erregbar ist. Die Zelle wird durch Schließen der

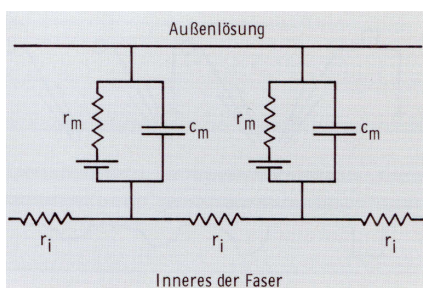


Abb. 3: Membranmodell aus [12]

Natriumkanäle und Öffnen von Kaliumkanälen repolarisiert, sie kehrt zum Ruhepotential zurück. Überschüssige Ionen werden aktiv durch Pumpen entfernt. Dehnt sich die Depolarisation auf einen nicht erregten Membranbezirk aus, wird die Erregung fortgeleitet. An der marklosen Faser muss dies an jeder Stelle der Membran nacheinander geschehen. Dies geht mit einer relativ langsamen Leitgeschwindigkeit ($1\text{--}4\text{m/s}$) einher.

Markhaltige Fasern werden nur an den bereits erwähnten Internodalspalten erregt, dazwischen ist die Membran gewissermaßen „isoliert“ da der Membranwiderstand erhöht und die Kapazität durch die Myelinschicht zwischen den Internodien erniedrigt ist. Abb. 3 zeigt die elektrischen Membraneigenschaften anhand einer Schaltskizze.

Man spricht von „saltatorischer“ Impulsleitung. Dadurch können Geschwindigkeiten von bis zu 120m/s erreicht werden.

1.3.2 Neuromuskuläre Übertragung und motorische Einheit

Die Übertragung des Aktionspotentials erfolgt an der motorischen Endplatte durch den

Transmitter Acetylcholin (ACh). In Anwesenheit von Calcium erfolgt bei Freisetzung von 50 – 200 Quanten ACh im Normalfall eine Depolarisation am postsynaptischen Rezeptor, das Endplattenpotential. Überschreitet dieses die Schwelle, wird an der Muskelfaser ein Aktionspotential ausgelöst und es kommt zur Zuckung. Dies gilt für alle Muskelfasern die von einem α - Motoneuron versorgt werden. Die Gesamtheit von Motoneuron, Axon und Dendrit des Motoneurons und der zugehörigen Muskelfasern bezeichnet man als motorische Einheit [13]. Diese motorische Einheit verteilt sich bei größeren Muskeln über einen annähernd kreisförmigen Bereich von etwa 5–10mm, es liegt hier ein Innervationsverhältnis von 1 zu 100 bis 2000 vor. Einige Hundert bis zu mehreren Tausend solcher motorischer Einheiten sind in normalen Extremitätenmuskeln zusammengefasst [8]. Um eine Erhöhung der Kraft zu erreichen bedient sich der Mensch zweier Mechanismen. Zum einen kann er noch inaktive motorische Einheiten zusätzlich rekrutieren. Dies erfolgt nach dem Hennemann'schen Größenprinzip, welches besagt, dass zunehmend größere Einheiten mit größeren Motoneuronen aktiviert werden und dadurch auch mehr Kraft entwickelt wird. Zum anderen steigt die Entladungsfrequenz von einem Minimum von etwa 5–7Hz auf ein Maximum von 35–50Hz an. Dadurch erzeugt die einzelne Muskelfaser mehr Kraft. Dabei kann die Kraft einer einzelnen Einheit 3–15fach erhöht werden. Es gibt eine unendliche Menge an Kombinationsmöglichkeiten der Rekrutierung von Fasern und der Entladungsfrequenz, welche der Mensch bei einer Willkürkontraktion einsetzt [13]. Allerdings scheint die Variierung der Muskelkraft, mit Ausnahme bei passiver Dehnung, mehr von der Entladungsfrequenz abzuhängen als von der Rekrutierung, da diese bei bestimmten Aufgaben relativ gut reproduzierbar ist, nämlich wie oben bereits erwähnt von kleinen hin zu großen Einheiten [13]. Das Zusammenspiel ist offensichtlich auch von der Größe des Muskels abhängig, da bei großen Muskeln die Rekrutierung über den gesamten Kraftbereich, die Modulation der Frequenz allerdings erst bei großen Kräften eine Rolle spielt. Dies kann an der Reserve des großen Muskels liegen, da bei kleinen Muskeln bereits bei 30–50% der Gesamtkraft alle Einheiten aktiviert sind und nun nur noch eine Frequenzänderung zusätzlichen Kraftgewinn bringt [8]. Die Erforschung der Feineinstellung der Muskelkraft könnte eine große Rolle bei der Einordnung und eventuell der Behandlung verschiedener Bewegungsstörungen spielen, da diese die Qualität einer Bewegung mit beeinflusst [13].

1.3.3 Elektromechanische Koppelung und Muskelkontraktion

Das Aktionspotential breitet sich mit etwa 6m/s über die Muskelfaser aus und führt zur

Freisetzung von Kalzium ins Zellinnere. Diesen Vorgang nennt man „elektromechanische Kopplung“. Kalzium aktiviert den kontraktile Apparat, die Sarkomere verkürzen sich unter Verbrauch von ATP. Daraus resultiert die Zuckung des gesamten Muskels. Entfernung des Kalziums aus dem Zellinneren in die Speicherzisternen beendet die Kontraktion, wenn keine Erregung mehr stattfindet [8].

1.4 Grundlagen der Elektromyographie

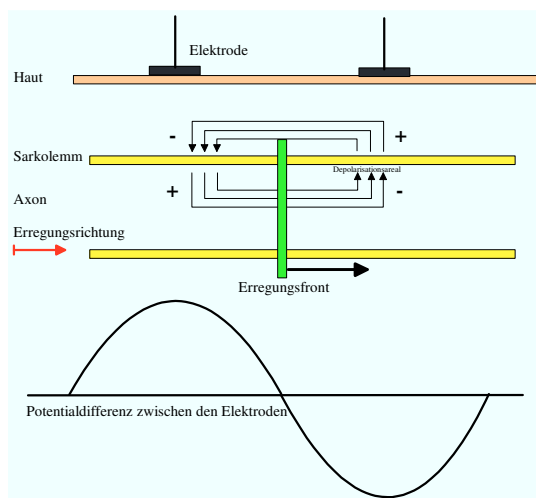


Abb. 4: Ableitsituation am Nerven nach [14]

Die Elektromyographie, kurz EMG, ist ein klinisches Standardverfahren zur Beurteilung der Muskelfunktion. Sie wird als diagnostische Methode sowohl zur Erstdiagnose als auch zur Verlaufsbeobachtung neuromuskulärer Erkrankungen eingesetzt und ermöglicht es dem Untersucher, im Falle der Feinnadelableitung, minimal-invasiv Aussagen zum neuropathologischen Korrelat zu treffen [8].

Bei der Elektromyographie wird, wie der Name bereits aussagt, elektrische Aktivität des

Muskels extrazellulär abgeleitet. Dies wird durch die gute Leitfähigkeit der umliegenden Strukturen und der Extrazellularflüssigkeit ermöglicht (Volumenleitung).

Dabei nutzt man die physikalische Eigenschaft des fortgeleiteten Aktionspotentials, als Dipol zwischen zwei Elektroden räumlich und zeitlich abgeleitet werden zu können (Abb. 4).

Wandert die Welle in Richtung einer Ableitelektrode, entsteht eine ansteigende, entfernt sie sich von dieser, misst man eine abfallende Potentialdifferenz zwischen beiden Ableitelektroden. Erreicht der Dipol einen gleichmäßigen Abstand zu beiden Elektroden, erhält man einen Nulldurchgang. So entsteht aus einem monopolen Signal ein bipolares. Auf Grund der Größe motorischer Einheiten werden immer mehrere an verschiedenen Orten generierte Aktionspotentiale registriert. Diese überlagern sich und formen ein Summenaktionspotential. Dabei spielen, abhängig von Entfernung und Position der Elektroden, Laufzeiten, Interferenzeffekte und Dämpfung eine Rolle [14].

Entgegen der klinischen Routine, bei der hauptsächlich Nadelelektroden zum Einsatz kommen, ging es in dieser Studie nicht darum, pathologische Veränderungen durch Einzelfaserableitungen festzustellen, sondern darum, funktionelle Zusammenhänge zwischen Geometrie und Ansteuerung der Muskeln herzustellen. Aus diesem Grund ist es ausreichend,

die Summe der elektrischen Aktivität mehrerer Motorischer Einheiten, der „Motor Unit Action Potentials (MUAPs)“, das Summenaktionspotential (SAP), von der Hautoberfläche abzuleiten. Es handelt sich hierbei wie beschrieben um ein bipolares Überlagerungssignal mit symmetrischer Verteilung positiver und negativer Signale, dem „Interferenzsignal“. Selbstverständlich spielen hier Einflussgrößen wie Dicke der Fettschicht, physiologischer „Crosstalk“, verursacht durch benachbarte Muskeln, Distanzänderungen durch Bewegungen des Muskels, externe Störspannungen wie das 50Hz–Netzbrummen und der Hautwiderstand zusätzlich zu den verwendeten Ableitelektroden und Verstärkern eine Rolle. Deshalb ist ein direkter quantitativer Vergleich schwierig. Außerdem ist hervorzuheben, dass das umliegende Gewebe einen Tiefpassfiltereffekt auf das Ursprungssignal hat und deshalb die an der Oberfläche registrierten Frequenzen nicht dasselbe Spektrum wie in der Tiefe aufweisen [14].

1.5 Die elektromyographische Bestimmung der Muskelkontribution

Um die Muskelkontribution zu quantifizieren, werden häufig Modellrechnungen verwendet, bei welchen an Gelenken auftretende Drehmomente errechnet und einzelnen Muskeln zugeschrieben werden [1, 7, 15]. Dagegen bietet die Ableitung der elektrischen Muskelaktivität mit Hilfe des Elektromyogramms (EMG) einen experimentellen Ansatz zur direkten Messung und steht nahezu in linearem Zusammenhang mit der Kraftentwicklung [16, 17].

Die elektromyographisch gemessene Muskelaktivität lässt sich unter zwei Gesichtspunkten betrachten. Zum einen kann durch einen zeitlichen Bezug die Funktion des gemessenen Muskels abgeleitet werden. Diese ist abhängig von der beabsichtigten Bewegung, das heißt ob die Kontraktion des Muskels eingesetzt wird, um die Extremität zu beschleunigen oder abzubremesen [18]. Man nennt dies konzentrische und exzentrische Kontraktion. Der gezielte Einsatz bestimmter Aktivierungsstrategien führt zu einem Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten im muskulären System durch im Rückenmark erzeugte Grundmuster. Anders als bei isometrischen Kraftübungen werden diese Muster bei dynamischen und vor allem zyklischen Bewegungen durch Reflexe und andere äußere Störgrößen überlagert [19].

Im Gegensatz zu diesem funktionellen Ansatz soll hier eine quantitative Betrachtung der gemessenen Aktivität durchgeführt werden. Diese ermöglicht Rückschlüsse auf die Kontribution einzelner Muskeln bei bestimmten Bewegungen bzw. deren Beanspruchung und Einordnung als wichtig oder unwichtig für einen Lokomotionstyp.

Die in vorliegender Arbeit durchgeführte Analyse der Muskelkontribution beruht auf zwei

Aspekten des gemessenen EMGs.

- 1. Absolute Amplitude des EMG** (über die Zeit integriertes EMG (iEMG))
- 2. Breite der Aktivphase** (das heißt prozentualer Anteil der aktiven Dauer des EMGs eines Muskels bezogen auf den Zyklus (nach Kurbelwinkel oder Gangphasen [20]))

Um eine sinnvolle Gegenüberstellung der EMGs der unterschiedlichen untersuchten Lokomotionsarten zu erhalten, müssen die zeitlichen Abläufe anhand kinematisch gleichwertiger Bewegungsphasen aneinander angepasst werden. Deshalb muss zusätzlich zum EMG eine Bewegungsanalyse erfolgen, aus der sich die entsprechenden Daten ableiten lassen.

1.6 Lokomotionstherapie in der Rehabilitation von Lähmungen

Bei der Rehabilitationstherapie gelähmter Patienten werden unterschiedliche Methoden angewandt, wobei in erster Linie das Erreichen oder eine Verbesserung des Gehens auf Grund einer Leistungssteigerung und besseren Koordination das Ziel ist. Die repetitive Durchführung einer Bewegung stellt deshalb ein wesentliches Merkmal der eingesetzten Strategien dar.

Zur Gewährleistung der Gleichförmigkeit und Wiederholbarkeit der Übung wird auf geführte Bewegungen zurückgegriffen. Da die Stabilität der Patienten durch eine Gleichgewichtsproblematik oft eingeschränkt ist, eignen sich auf Grund der sitzenden Position in besonderem Maße Fahrradergometer für das Training, obwohl dadurch nicht das Gehen direkt geübt wird. Eine Alternative dazu ist das durch Physiotherapeuten kontrollierte Laufbandtraining unter Gewichtsentlastung [21, 22].

Zur Erzeugung objektiver Trajektorien wie beim Fahrrad wird das Laufband seit einiger Zeit durch den Einsatz von Robotern ergänzt, welche die Aufgabe der Krankengymnasten übernehmen [23]. Sowohl das motorunterstützte Ergometer als einfachste Form eines Roboters als auch das Laufband werden vor allem bei Schlaganfall, multipler Sklerose und Querschnittslähmungen in Folge einer Rückenmarksverletzung erfolgreich eingesetzt [24-28]. Inwiefern das in Form geführter Lokomotionsarten (Ergometer, roboterunterstütztes Gehen) durchgeführte Training auch das Gehen positiv beeinflusst, ist eine bislang ungeklärte wissenschaftliche Fragestellung.

Bei unterschiedlichen Krankheitsbildern wie Schlaganfall oder multipler Sklerose sind die Beine meist unterschiedlich stark betroffen, es liegt eine asymmetrische Lähmung oder der Ausfall einzelner Muskelgruppen vor. Im Fall der multiplen Sklerose lässt sich häufig ein Defizit der Knieflexoren beobachten. Ein gezieltes Training der gelähmten Muskelgruppen wäre für die betroffenen Patienten von großem Vorteil.

Aus diesem Grund scheint eine Analyse der gängigen in der Rehabilitation eingesetzten Lokomotionsarten unter dem Aspekt des Vergleichs der Kontribution einzelner Muskeln notwendig zu sein.

2 Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage der Abhängigkeit der Muskelkontribution von der eingesetzten Lokomotionsart.

Bei den im Folgenden beschriebenen Versuchen werden drei unterschiedliche geführte Bewegungen (Radfahren am Liegerad, am Ergometer sitzend und stehend) dem Gehen vergleichend gegenüber gestellt. Es sollen anhand einer auf der gemessenen elektrischen Muskelaktivität gesunder Probanden basierenden Analyse die Unterschiede und Ähnlichkeiten der geführten Bewegungen und des Gehens herausgearbeitet werden. Die Muskelaktivität wird dabei unter dem Aspekt der Amplitude und der zeitlichen Dauer beim jeweiligen Lokomotionstyp untersucht.

Es ist davon auszugehen, dass die geführte Bewegung, die dem Gehen am ähnlichsten ist, den größten rehabilitativen Effekt aufweist.

3 Methoden

3.1 Experimenteller Aufbau

Der experimentelle Aufbau setzt sich aus den mechanischen Elementen, die zur Durchführung der Versuche notwendig sind und den Messgeräten zur Datenaquirierung zusammen.

3.1.1 Mechanische Elemente

Als mechanische Bauteile sind unter anderem die verschiedenen Ergometerformen, das Laufband und deren Integration in die Messgeräte näher zu beschreiben.

3.1.1.1 Liegerad



Abb. 5: Liegerad der Firma OVG mit Messvorrichtung

Das Liegerad „Reha-Funtrike“ der Firma OVG GmbH (OVG GmbH, München, Deutschland) ist ein Dreirad, an dem der Proband in aufrechter Position sitzt und die Beine waagrecht nach vorne gerichtet sind. Die Kurbellänge beträgt 15 cm, der Abstand des Sitzes ist durch einen Schiebeschlitten auf die jeweilige Größe des Versuchsteilnehmers einstellbar. Es wird hier ein Zahnradübersetzungsverhältnis von 42 auf 24 verwendet, wobei die Kette nach vorne auf eine Drehmomentmesswelle läuft. Dies wird nachträglich bei der Berechnung des Drehmoments berücksichtigt (Abb. 5).

3.1.1.2 Steilrad

Das Steilrad ist ein Standardergometer aus dem Fachhandel, welches für die Versuche umgebaut wurde. Es wurden die Bremse und sämtliche Verkleidungsteile entfernt. Über ein Zahnrad und eine nach vorne laufende Kette ist auch hier die Ankopplung an die Messwelle bzw. die Motor- und Bremseinheit gewährleistet. Das Übersetzungsverhältnis beträgt 46 zu 24, die



Abb. 6: Standardergometer mit Messvorrichtung

Kurbellänge 17 cm. Der Proband sitzt entweder an diesem Fahrrad in aufrechter Position wie auf einem alten Damenfahrrad oder steht in den Pedalen wie beim Bergauffahren in einer Art Wiegetritt, wobei der Sattel entfernt werden kann, um eine freie Bewegung zu ermöglichen (Abb. 6). Die seitliche Stabilität des Probanden wird durch ein extra angefertigtes Geländer aus Edelstahl, an welches das Ergometer mit Schrauben befestigt ist, sichergestellt.

3.1.1.3 Laufband

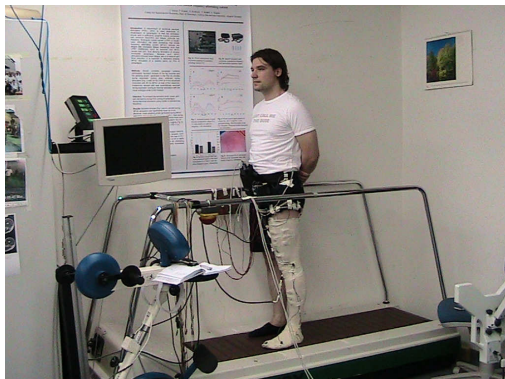


Abb. 7: Messaufbau am Laufband

Die Gehversuche werden an einem Laufband der Firma Woodway (Woodway GmbH, Weil am Rhein, Deutschland) durchgeführt. Es handelt sich hierbei um ein „Hytork S1 Spezial“ Baujahr 1987. Die Geschwindigkeit dieses Lamellenlaufbandes ist wahlweise nach m/s, km/h oder mph einzustellen, die Lamellenbreite beträgt 43 cm, die Länge der gehbaren Strecke 1,60 m (Abb. 7).

3.1.1.4 Mechanischer Antrieb

Die ersten Fahrradversuche werden an einer einfacheren Konstruktion durchgeführt, wobei ein Zahnrad auf eine Welle montiert ist, welches über die Fahrradkette angetrieben wird. Auf diese Welle sind zusätzlich eine Drehmomentmesswelle (s. u.) und eine Wirbelstrombremse eines Fahrradergometers montiert, welche sich in sieben Stufen, von null bis sechs, einstellen lässt. Der Rahmen dieser Konstruktion ist aus Streben der Firma Bosch (Bosch Rexroth AG, Garching bei München, Deutschland) mit Winkelverbindern zusammengesetzt. Das Vorderrad des Hüber–Dreirades ist durch zwei Schrauben ersetzt auf welchen die Fahrradgabel aufliegt und mit Muttern befestigt ist. Das Steilrad wird auf ähnliche Weise an dieses System angekoppelt. Die Verbindung erfolgt durch Streben, welche an den Edelstahlrahmen geschraubt sind und mit Winkelverbindern an eine Querstange befestigt werden. Eine ausreichende Spannung der unterschiedlich langen Ketten wird in beiden Fällen über Umlenkrollen hergestellt. Später werden die Versuche an einer verbesserten Konstruktion durchgeführt, bei der die Wirbelstrombremse durch einen Motor der Firma ESR (ESR Pollmeier GmbH, Ober – Ramstadt, Deutschland) ersetzt ist, dessen Drehmoment auf die vorher ermittelten Werte der Bremse durch eine speziell entwickelte Platine und Software eingestellt werden kann. Auch diese neue Version der im nachfolgenden „Motorblock“

genannten Konstruktion ist an beide Ergometer koppelbar.

3.1.2 Messgeräte

Um die biomechanischen und kinematischen sowie neurophysiologischen Parameter zu erheben sind folgende Messgeräte eingesetzt worden.

3.1.2.1 EMG

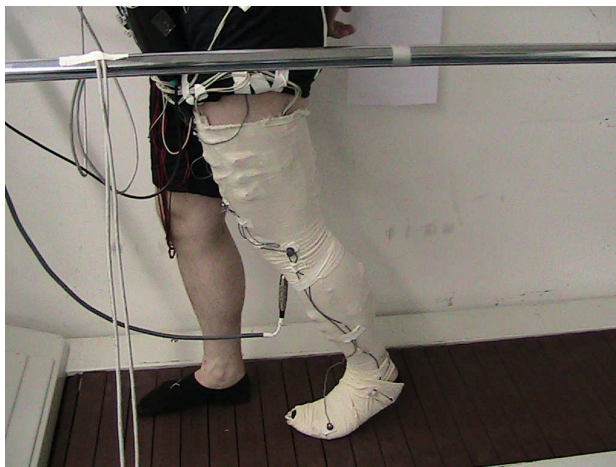


Abb. 8: Vollständige Ausrüstung bei einer Aufnahme

Die Oberflächenableitung der Muskelaktivität erfolgt mit Ag/Ag-Cl EKG-Elektroden (Skintact, Leonhard Lang GmbH, Innsbruck, Österreich) deren Klebefläche so zugeschnitten wird, dass ein Elektrodenabstand von 1cm erreicht werden kann (Abb. 8). Die 3 Elektroden pro Muskel werden folgendermaßen angeordnet: Messelektrode–Masse–Messelektrode, als Farbencode: rot-schwarz–rot. Eine Referenzelektrode ist

laut Empfehlung von SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, Projektbüro: Roessingh Research and Development, Enschede, Niederlande) auf einem elektrisch neutralen Punkt anzubringen, hier ist die Kniescheibe am praktischsten. Die Positionen der Elektroden über den einzelnen Muskeln sind ebenfalls durch SENIAM vorgegeben. Die restlichen Referenzelektroden werden auf einer Kupferplatte auf Masse gebracht, um einen störungsfreien Betrieb zu gewährleisten. Um Artefakte zu minimieren, wird die Haut entsprechend der SENIAM Vorgaben enthaart, gereinigt und entfettet. Den Bewegungsartefakten wird mit Hilfe von gewöhnlichen Pflastern zur Fixierung der Kabel und durch einen Strumpf begegnet, welcher über Unter- und Oberschenkel gestülpt wird.

Zur Verstärkung und Speicherung der Muskelaktivität werden konventionelle Differentialverstärker als Vorverstärker verwendet, wobei zwei tragbare Boxen je 4 Kanäle an einen Trennverstärker angeschlossen sind. Diese Daten werden zur weiteren Verarbeitung auf einem Personalcomputer gespeichert. Das Signal jedes einzelnen Kanals ist auf das 1000fache des Ausgangssignals angehoben und wird mit 1000 Hz abgetastet. Die ersten Messungen an Liege- und Steilrad wurden an einem älteren PC mit Hilfe eines MS-DOS basierten

Programms (MS-DOS, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) durchgeführt, spätere Messungen an einem neuen Windows XP basierten System (Microsoft Windows XP, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA). Aus diesem Grund musste bei der Auswertung zwischen „altem“ und „neuem“ System unterschieden werden. Dies war aber lediglich bei der Datenverarbeitung (s. 3.4) relevant.

3.1.2.2 Kraftmesssystem

Um Aussagen über Leistung und Glätte der Bewegung treffen zu können, ist es notwendig das erzeugte Drehmoment zu messen. Dazu stehen zwei Methoden zur Auswahl.

3.1.2.2.1 Kraftsensor

Die ersten Messungen am Steilrad werden unter anderem unter Zuhilfenahme von Sensoren zur Kraftmessung an beiden Pedalen durchgeführt. Das eingesetzte System der Firma o-tec (o-tec GmbH, Kraft- und Leistungsmesssysteme, Bensheim, Deutschland) liefert Messdaten zu tangentialen und Normalkräften, die an den Pedalachsen auftreten. Diese ermöglichen zusammen über die Kurbellänge die Berechnung des Drehmoments für jedes Bein.

Die gewonnenen Messwerte können mit dem gemessenen Drehmoment an der Welle verglichen und so die erhobenen Daten auf ihre Gültigkeit überprüft werden.

Auf Grund der Tatsache, dass die erhobenen Messwerte der unten beschriebenen Drehmomentmesswelle eine bessere Auflösung aufweisen, wurden die Kraftsensoren bei weiteren Versuchen nicht eingesetzt.

3.1.2.2.2 Drehmomentmesswelle

Die bereits oben erwähnte Messwelle der Firma Hottinger-Baldwin (Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland) wird zur Messung des Summendrehmoments, das auf die Welle erzeugt wird, verwendet. Die Auflösung ist mit 0,45 Nm sehr gut, sodass hauptsächlich auf dieses Instrument zurückgegriffen wird. Die Daten werden über einen Messverstärker analog auf einen Personalcomputer eingelesen und dort mittels einer speziellen Software verarbeitet. Auf diese Weise kann das Drehmoment der Wirbelstrombremse gemessen und der Motor auf den ermittelten Wert eingestellt werden, um vergleichbare Daten zu produzieren. Es ist damit möglich, die generierte Leistung zu messen.

3.1.2.3 Bewegungsanalyse

Um präzise eine Zuordnung der gemessenen Muskelaktivität zu verschiedenen Phasen der Bewegung zu treffen und anschließend einen Vergleich anstellen zu können, sind beim Radfahren und beim Gehen auf dem Laufband teilweise verschiedene Methoden notwendig.

3.1.2.3.1 Winkelgeber



Abb. 9: Winkelgeber

Um die Position der Kurbel einzulesen und damit die EMG- und Drehmomentdaten abzugleichen, wird anfangs ein inkrementaler Impulsgeber Megatron (MOL40 6 256 5 BZ N) (Megatron Elektronik AG & Co. Industrietechnik, München, Deutschland) mit einer Auflösung von 256 Strichen verwendet, der später durch einen Geber der Firma Baumer Thalheim (Baumer Thalheim GmbH & Co. KG, Eschwege,

Deutschland) mit einer Auflösung von 1024 Strichen ersetzt wird (Abb. 9). Als Nullpunkt ist die Position definiert, bei der die linke Kurbel horizontal nach hinten steht. Dies ist die sowohl beim Liegerad als auch beim Steilrad verwendete Konvention.

3.1.2.3.2 Ultraschallanalyse der Bewegung im Raum

Für die Aufzeichnung kinematischer Parameter und die anschließende Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten ist ein System vonnöten, das gleichermaßen die Bewegung vom Fahrradergometer und Gehen erfasst. Denn hier sollen, wie eingangs erwähnt, Gemeinsamkeiten und Unterschiede der verschiedenen Geometrien anhand der Muskelaktivitäten unter kinematischen Gesichtspunkten verglichen werden. Hierfür bieten sich verschiedene Möglichkeiten an. Es gibt die Möglichkeit, Videoaufnahmen von mit Markern versehenen Personen in den verschiedenen Modalitäten anzufertigen und anschließend die gewonnenen Sequenzen Bild für Bild auszuwerten. Dies ist eine für eventuell in Zukunft größere Probandenkollektive kaum durchführbare Methode, da sie mit einem enormen Arbeitsaufwand verbunden und schlecht zu automatisieren ist. Eine Weiterentwicklung auf diesem Gebiet ist die Verwendung von Infrarotkameras und entsprechenden Markierungspunkten. Eine weitere Methode, welche hier zum Einsatz kommt, ist die Verwendung von Ultraschallmarkern und entsprechenden Detektoren. Hier handelt es

sich um das CMS70P der Firma Zebris (Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland), ein Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse. Es werden fünf Ultraschallmarker auf den bereits oben erwähnten Schlauchverband geklebt: einer am Köpfchen des Os metatarsale V, einer an der Ferse, einer am Knie, einer am Trochanter major femoris sowie einer in der mittleren Axillarlinie auf der 6. Rippe. Durch diese Marker, die am Anfang auf den Abstand des Empfängersystems kalibriert werden, lässt sich die Position in mm auf einer 3-D-Achse ableiten (Abb. 10).



Abb. 10: Registrierte Bewegungsachsen

Die verwendeten Ultraschallmarker sind Piezo-Schallgeber (Abb. 11) mit einer Schallfrequenz von ca. 40kHz und mittels Kabel an einen Sammeladapter angeschlossen, den der Proband am Gürtel trägt. Dieser

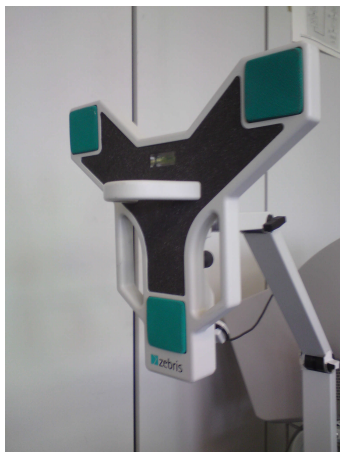


Abb. 12: Messaufnehmer der Firma Zebris

Adapter ist mit dem Computer verbunden.

Der Messaufnehmer besteht

aus einer Halterung in die drei Mikrofone integriert sind (Abb. 12) und wird in 90° Position und waagerechter Stellung in 1,5m Abstand vom Probanden mit Blickrichtung auf die Marker aufgestellt. Ein Verdecken der Marker durch Kabel oder Ähnliches muss vermieden werden, um eine störungsfreie Aufnahme zu erhalten.

Wie auf der Abbildung zu erkennen, steht die X-Achse senkrecht zur Sagittalebene und zeigt auf den Empfänger, die Y-Achse steht senkrecht zur Frontalebene und zeigt entgegen der Laufrichtung, die Z-Achse steht senkrecht zur Transversalebene und zeigt in Richtung oben. Die Daten werden mit einer Frequenz von 20 Hz abgetastet, gespeichert und anschließend mit Hilfe einer speziellen Software ausgewertet.

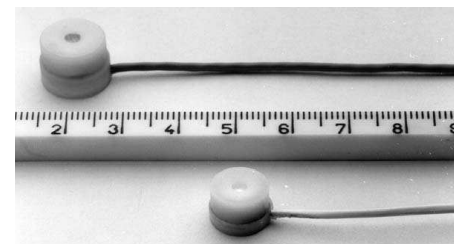


Abb. 11: Ultraschallsender der Firma Zebris aus [29]

3.1.2.3.3 Fußschalter



Abb. 13: Einlegesohle mit 3 FSR

Um die Gangphasen unterscheiden zu können, werden Fußschalter eingesetzt. Dies sind FSR (Force Sensing Resistor, I.E.E., ZAE Weiergewan, Contern, Luxemburg), deren hoher Widerstand ($>1\text{M}\Omega$) bei Belastung zusammenbricht (ca. $100\text{k}\Omega$). Es werden 3 dieser Sensoren auf eine herkömmliche Einlegesohle aufgebracht (Abb. 13).

Das Signal der beiden vorderen wird zusammengefasst als vorderer Sensor und genauso wie der hintere an einen Verstärker angeschlossen. Das Ausgangssignal des IC von 5 V wird auf die geräteseitig am Eingang des Aufnahmegepärs maximal möglichen

2,4 V begrenzt und zusammen mit EMG und Winkeldaten aufgezeichnet, um nachträglich die Daten korrelieren zu können. Auf Grund der schlechten Auflösung des digitalen Eingangs am Zebris-System wird der analoge Eingang verwendet. Die Abtastfrequenz beträgt hier wie beim EMG 1000 Hz. Das erhaltene Signal der Ferse wird zur Bestimmung des Beginns der Standphase und der gesamten Zykluslänge, das Signal des vorderen Sensors zur Bestimmung der Länge von Stand und Schwungphase anteilig an der gesamten Zykluslänge verwendet. Eine Schwierigkeit bei der Verwendung dieser Sensoren ist deren geringe mechanische Strapazierfähigkeit. Das Knicken der Lötflächen, wie es zum Beispiel beim Abrollen des Fußes auftritt, muss unbedingt minimiert werden, da ansonsten der FSR irreparabel geschädigt wird und die Messung abgebrochen werden muss. Um dies zu vermeiden werden die Sensoren und deren Lötstellen in die Schuhsohle versenkt und dort gut fixiert. Ein speziell angefertigtes Kabel stellt die Verbindung zwischen Sensor und Verstärker her, welches, um eine Zugentlastung zu gewährleisten, am Unterschenkel des Probanden fixiert wird. In Kombination mit dem 3-D-Bewegungsanalysesystem ist durch das System ein Vergleich mit den am Fahrrad gewonnenen Daten möglich.

3.1.2.4 Datenerfassung

Das EMG und die Fußschalter werden mit Hilfe einer AD-Wandler-Karte (NI PCI-6229, National Instruments Corporate, Austin, USA) digitalisiert, auf einem PC eingelesen und gespeichert. Die Markerdaten und die Fußschalter als Synchronisationsmöglichkeit werden mittels des Programms WinData 2.19.44 von Zebris (Zebris Medical GmbH, Isny,

Deutschland) aufgezeichnet. Bei den Fahrradaufnahmen wird der Kurbelwinkel analog als Spannung von 0 bis 2,4 V ausgegeben und anstelle der Fußschalter gespeichert.

3.2 Probanden

Es nahmen neun männliche und drei weibliche untrainierte Probanden im Alter von 21 bis 55 Jahren, einer Größe von 1,65m bis 1,85m und einem Gewicht von 60kg bis 90kg teil.

3.3 Versuchsprotokoll

Es werden auf dem Liegerad sieben unterschiedliche Widerstandsstufen (0,5, 3, 5, 6, 7, 8, 9Nm) und drei verschiedene Geschwindigkeiten (30, 50, 70U/m) jeweils 90s gefahren. Die Probanden können ihre Geschwindigkeit auf einem Display kontrollieren und werden angehalten, die

Proband	Liegerad	Steilrad	Wiegetritt	Gehen
1.	X	X	X	X
2.		X	X	X
3.	X	X	X	X
4.	X	X	X	X
5.		X	X	
6.	X			
7.	X	X	X	X
8.	X	X	X	X
9.	X			
10.	X	X	X	X
11.	X	X	X	
12.		X	X	X

Tab. 2: Zusammensetzung der Versuchsteilnehmer

Geschwindigkeit konstant zu halten. Am Liegerad nahmen 9 Probanden, am Versuch mit dem Steilrad 10 Personen teil. Es werden dieselben Widerstands- und Geschwindigkeitsstufen ausgewählt. Anschließend werden die Probanden gebeten, ohne Sattel in einer Art „Wiegetritt“ wie beim Bergauftreten stehend zu fahren. Hier ist auf Grund der größeren kardiopulmonalen Belastung keine Geschwindigkeit von 70U/m möglich. Auch ist die Versuchszeit mit ca. 60s etwas kürzer. Am Laufbandversuch nahmen 8 Personen teil. Die Probanden werden aufgefordert, eine geeignete Schrittlänge zu wählen, um möglichst zwischen zwei in einem Abstand von 80cm angebrachten Markierungen zu bleiben. Es werden Geschwindigkeiten von 0,2, 0,4, 0,6, 0,8, 1, 1,2, und 1,4m/s am Laufband eingestellt. Eine Widerstandserhöhung ist hier nicht möglich.

3.4 Datenverarbeitung

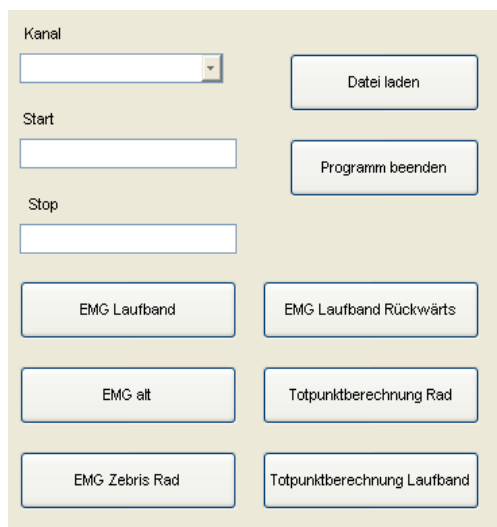


Abb. 14: Bedienoberfläche des Auswertprogramms

Die auf dem Zebris aufgezeichneten Daten werden in ASCII-Text exportiert, alle anderen angefallenen Daten haben bereits das ASCII-Format. Sämtliche angefallenen Daten werden mit der Software MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, USA) weiterverarbeitet. Dazu werden diverse Programme speziell für diesen Zweck entwickelt.

Diese Programme sind über eine Menüsteuerung aufrufbar, bei der je nach Belegung die Fußschalter und eine spezielle Zeitspanne voreinstellbar sind.

Von dieser Benutzeroberfläche aus können verschiedene Unterprogramme gestartet werden

(Abb. 14). Auf die für diese Arbeit wichtigen Programme und deren Funktion wird in den einzelnen Kapiteln näher eingegangen.

Am Ende des jeweiligen Programms werden die Daten in Hilfsdateien geschrieben, wobei der Name des Rohfiles automatisch um entsprechende Endungen ergänzt wird. Aus diesen Hilfsdateien, entsteht am Ende eine Datenbank für EMG-Daten und eine für die aufgezeichneten Bewegungsdaten. Spezielle Programme können aus diesen Datenbanken die nach dem weiter unten beschriebenen Schema abgelegten Messdaten auslesen und weiterverarbeiten.

3.4.1 Mögliche Referenzsysteme

Um einen Vergleich zwischen den verschiedenen Modalitäten anzustellen und Gemeinsamkeiten und Unterschiede aufzuzeigen, ist ein dem Radfahren und Gehen gemeinsames Referenzsystem festzulegen. Während die Position des Beines bei der geführten Bewegung des Radfahrens über den jeweiligen Kurbelwinkel jederzeit definiert ist, weist das Gehen eine derartige genaue mechanische Referenz nicht auf. Hier kann man anhand von Fußschaltern zwischen Stand- und Schwungphase differenzieren. Diese Phasen lassen sich so nicht mit dem Radfahren vergleichen. Deshalb müssen die Bewegungsabläufe der unteren Extremität mit Hilfe eines Meßsystems aufgezeichnet und anschließend Bezugspunkte bestimmt werden. Beim Radfahren ist es üblich, den Zeitverlauf der Kurbel und des

Kniewinkels zu beobachten beziehungsweise den Zyklus nach oberem (TDC) und unterem Totpunkt (BDC) einzuteilen. Diese Totpunkte müssten die Punkte sein, in denen das Pedal mit der Kurbel in einer gedachten Ebene von Kurbelachse und Hüften liegt und der Abstand in dieser Ebene von der Hüfte minimal (TDC) oder maximal ist (BDC).

3.4.1.1 Zehr-Modell: Gegenüberstellung dreier Bewegungsmodalitäten

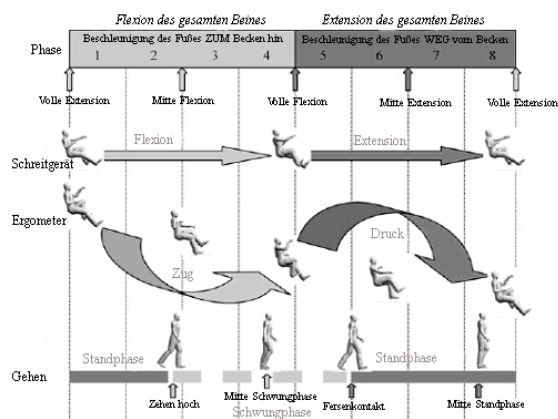
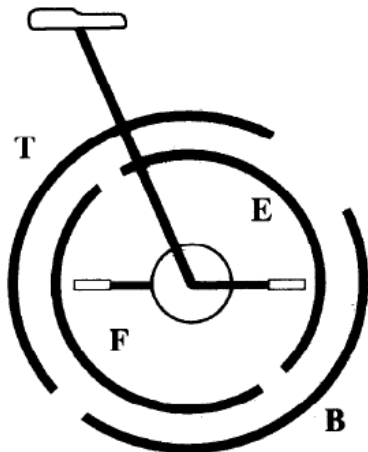


Abb. 15: Gegenüberstellung nach Zehr et al. [30]

Ein Meilenstein für die maximale Extension wird hier nicht definiert. Es lassen sich lediglich die Punkte des Fersenkontakts mit dem Boden und das Abheben der Zehen vom Boden und damit Beginn bzw. Ende von Stand- und Schwungphase bestimmen. Der jeweilige Mittelpunkt wird als „mid stance“ (Mittelpunkt der Standphase) bzw. „mid swing“ (Mittelpunkt der Schwungphase) einfach als mathematischer Mittelwert angezeigt. Die Skizze bezieht sich auf das rechte Bein. Beim Radfahren wird die Extensionsphase als Druckphase und die Flexionsphase als Zugphase definiert. Der Versuchsaufbau ermöglicht es den Probanden, durch die volle Fixierung in einer Orthese auch die Flexions-, also die Zugphase, zur aktiven Kraftentfaltung zu nutzen. Dies ist ein vor allem im Hinblick auf gelähmte Patienten gewollter Umstand, da so die komplette Restkraft ausgenutzt werden kann. Rennradfahrer nutzen diese Möglichkeit bekanntlich ebenfalls in Form von Pedalkäfigen.

Der Grundgedanke hinter dieser Gegenüberstellung ist es, eine watende Bewegung, Radfahren und Gehen anhand der gesamten Beinbewegung zu charakterisieren. Diese entspricht dem absoluten zweidimensionalen Abstand der Ferse von der Hüfte.

3.4.1.2 Neptune–Modell: der Fersen–Hüftabstand beim Radfahren



T=Topphase

B=Bottomphase

E=Extensionsphase

F=Flexionsphase

Abb. 16: Phaseneinteilung nach Neptune [20]

Anders als beim Zehr– Modell teilen Neptune et al. [20] den Zyklus beim Radfahren in vier Phasen. Auch hier wird zwischen einer Extensions– und einer Flexionsphase unterschieden. Zusätzlich sind hier eine Top– und eine Bottomphase um den oberen und den unteren Totpunkt herum vorgesehen. In der Abb. 16 steht der rechte Kurbelarm 90° verschoben zu diesem Nullpunkt. Die Bereiche der Phasen werden mit 337° bis 134° für die Extension, mit 149° bis 324° für die Flexion, 241° bis 35° für Top und 72° bis 228° Kurbelwinkel für die Bottomphase angegeben [20].

3.4.1.3 Gegenüberstellung anhand der Gelenkwinkelverläufe

Eine weitere Möglichkeit der Gegenüberstellung besteht darin, das EMG bzw. die Kinematik auf einzelne Gelenkwinkelverläufe zu normieren. Dabei bieten sich an der unteren Extremität das Knie– und das Hüftgelenk an.

Die Beobachtung des Kniewinkels ist eine Standardmethode, die als einfache Zuordnungsmethode als Alternative zur Registrierung des Kurbelwinkels eingesetzt wird. Dabei kommen Goniometer zum Einsatz. Das EMG kann dann sehr einfach auf den sinusförmigen Kurvenverlauf bezogen werden. Dies geschieht vor allem vor dem Hintergrund, eine relativ einfache, praktische und jederzeit wiederholbare Referenz zu finden. Als Gelenk mit relativ großer Exkursion in einem starren System eignet sich das Kniegelenk hervorragend dazu. Ein Beispiel dafür liefern Suzuki et al. [31]. Außerdem koinzidiert die maximale Knieflexion mit dem Beginn der Aktivierung des M. rectus femoris. Zum Zeitpunkt der maximalen Knieextension ist der M. rectus femoris dann maximal aktiviert. Die Muskelaktivierung des M. biceps femoris ist dazu zeitlich genau entgegengesetzt [31]. Das Kniegelenk ist also für einen kinematisch orientierten Vergleich der Muskelaktivitäten beim Radfahren sehr gut geeignet, da das abgeleitete EMG der großen wichtigen Muskelgruppen

mit biomechanischen Landmarken zusammenfällt.

Das andere große Gelenk, das Hüftgelenk, findet dagegen beim Radfahren nicht in diesem Umfang Verwendung als Referenzsystem, obwohl auch hier die Bewegung durch das starre System ziemlich definiert vorgegeben ist. Dagegen scheint dieses Gelenk eine sehr große Rolle beim Gehen zu spielen und wird auch als Referenzprinzip verwendet [32-34].

Die maximale Hüftextension spielt bei der Initiierung der Schwungphase eine Rolle, die maximale Hüftflexion fällt zeitlich in etwa auf den Fersenkontakt mit dem Boden (Beginn der Standphase) [35]. Dies unterscheidet sich vom oben angeführten Flexions/Extensionsmodell, das unter anderen Zehr et al. benutzen, welche ja von einer Flexion/Extension des gesamten Beines und nicht eines einzelnen Gelenkes ausgehen.

Kommen ausschließlich Infrarotmarker zur kinematischen Analyse zum Einsatz, muss aus der Geschwindigkeitskurve der fünf metatarsalen Marker die Standphase rekonstruiert werden [36]. Eine etwas einfachere Methode stellt die bereits oben beschriebene Anwendung von Fußschaltern in Kombination mit einer Ultraschallbewegungsanalyse dar.

Es ist einfacher, das Gehen nach Fußschaltern in Stand- und Schwungphase zu unterteilen, welche gerne mit Druck- und Zugphase des Radfahrens gleichgesetzt werden. Allerdings gilt dann theoretisch nicht die Halbierung des Zyklus wie beim Radfahren, denn die Standphase ist mit etwa 60 % des Zyklus länger als die Schwungphase [35, 37, 38].

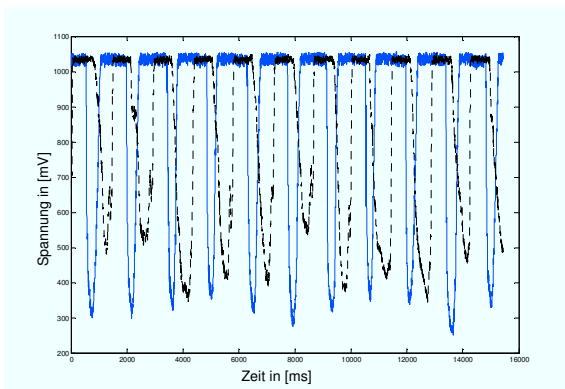
Aus diesem Grund scheint es besser, das Fahrrad und das Gehen anhand von Maxima der Knie- oder Hüftwinkelverläufe gegenüberzustellen. Dies soll als Auswertung der erhobenen kinematischen Daten in Abschnitt 4.1 dem minimalen, absoluten, zweidimensionalen Abstand als dem zweiten möglichen Referenzsystem gegenübergestellt werden.

Für das als Absolutwert bestimmte iEMG (integriertes und gemittelttes EMG über den Zyklus) spielt diese Einteilung in Phasen selbstverständlich keine Rolle. Die Zuordnung zu einzelnen Bewegungsphasen ist dabei unerheblich. Anders verhält es sich bei der Untersuchung des Beitrags des jeweiligen Muskels zu einzelnen Zyklusphasen, bei der die Muskelaktivität über einer bestimmten Schwelle liegt.

3.4.2 Modell (Simulink)

Um im Vorfeld einen Überblick über Hüft-, Kniewinkel und Abstandsverläufe und den Zusammenhang dieser Parameter zu bekommen wird mit Hilfe des Programms SIMULINK (The MathWorks, Inc., Natick, USA) ein Fahrradmodell erstellt, welches diese Kurven simuliert.

3.4.3 Einteilung des Gangs in Phasen



— : Vorne - - - - - : Hinten

Abb. 17: Rohdaten der Fußschalter

Zur Rekonstruktion der Gangphasen werden bei den Versuchen Sensoren eingesetzt, die an Ferse und Zehenballen einer Einlegesohle befestigt sind.

Den das Gehen betreffenden Programmen sowohl für die Berechnung der Bewegungsdaten als auch die Weiterverarbeitung des Roh-EMGs liegen diese Signale zu Grunde.

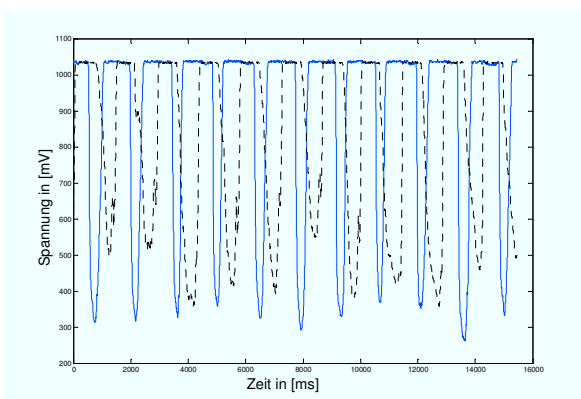


Abb. 18: Fußschalter gefiltert

also der Zehenballen zunehmend belastet wird, wird der Widerstand des vorderen Sensors zunehmend zurückgehen. In dem Moment, in dem die Zehen den Boden verlassen, endet die Standphase, das Bein geht in die Schwungphase über und der Widerstand nimmt wieder schlagartig zu. Das Spannungssignal wird also auf den Ausgangswert zurückspringen. Die Zeit zwischen Zurückspringen und erneutem Einbruch der Spannung des Fersensensors entspricht der Schwungphase (Abb. 17).

Allerdings prellt das Signal, sodass eine Filterung angewendet und die Maxima und Minima der Spannung manuell bestimmt werden müssen (Abb. 18).

Diese werden durch ein Auswahlwerkzeug festgelegt. Es entstehen Rechtecke (Abb. 19) die

Grundlegend kann bei der Verarbeitung der Messdaten zwischen zwei verschiedenen Modalitäten unterschieden werden, nämlich dem Gehen auf dem Laufband und allen Pedaltrittbewegungen, die mit Hilfe einer Kurbel an einer starren Achse erzeugt wurden. Es ist wichtig, Bezugspunkte zu bestimmen, um das EMG genauso wie Bewegungsdaten zeitlich und phasenabhängig zuordnen zu können. Das Gehen unterteilt sich grob in Stand- und Schwungphase.

Die erwähnten Sensoren sind Dehnungsmessstreifen, also Widerstände. Es liegt in unbelastetem Zustand eine Spannung an (im vorliegenden Fall maximal 2,4V), die in dem Moment, in dem Belastung auftritt, zusammenbricht. Diese Eigenschaft ermöglicht es, relativ genau den Moment zu bestimmen, in dem die Ferse den Boden berührt. Dies ist der Beginn der Standphase. Wenn der Fuß abrollt,

nach einfacher Differenzierung zu positiven und negativen Spitzen führen (Abb. 20).

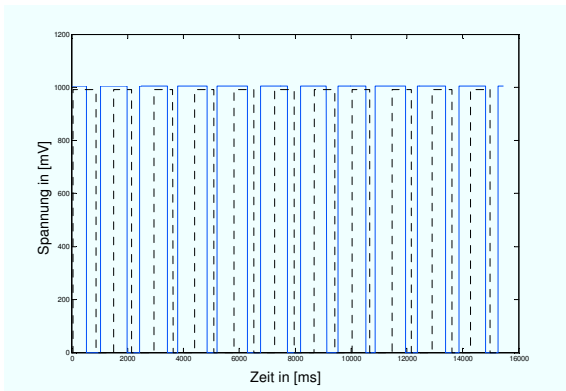


Abb. 19: Fußschalter normiert

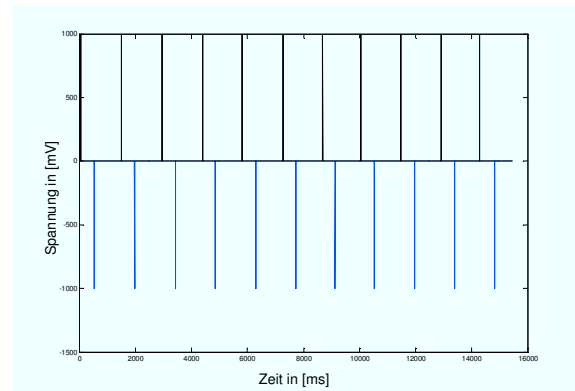


Abb. 20: Fußschalter differenziert

So kann ein klar definierter Zeitpunkt bestimmt werden, an dem der hintere Sensor aktiviert wird bzw. der vordere Sensor wieder in seinen Ruhezustand zurückkehrt. Die einzelnen

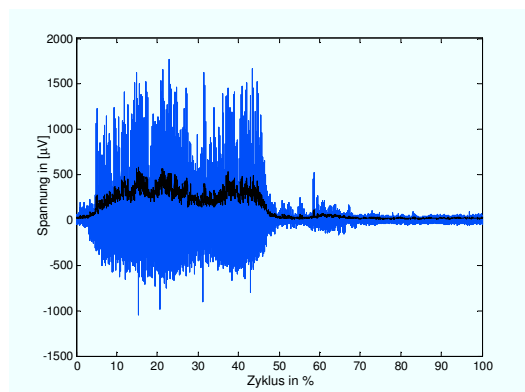


Abb. 21: EMG, roh, gleichgerichtet und gemittelt (auf Zyklus bezogen)

Zeitspannen zwischen den Fersenkontakten werden gemittelt und auf 100% skaliert, worauf das zugehörige EMG bezogen wird. Der Fersenkontakt entspricht in gängiger Konvention [37, 39] mit 0% dem Beginn und 100% dem Ende des Gangzyklus.

Das EMG wird anschließend gleichgerichtet und mit Hilfe eines gleitenden Mittelwerts gefiltert (Abb. 21).

Im Fall des Rückwärtsgehens wird der Kontakt der Zehe (TC) mit dem Boden als Spannungsabfall und das Verlassen der Ferse des Bodens (HO) als Beginn der Schwungphase auf die gleiche Weise wie das Vorwärtsgehen verarbeitet.

3.4.4 Registrierung der Kurbelposition

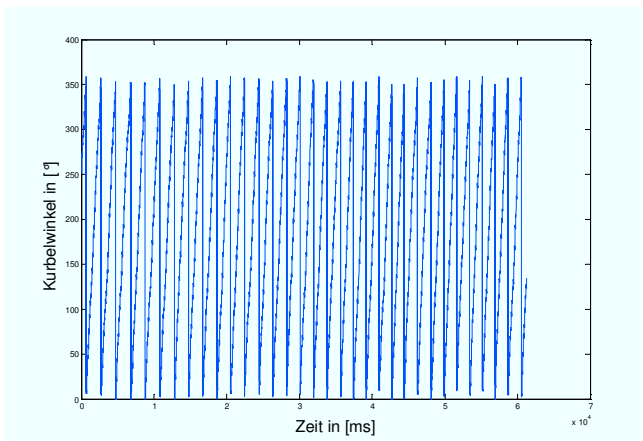


Abb. 22: Zeitverlauf des Kurbelwinkels

Auf diese Weise können EMG und Bewegungsanalysedaten nachträglich verglichen werden. Die Spannung wird bei der Auswertung mit Hilfe von MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, USA) wieder in Winkel übersetzt (Abb. 22) und ähnlich dem Gehen mit dem EMG korreliert.

Der Winkel der Kurbel wird ähnlich wie die Fußschalter als Bezugspunkt und Synchronisationsmöglichkeit zwischen EMG und Bewegungsanalyse genutzt. Die aktuelle Position der Kurbel wird auf einem Computer eingelesen, gleichzeitig gemeinsam mit dem EMG gespeichert und als analoge Spannung (0 Grad [0V] bis 359 Grad [2V]) auf dem Zebris-System aufgezeichnet.

3.4.5 Berechnungen der Strecken und Gelenkwinkel zur Bewegungsanalyse

Aus den aufgenommenen Markerdaten, welche Absolutwerte für den Abstand vom Empfängersystem und für die Höhe im Raum lieferten, müssen die Gelenkwinkel und die Abstände zueinander nachträglich berechnet und anschließend mit Hilfe der Fußschalter oder des Kurbelwinkels mit dem EMG synchronisiert werden.

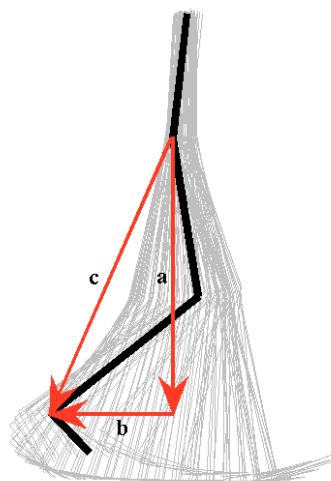
3.4.5.1 Berechnung des zweidimensionalen Abstands

Der absolute zweidimensionale Abstand entspricht dem Betrag des Vektors c in Abb. 23.

Über diesen Vektor lassen sich folgende Aussagen über die Lage des Beins im Raum treffen:

1. wird der Betrag minimal ist das gesamte Bein maximal extendiert
2. wird der Betrag maximal liegt die maximale Flexion des gesamten Beins vor

Die Komponente a als Kathete des rechtwinkligen Dreiecks lässt sich aus den z -Koordinaten, die Komponente b aus den y -Koordinaten von Hüfte und Ferse des Zebris-Systems berechnen:



$$\vec{a} = h_y - a_y$$

$$\vec{b} = h_z - a_z,$$

wobei

h_y = y -Koordinate Hüfte,

a_y = y -Koordinate Ferse

und

h_z = z -Koordinate Hüfte,

a_z = z -Koordinate Ferse

Abb. 23: Abstand Ferse-Hüfte

Die Berechnung des absoluten zweidimensionalen Abstands ist über die Dreiecksformel nach Pythagoras möglich:

$$\vec{c} = \sqrt{\vec{a}^2 + \vec{b}^2}$$

Trägt man $|\vec{l}|$ gegen die Zeit, den Kurbelwinkel oder den Gangzyklus auf, erhält man den entsprechenden Flexions–Extensionsverlauf des gesamten Beines. Allerdings muss das Resultat noch auf Maximum und Minimum normiert und in Prozent skaliert werden, da die unterschiedlichen Körpergrößen und die daraus folgenden unterschiedlichen Beinlängen der Probanden bei der Mittelwertbildung auf Grund der absoluten Streckenlänge [mm] das Bild verzerren würden.

3.4.5.2 Berechnung der Gelenkwinkel

Die Berechnung der Gelenkwinkel erfolgt auf eine ähnliche Art und Weise (Abb. 24). Nach der verwendeten Konvention (s. Abb. 24) steht für Hüft– und Kniegelenk beim Radfahren nicht zu erwarten, dass negative Gelenkwinkel auftreten. Der Oberschenkel wird jedoch beim Gehen über den Körperstamm hinaus im Hüftgelenk nach hinten stark extendiert, weshalb man dann hier negative Winkel erwarten kann.

Aus den y - und z - Koordinaten von Körperstamm, Hüfte, Knie und Ferse werden die Richtungsvektoren für Körperstamm, Oberschenkel und Unterschenkel berechnet:

y - und z - Vektor des Rumpfes:

$$\vec{l}_r(y) = h_y - s_y$$

$$\vec{l}_r(z) = h_z - s_z$$

y - und z - Vektor des Oberschenkels:

$$\vec{l}_t(y) = k_y - h_y$$

$$\vec{l}_t(z) = k_z - h_z$$

y - und z - Vektor des Unterschenkels:

$$\vec{l}_s(y) = a_y - k_y$$

$$\vec{l}_s(z) = a_z - k_z$$

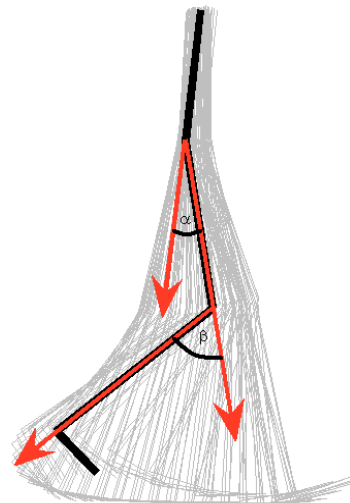


Abb. 24: Berechnete Gelenkwinkel

Aus diesen Vektoren lassen sich die Gelenkwinkel berechnen. Beim Kniewinkel sind nur Werte für die Flexion zu erwarten, deshalb muss die Ausschlagsrichtung nicht beachtet

werden.

$$\beta = \arccos \frac{[\vec{l}_{-t}(y) * \vec{l}_{-s}(y)] + [\vec{l}_{-t}(z) * \vec{l}_{-s}(z)]}{\sqrt{[\vec{l}_{-t}(y)]^2 + [\vec{l}_{-t}(z)]^2} * \sqrt{[\vec{l}_{-s}(y)]^2 + [\vec{l}_{-s}(z)]^2}}, \text{ für } \beta = \text{Kniewinkel (Abb. 24)}$$

Dies wird für alle Zeitpunkte der Messung durchgeführt, wonach die Winkel dann gegen die Zeit bzw. gegen den Kurbelwinkel oder die Zyklusphase aufgetragen werden können.

Das Hüftgelenk verhält sich, zumindest beim Gehen, anders. Hier wird der Oberschenkel die gedachte Hüft – Rumpf – Ebene also die Neutral – Null – Position überqueren, woraus dann Winkel für Flexion und Extension resultieren. Winkel in Richtung Flexion sollen auf Grund der größeren Exkursion als positive Werte angegeben werden. Um diese von den Winkeln der Hüftextension unterscheidbar zu machen, sollen Winkel der Extension als negative Werte angegeben werden. Grundsätzlich unterscheiden sich die Formeln von α und β deshalb nicht, allerdings ist ein zusätzlicher Rechenschritt notwendig.

Zuerst werden alle Winkel analog dem Kniegelenk berechnet:

$$\alpha = \arccos \frac{[\vec{l}_{-r}(y) * \vec{l}_{-t}(y)] + [\vec{l}_{-r}(z) * \vec{l}_{-t}(z)]}{\sqrt{[\vec{l}_{-r}(y)]^2 + [\vec{l}_{-r}(z)]^2} * \sqrt{[\vec{l}_{-t}(y)]^2 + [\vec{l}_{-t}(z)]^2}}, \text{ für } \alpha = \text{Hüftwinkel (Abb. 24)}$$

Anschließend wird aus den y- Vektoren von Rumpf und Oberschenkel die Differenz gebildet und allen Werten größer als Null der entsprechende negative Hüftwinkel zugeordnet:

$$x = \vec{l}_{-r}(y) - \vec{l}_{-t}(y), \text{ für } x > 0: \alpha = -\alpha$$

Diese Rechnungen können ebenfalls für jeden registrierten Zeitpunkt durchgeführt und anschließend analog dem Kniewinkel aufgetragen werden.

3.4.5.3 Berechnung der Kniewinkelgeschwindigkeit

Um ähnliche Geschwindigkeiten bei den unterschiedlichen Radfahrformen und dem Gehen zu betrachten wird eine Referenz benötigt, die den unterschiedlichen Konventionen gerecht wird. Das Radfahren nach Umdrehungen pro Minute kann zwar als km/h bzw. als m/s berechnet werden, jedoch sprechen die auf die unterschiedlichen Übersetzungsverhältnisse und Kurbelarm-längen zurückzuführenden Ungenauigkeiten gegen diese Möglichkeit. Ein direkterer Ansatzpunkt ist es, die in den Gelenken auftretenden Geschwindigkeiten zu betrachten und ähnliche gegenüberzustellen wie weiter oben bereits erwähnt. Das Kniegelenk

wird hier zur Betrachtung herangezogen. Es werden die Winkel über den Zyklus, sei es nun Gangzyklus oder Kurbelumdrehung, aufgetragen und eine Mittelwertskurve berechnet. Aus der Mittelwertskurve für den Kniewinkel wird dann über die Zykluszeit differenziert:

$$\omega = \frac{d\beta}{dt_c}, \text{ für } \omega = \text{Winkelgeschwindigkeit} \left[\frac{\circ}{ms} \right], \beta = \text{Kniewinkel} [^\circ], t_c = \text{Zykluszeit} [ms]$$

Die Winkelgeschwindigkeit lässt sich über den Zyklus auftragen und als Verlauf für jeden Versuch anzeigen.

Anschließend wird aus dem Mittelwert der Betrag gebildet. Diese Beträge bilden die Vergleichsgrundlage für die Messungen.

Alle diese Berechnungen werden mit MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, USA) durchgeführt.

3.4.6 Auswertung der Gelenkwinkelverläufe

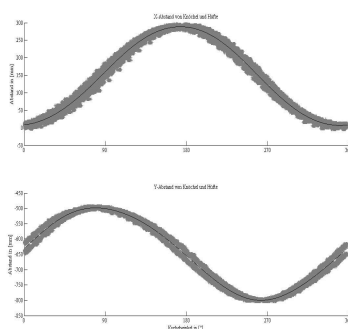


Abb. 25: X- (oben) und Y-Abstand (unten) Ferse–Hüfte

sowohl auf der X- als auch auf der Y-Achse berechnet und über einen gesamten Zyklus auf einer Y-Achse aufgetragen (Abb. 25).

Ein Auswahlwerkzeug ermöglicht es auch bei diesen Unterprogrammen, soweit vorhanden, Artefakte weitestgehend zu eliminieren, die bei der Berechnung der Mittelwertskurven stören würden (Abb. 26).

Dieses Werkzeug existiert sowohl für den absoluten Abstand als auch für Kniewinkel- und Hüftwinkelverlauf (Abb. 27).

Anschließend wird der Abstand von Ferse und Hüfte zweidimensional über die Dreiecksformel nach Pythagoras berechnet und angezeigt (Abb. 28).

Ähnlich wie beim EMG gibt es auch bei der Auswertung der Markerdaten grundsätzlich die Möglichkeit, zwischen Gehen und Radfahren zu unterscheiden. Dies spiegelt sich bei der Menüauswahl in zwei Schaltern wider, nämlich „Totpunktberechnung Rad“ und „Totpunktberechnung Laufband“. Hier wird genauso wie beim EMG auf den Kurbelwinkel bzw. den Fußschalter der Ferse normiert. Zuerst wird der absolute Abstand von Ferse und Hüfte

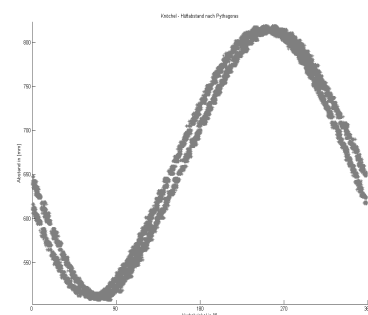


Abb. 26: Kurvenbereinigung der Abstandskurve

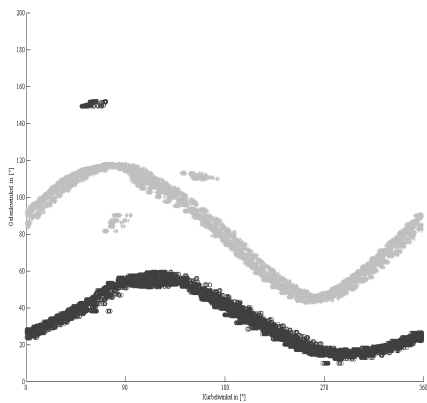


Abb. 27: Kurvenbereinigung Knie- (oben) und Hüftwinkelverlauf (unten)

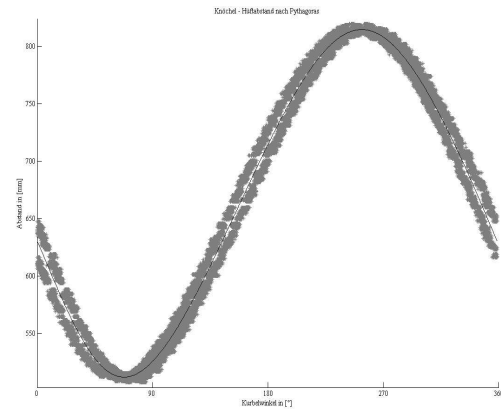


Abb. 28: Fersen-Hüftabstandsverlauf eines Fahrrads

Danach werden die Gelenkwinkelverläufe über einen Zyklus berechnet. Bei all diesen Kurven wird eine Mittelwertskurve ermittelt und eingezeichnet (Abb. 29).

Am Ende werden die Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes und ein Mittelwert daraus berechnet, um Gehen und Radfahren vergleichen zu können (Abb. 30).

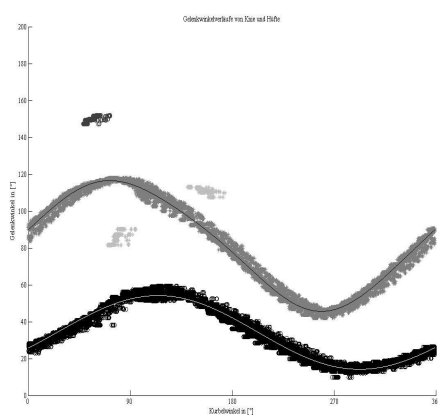


Abb. 29: Knie- und Hüftwinkelverlauf eines Fahrrads

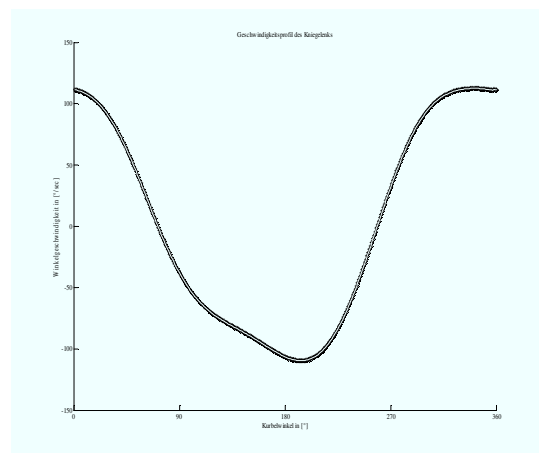


Abb. 30: Geschwindigkeitsprofil des Knies (gemittelt über einen Zyklus)

3.4.7 Ermittlung einer gemeinsamen Geschwindigkeitskonvention für Radfahren und Gehen

Beim Radfahren ist die Geschwindigkeit durch die Kurbelachse auf Umdrehungen pro Minute eingestellt. Die unterschiedlichen Geschwindigkeiten sind bei den Versuchen 30 U/m, 50 U/m und 70 U/m. Die Laufbandgeschwindigkeit ist in m/s vorgegeben. Bei den durchgeführten Versuchen ist diese auf 0,2 m/s, 0,4 m/s, 0,6 m/s, 0,8 m/s, 1,0 m/s, 1,2 m/s und 1,4 m/s eingestellt. Ein direkter Vergleich der Geschwindigkeiten ist auf Grund eben dieser unterschiedlichen Konventionen nicht möglich. Deshalb wird mit Hilfe des Bewegungsanalysesystems wie oben beschrieben die Geschwindigkeit der Bewegung im Kniegelenk bestimmt. Auf Grund von stichprobenartigen Vorversuchen können die oben angeführten Laufbandgeschwindigkeiten als am ehesten zutreffend herausgestellt werden. Aus den gewonnenen Werten, die bei beiden Fortbewegungsarten in Grad/s angegeben werden können, lassen sich die entsprechenden Paare zusammenstellen.

3.4.8 Verarbeitung der gemessenen elektrischen Muskelaktivität

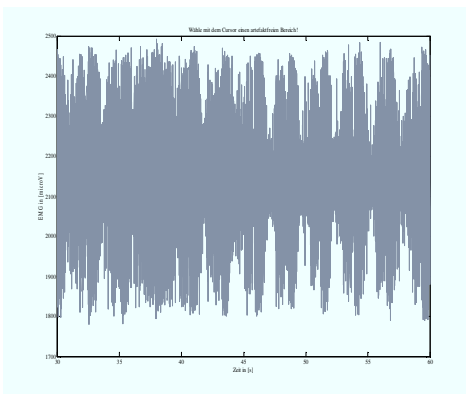


Abb. 31: Ausschnitt eines Roh-EMGs des M. rectus femoris

durch ein Auswahlwerkzeug eliminiert (Abb. 31).

Anschließend werden alle EMGs der einzelnen Muskeln gleichgerichtet, gemittelt und mit Hilfe eines gleitenden Mittelwertes (Fensterbreite 25 ms) gefiltert.

Abb. 32 zeigt das Roh-EMG, das gleichgerichtete und anschließend gefilterte und gemittelte EMG des M. rectus femoris beim Liegeradfahren.

Bei beiden Modalitäten, dem Gehen und dem Radfahren, sind nach den oben angeführten Vorarbeiten Bezugspunkte für das aufgezeichnete EMG festgelegt. Nun gilt es, die Rohdaten der Muskelaktivität weiterzuverarbeiten. Dies geschieht mit den folgenden Methoden.

Bereits im Vorfeld werden Bereiche, in denen eindeutige Artefakte und Störungen im EMG vorliegen, manuell

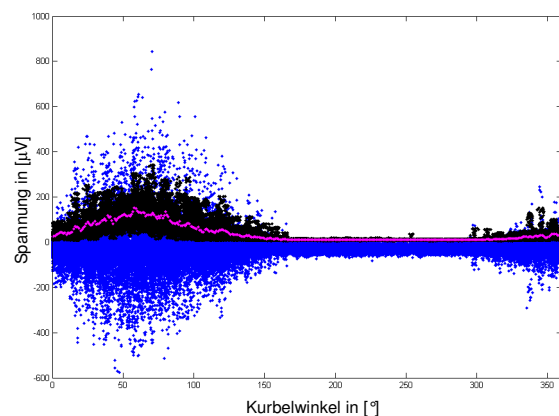


Abb. 32: Beispiel-EMG des M. rectus femoris

3.4.9 Bestimmung der Aktivphasen der Muskeln

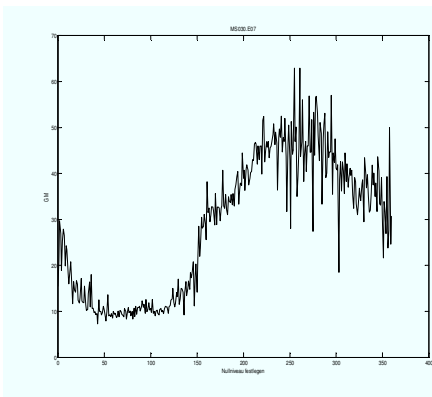


Abb. 33: Festlegen des Nullniveaus

Das EMG wird dann für jeden Muskel einzeln in einem Fenster angezeigt (Abb. 33). Zu diesem Zeitpunkt ist noch keine Korrektur vorgenommen, das heißt, die Kurbelwinkel bzw. Zyklusphasen sind als physisch anzunehmen, also nach der aufgezeichneten Kurbelkonvention (linkes Pedal steht waagrecht nach hinten) und Fußschaltern. Bei jedem Muskel wird einzeln manuell mit Hilfe eines Auswahlwerkzeugs das Nullniveau ermittelt, welches als Gerade angezeigt wird.

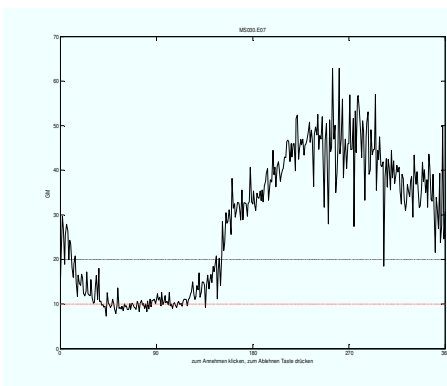


Abb. 34: Schwellenberechnung

Darauf basierend wird eine Schwelle errechnet, die das Doppelte des Mittelwertes des Nullniveaus beträgt und ebenfalls angezeigt wird (Abb. 34).

Zwischen den Schnittpunkten des Signals mit dieser Geraden ist die Aktivphase des Muskels. Diese Schwelle wird also als Entscheidungshilfe eingesetzt.

Im Falle eines stark verrauschten Signals, bei dem keine Unterscheidung des EMG Signals möglich ist, kann durch Tastendruck die gerade bearbeitete Messung verworfen werden. Im Falle eines guten Signals, wie in der Abb. 35 gezeigt, werden durch ein weiteres Auswahlwerkzeug die Punkte manuell festgelegt, bei denen die Muskelaktivität die Schwelle überschreitet. So erhält man die aktiven Winkelbereiche des jeweiligen Muskels. Dies gilt natürlich analog für den Gangzyklus, hier werden die Bereiche als Prozent des Gangzyklus ausgegeben.

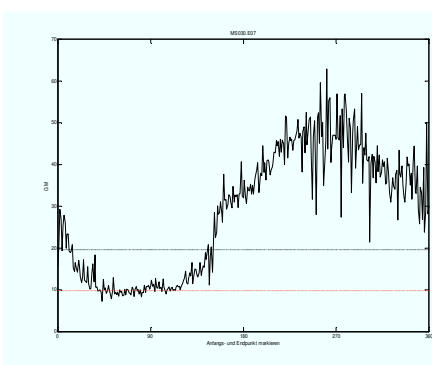


Abb. 35: Bestimmung des Aktivitätsbereichs

Dieser Vorgang wird nacheinander für alle Muskeln einer Messung durchgeführt. Abschließend werden drei Hilfsdateien erzeugt, die abgespeichert werden. Eine Hilfsdatei enthält die gemittelten und gefilterten EMG Daten aller Muskeln und den zugehörigen Winkel bzw. Gangzyklus, eine die Start- und Stoppwinkel aller Muskeln und eine den Wert der errechneten Aktivierungsschwelle.

3.4.10 Struktur der erzeugten Datenbanken

Auf Grund der Menge angefallener Daten entstehen entsprechend viele Hilfsdateien. Um diese effizient und leicht weiterzuverarbeiten wird eine EMG-Datenbank für sämtliche Widerstände und Geschwindigkeitsstufen erzeugt. Diese weist die folgende Struktur auf:

```
SubjectData.Name =
    . {Exp}4 . Fahrradtyp =
        . TDC =
            . {Lauf} . rpm / mps =
                . Resistance =
                . Direction =
                . RohFileName =
                . {muscle}6 . Name =
                    . TreshStart =
                    . TreshStop =
                    . TreshSchwelle =
                    . EMGVektor =
                    . WinkelVektor / GCVektor =
                    . EMGVektor360 =
                    . TreshStartGC =
                    . TreshStopGC =
```

In der Datenbank (SubjectDataTab) sind unter einem Namen (Name) alle Experimente (ExpTab) einer Person abgelegt. Diese Experimente setzen sich aus Versuchen (LaufTab) an verschiedenen Fahrrädern (FahrradTyp), bzw. dem Gehen (der Einfachheit halber auch FahrradTyp genannt) zusammen, welche unterschiedliche Geometrien (TDC), deren Ähnlichkeit noch herauszustellen ist, aufweisen. Die unterschiedlichen Läufe (LaufTab) werden unter den oben genannten verschiedenen Belastungen (Resistance) durchgeführt. Einen Hinweis auf die Bewegungsrichtung der Messung enthält das Feld „Direction“. Das EMG (EMGVektor) der einzelnen Muskeln (MuscleTab) wird unter dem Namen des Muskels mit zugehörigem Start (TreshStart) und Stopp (TreshStop) bei einer bestimmten Schwelle (TreshSchwelle) gespeichert. Der zugehörige Winkelvektor (WinkelVektor) oder die entsprechende Schrittzklusangabe (GCVektor) werden ebenfalls gespeichert, genauso wie TreshStart und TreshStop für das Gehen (TreshStartGC, TreshStopGC). Diese Werte werden aber zusätzlich, um einen Vergleich zu ermöglichen, noch auf 360 Grad bezogen und unter TreshStart und TreshStop abgespeichert, ebenso wird der EMGVektor auf 360 Grad umgerechnet und als EMGVektor360 gespeichert. Außerdem wird der Name des zugrunde liegenden Rohfiles (RohFileName) auch gespeichert, um nachträglich eine Zuordnung bei auftauchenden Fragen zu ermöglichen. Am Ende liegen also alle Daten auf 360 Grad bezogen vor, um leichter vergleichen zu können.

Eine ähnliche Datenbank wird für sämtliche Winkeldaten angelegt. Aus den Hilfsdateien, hier

ist es pro Messung eine, entsteht eine Datenbank mit folgender Struktur:

```
SubjectData.Name =
    .{Exp}_4 . Fahrradtyp =
        . {Lauf} . rpm / mps =
            . Winkel . Mittlere_Geschwindigkeit =
                . Schwungphase =
                . KnieWinkel =
                . Polynom_Knie =
                . HueftWinkel =
                . Polynom_Huefte =
                . Totpunkt_Y =
                . Polynom_Y =
                . Totpunkt_Pythagoras =
                . Polynom_Pythagoras =
                . Zyklus =
                . Geschwindigkeitsprofil =
                . Zeitverlauf =
                . RohFileName =
                . Schwungphase_360 =
```

Ähnlich der EMG-Datenbank sind auch hier unter Namen, Experiment und Lauf die Messwerte gespeichert (Winkel). Es werden die mittlere Geschwindigkeit, der Beginn der Schwungphase (auf 100% bezogen, Schwungphase), der Verlauf von Knie - und Hüftwinkel (KnieWinkel, HueftWinkel), die darüber gelegten Polynome (Polynom_Knie, Polynom_Huefte), der Verlauf des Abstandes von Ferse und Hüfte auf der Y-Achse (Totpunkt_Y) sowie das zugehörige Polynom (Polynom_Y), der über die Dreiecksformel berechnete Abstand von Ferse und Hüfte (Totpunkt_Pythagoras) und das Polynom dazu (Polynom_Pythagoras) gespeichert. Der Zyklus bezieht sich auf den aufgezeichneten Kurbelwinkel bzw. den Gangzyklus in Prozent. Das Geschwindigkeitsprofil ist über den Zeitverlauf ebenfalls nachvollziehbar. Auch hier wird der Name der ursprünglichen Messdatei als RohFileName gespeichert und der auf Prozent bezogene Beginn der Schwungphase auf 360 Grad umgerechnet (Schwungphase_360).

3.4.11 Gegenüberstellung der Bewegungsrichtungen bei Gehen und Radfahren

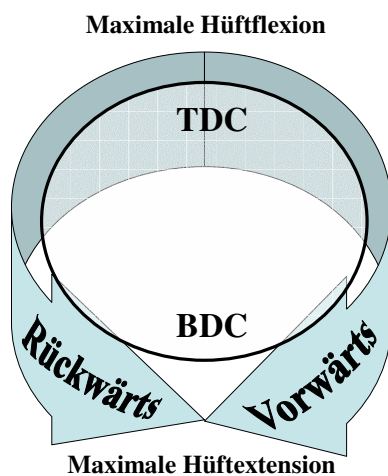


Abb. 36: Pedalbewegung vorwärts/rückwärts; TDC (oberer Totpunkt), BDC (unterer Totpunkt)

Die Vorwärts- und Rückwärtsbewegung unterscheidet sich bei Radfahren und Gehen dahingehend, dass im Falle des Radfahrens aus einer maximalen Hüftflexion in der Nähe des oberen Totpunktes (TDC) heraus sowohl beim Vorwärts- als auch beim Rückwärtsfahren eine Extensionsbewegung in Hüfte und Knie in Richtung unterer Totpunkt (BDC) stattfindet. Beim Gehen verhält sich dies anders. Aus der maximalen Hüftflexion, ungefähr zu Beginn der Standphase (HC), wird beim Vorwärtsgehen die Hüfte extendiert. Der Beginn der Standphase beim Rückwärtsgehen (TC) fällt allerdings in etwa auf eine maximale Hüftextension, aus der heraus flektiert wird. Würde man beide Standphasen ähnlich dem Radfahren übereinander legen, erhielte man kinematisch einen anderen Bewegungsablauf. Deshalb legt man auch hier den Zeitpunkt der maximalen Hüftflexion zu Grunde, welcher zu Beginn der Schwungphase des Rückwärtsgehens vorliegt (HO) und lässt die Bewegung ebenso wie das EMG rückwärts ablaufen, um einen dem Rückwärtsradfahren ähnlichen Bewegungsablauf zu erhalten. Das Rückwärtsgehen kann, zumindest im Hüftgelenk, kinematisch als inverses Vorwärtsgehen betrachtet werden [37, 38].

Die Vorwärts- und Rückwärtsbewegung unterscheidet sich bei Radfahren und Gehen dahingehend, dass im Falle des Radfahrens aus einer maximalen Hüftflexion in der Nähe des oberen Totpunktes (TDC) heraus sowohl beim Vorwärts- als auch beim Rückwärtsfahren eine Extensionsbewegung in Hüfte und Knie in Richtung unterer Totpunkt (BDC) stattfindet. Beim Gehen verhält sich dies anders. Aus der maximalen Hüftflexion, ungefähr zu Beginn der Standphase (HC), wird beim Vorwärtsgehen die Hüfte extendiert. Der Beginn der Standphase beim Rückwärtsgehen (TC)

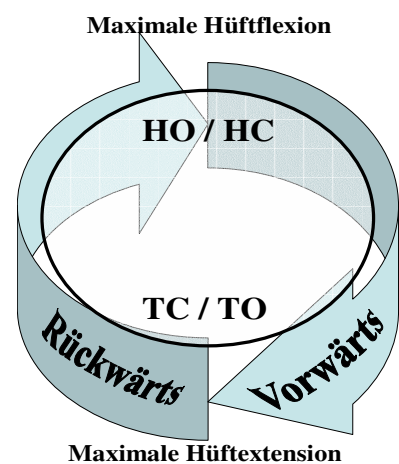


Abb. 37: Beinbewegung Gehen vorwärts / rückwärts; HO (Ferse hoch), HC (Fersenkontakt), TO (Zehe hoch), TC (Zehenkontakt)

3.4.12 Bestimmung der Muskelkontribution anhand der absoluten Amplitude

Beim Fahrradfahren und Gehen ist davon auszugehen, dass die Muskelgruppen der unteren Extremität je nach der Geometrie unterschiedlich beansprucht werden. Um eine Aussage treffen zu können, ob sich die Kontribution einzelner Muskeln ändert, sollen die absoluten Flächen unter der EMG Kurve (AUC) berechnet und miteinander verglichen werden. Dies entspricht dem iEMG [μVs] über einen gesamten Zyklus. Zu diesem Zweck darf das EMG nicht normiert werden. Aus allen Kurvenflächen der Einzelpersonen soll ein Mittelwert für das entsprechende Fahrrad oder das Gehen berechnet werden. Diese Mittelwerte werden zum Vergleich herangezogen. Wie bereits erwähnt spielt, da das EMG über den kompletten Zyklus gemittelt wird, eine Einteilung und Zuordnung zu Einzelphasen keine Rolle.

Die Ergebnisse sollen mit Hilfe eines Wilcoxon-Tests ($p < 0,05$) statistisch überprüft werden um Ähnlichkeiten und Unterschiede aufzuzeigen.

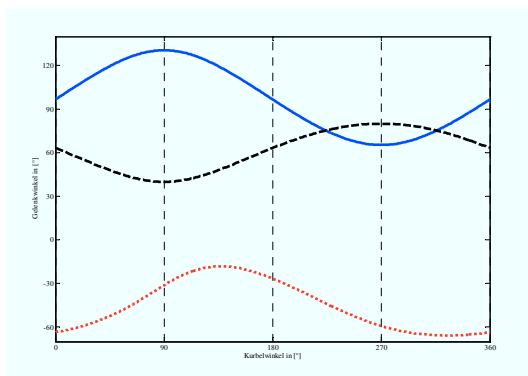
3.4.13 Muskelkontribution anhand des prozentualen Beitrags zu unterschiedlichen Zyklusphasen

Ähnlich wie bei Neptune et al. [20] soll der Zyklus in vier Phasen eingeteilt und der Anteil der Aktivität der jeweiligen Phase an der Gesamtaktivität prozentual berechnet werden. Dazu ist zuerst eine Normierung auf gemeinsame Bezugspunkte durchzuführen. Dies geschieht anhand der aufgezeichneten kinematischen Parameter. Die bei Neptune et al. angeführten Winkel, welche für ein Steilrad gelten und sich auf den oberen Totpunkt beziehen, müssen um die entsprechenden ermittelten Werte korrigiert werden. Diese Berechnung soll für jeden Muskel separat durchgeführt werden. Anschließend wird bestimmt, wie lange ein Muskel über der vorher bestimmten Aktivierungsschwelle liegt. Diese wird nach dem unter Abschnitt 3.4.9 beschriebenen Verfahren festgelegt und ist in der Datenbank für jeden Muskel und Probanden wie in Abschnitt 3.4.10 beschrieben individuell abgespeichert. So erhält man zusätzlich zur Stärke der Aktivierung eine Aussage über die zeitliche Dauer der Aktivierung. Dies ist insofern wichtig, als dass eine kurzzeitige, nur während einer Phase stattfindende Erregung des Muskels insgesamt nicht so stark bei einer Bewegung ins Gewicht fällt, obwohl die Amplitude sehr groß sein kann.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Studien dargestellt. Dazu soll zuerst auf die kinematischen Messdaten eingegangen werden.

4.1 Ergebnisse aus der kinematischen Analyse



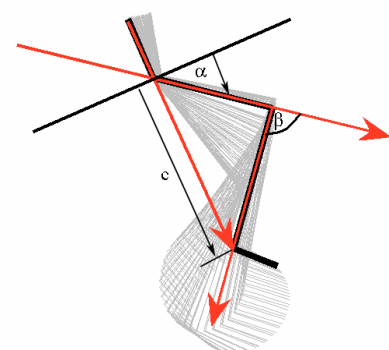
— = Kniewinkel
 - - - - = absoluter Abstand
 = Hüftwinkel

Abb. 38: Simulierte Kurvenverläufe

Anhand eines SIMULINK-Modells (The MathWorks, Inc., Natick, USA) wurden die Gelenkwinkelverläufe von Hüfte und Knie sowie der Abstandsverlauf der Ferse von der Hüfte am Beispiel eines Fahrrads untersucht (Abb. 38). Den simulierten Kurvenverläufen liegt ein normales Damenfahrrad, in dieser Arbeit Steilrad genannt, zu Grunde. Dabei ist die durchgezogene Linie der Verlauf des Kniewinkels. Das Knie erreicht seine maximale Flexion bei einem Kurbelwinkel von etwa 90° , die maximale Extension als Minimum der Sinuskurve ist dazu genau 180° verschoben. Sie liegt also in Gegenphase bei 270° . Die Bewegungskurve des gesamten Beines erscheint als genaues Spiegelbild der Kniewinkelkurve: die ebenfalls sinusförmige, in Abb. 38 als unterbrochene Linie gezeichnete Kurve, liegt zur Kniewinkelkurve genau entgegengesetzt. Sie ist zwar in dasselbe Koordinatensystem gezeichnet, liegt allerdings als absoluter Abstand und nicht als Winkel in Grad vor. Bei der gepunktet gezeichneten Linie handelt sich um den Hüftwinkelverlauf.

Dieser hat eine andere Konvention als bei den durchgeführten Experimenten (Abb. 39), lässt sich aber zum Vergleich wie in Abb. 38 gezeigt, gespiegelt darstellen. Das Maximum der Flexion entspricht dem Kurvenmaximum, das Minimum der Flexion entspricht der maximalen Extension und somit dem Tiefpunkt der Kurve. Der Hüftwinkelverlauf ist zwar auch eine Sinuskurve, allerdings ist diese etwas flacher und versetzt zur Knie / Abstandskurve. Die Verschiebung beträgt etwa 30° . Das

als Minimum der Sinuskurve ist dazu genau 180° verschoben. Sie liegt also in Gegenphase bei 270° . Die Bewegungskurve des gesamten Beines erscheint als genaues Spiegelbild der Kniewinkelkurve: die ebenfalls sinusförmige, in Abb. 38 als unterbrochene Linie gezeichnete Kurve, liegt zur Kniewinkelkurve genau entgegengesetzt. Sie ist zwar in dasselbe Koordinatensystem gezeichnet, liegt allerdings als absoluter Abstand und nicht als Winkel in Grad vor. Bei der gepunktet gezeichneten Linie handelt sich um den Hüftwinkelverlauf.



α = Hüftwinkel
 β = Kniewinkel
 c = absoluter Abstand

Abb. 39: Simulierte Größen am Fahrrad

Maximum entspricht der maximalen Hüftflexion und liegt in etwa bei 120° , das Minimum etwa bei 300° . Ein Wert größer als 180° kommt weder für das Knie noch für die Hüfte vor. Nach der Betrachtung dieses Modells ist es möglich, die aufgenommenen Kurven in Bezug auf Richtigkeit und Ähnlichkeit bzw. Unterschiede zu evaluieren.

4.1.1 Der vertikale Fersen–Hüft–Abstand

Bei der Auswertung der Daten aus der Bewegungsanalyse wird zuerst der Abstand der einzelnen Vektoren a und b (vgl. Abb. 23) von Ferse– und Hüftgelenk berechnet. Das Ergebnis für den vertikalen Abstand sieht wie in Abb. 40 bis Abb. 43 gezeigt aus. Dieser macht den größten Anteil am später berechneten Vektor c aus. Die vom Zebris–System aufgezeichnete Einheit in [mm] wurde auf Maximum und Minimum normiert und in Prozent skaliert. Bei Liegerad und Steilrad zeigen sich noch die charakteristischen Sinuskurven wie beim Modell, Wiegetritt und Gehen weichen von diesem Muster ab.

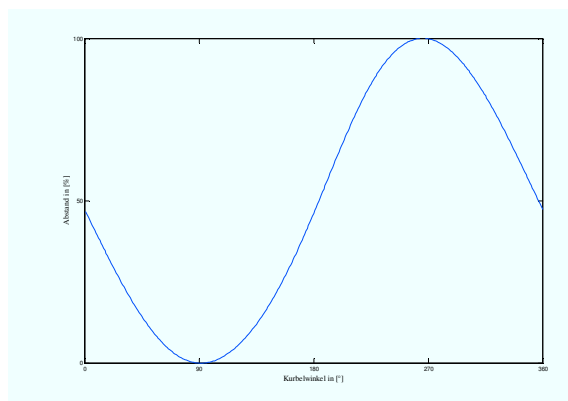


Abb. 40: Vertikaler Abstand Liegerad

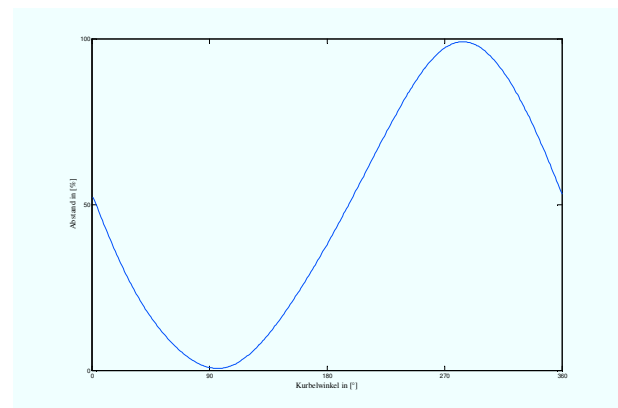


Abb. 41: Vertikaler Abstand Steilrad

Bei Liegerad (Abb. 40) und Steilrad (Abb. 41) ist hier nahezu keine Phasenverschiebung zu erkennen, das Steilrad liegt mit seinem Minimum bei etwas mehr als 90° .

Von der Sinusform dieser Kurven ist beim Wiegetritt (Abb. 42) eine Abweichung zu erkennen, die beim Gehen (Abb. 43) deutlich zum Vorschein kommt. Es ist zwar ein deutliches Minimum zu erkennen, das Maximum flacht jedoch zunehmend ab, beim Gehen existieren sogar zwei Minima. Diese Betrachtung ist nicht vollständig, weil die Komponente des Vektors b in der Berechnung fehlt, es zeichnet sich jedoch bereits ein Trend ab. Alle diese Kurven sind natürlich noch nicht korrigiert, der Nullpunkt entspricht der Kurbelkonvention bei den Rädern bzw. dem Fersenfußschalter beim Gehen.

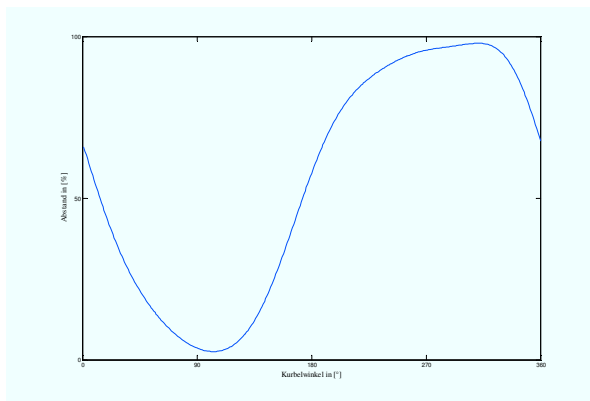


Abb. 42: Vertikaler Abstand Wiegetritt

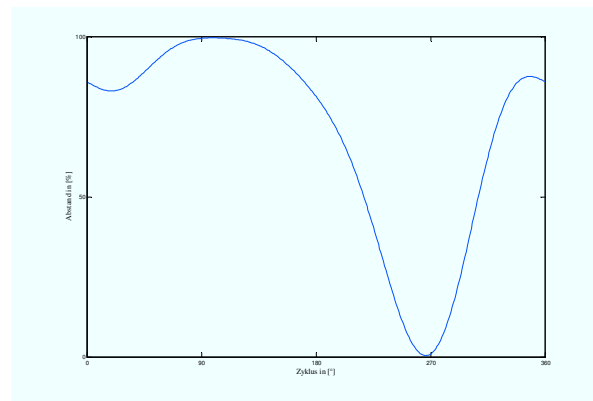


Abb. 43: Vertikaler Abstand Gehen

4.1.2 Der zweidimensionale Fersen–Hüft–Abstand

Um nicht nur die Höhenkomponente zu betrachten, wird wie oben beschrieben mit Hilfe der Dreiecksformel nach Pythagoras die Streckenkomponente ebenfalls mit einbezogen. Auch hier ist eine Normierung auf Maximum und Minimum sowie eine Skalierung nötig.

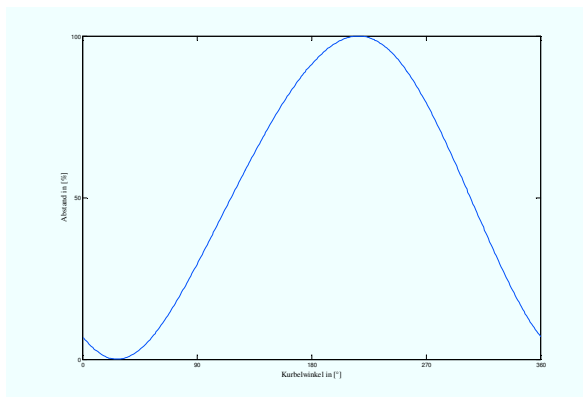


Abb. 44: Abstandskurve Liegerad

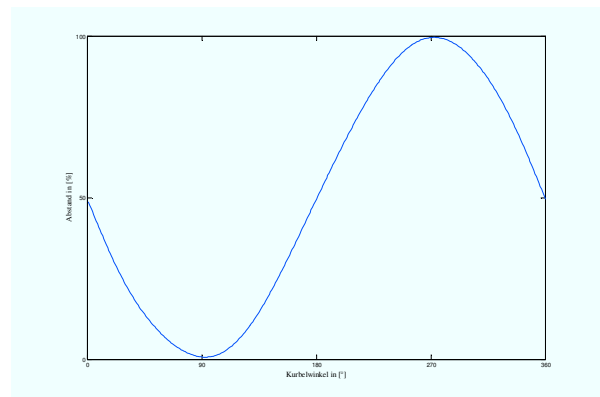


Abb. 45: Abstandskurve Steilrad

Im Wesentlichen zeigen sich bei Liege- (Abb. 44) und Steilrad (Abb. 45) wieder die Sinuskurven. Hier hat sich aber im Hinblick auf den Kurbelwinkel, bei dem die Maxima und

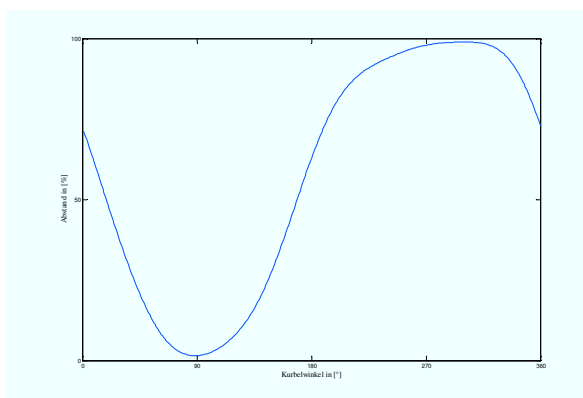


Abb. 46: Abstandskurve Wiegetritt

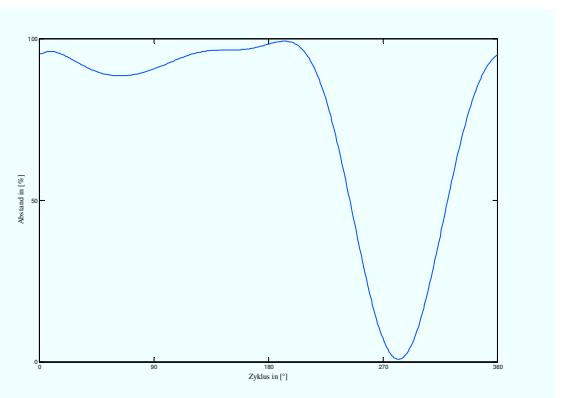


Abb. 47: Abstandskurve Gehen

Minima auftreten, der Kurbelwinkel stark geändert. Beim Liegerad wird das Minimum des Abstands bei etwa 25° erreicht, das Maximum ist entsprechend der Sinusform um 180° verschoben. Die Abstandskurve des Modells entspricht exakt der Kurve des Steilrads. Auch hier befindet sich das Minimum bei 90° , das Maximum bei 270° . Es ist zu erwarten, dass auch die Kniewinkelkurve nicht viel vom Modell abweicht.

Während nun auch beim Wiegetritt (Abb. 46) das Minimum leicht nach links verschoben ist, tritt beim Gehen (Abb. 47) ein markanteres Minimum auf, welches zeitlich zusätzlich verkürzt ist, die Steigungen beim Abfall vom und bei der Rückkehr zum Plateau sind steiler. Außerdem ist das Minimum um ca. 20 Grad nach rechts verschoben.

Aus den Minima lassen sich Mittelwerte für jedes Rad und das Gehen errechnen. Bezieht man sie auf ihr jeweiliges Minimum, lassen sich folgende Kurven ableiten (Abb. 48). Der Nullpunkt ist nun als der minimale Abstand von Ferse und Hüfte zueinander definiert.

Auffällig ist die Sinuskurve, welche bei Liege- und Steilrad (Abb. 48, Kurven eins und zwei) noch in Reinform vorliegt. Das Maximum dieses Sinus ist beim Wiegetritt (Abb. 48, Kurve drei) abgeflacht, es wird früher und schneller erreicht und nimmt im Verhältnis zum Minimum eine größere Zeitspanne am Zyklus in Anspruch. Dasselbe gilt für das Gehen

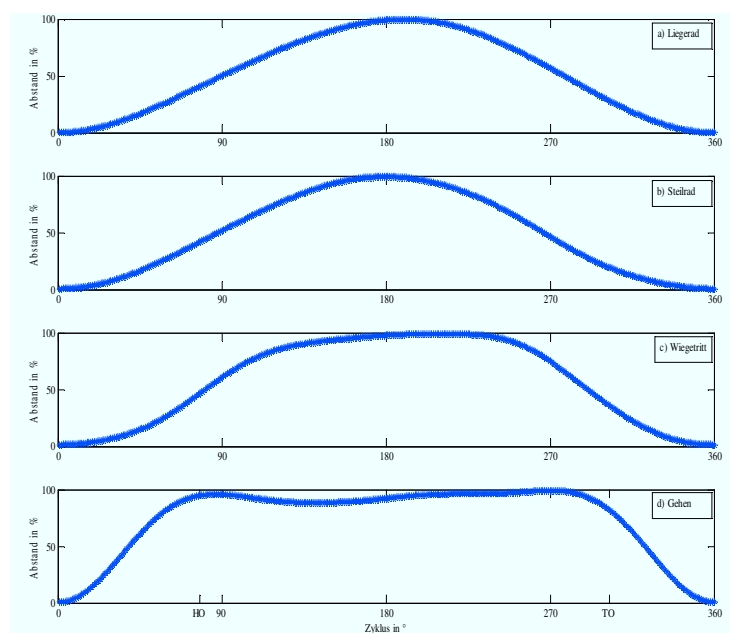


Abb. 48: Übersicht Abstandskurven auf Minima korrigiert

(Abb. 48, Kurve vier). Hier sind die Übergänge von Minimum zu Maximum und umgekehrt noch steiler. Dies deutet bereits auf größere Spitzengeschwindigkeiten und ungleichmäßigere Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk hin. Beim Gehen sind die Fußschalter als Markierungspunkte für Stand – und Schwungphase eingezeichnet (HO = Beginn Standphase, TO = Beginn Schwungphase).

Die Mittelwerte der Minima, welche bei Abb. 48 abgezogen sind, sind:

Modalität	Liegerad	Steilrad	Wiegetritt	Gehen
Offset	27	93	88	282

Tab. 3: Minima des Fersen–Hüftabstandsverlaufs in [°]

4.1.3 Die Gelenkwinkel bei unterschiedlichen Geometrien

Mit Hilfe der bereits beschriebenen Formeln wurden die Gelenkwinkelverläufe von Hüft – und Kniegelenk berechnet. Hier werden die absoluten Winkel betrachtet. Eine Normierung findet nicht statt.

4.1.3.1 Kniewinkelverlauf

Der Verlauf des Kniewinkels beschreibt bei Liege- und Steilrad (Abb. 49, Abb. 50) eine

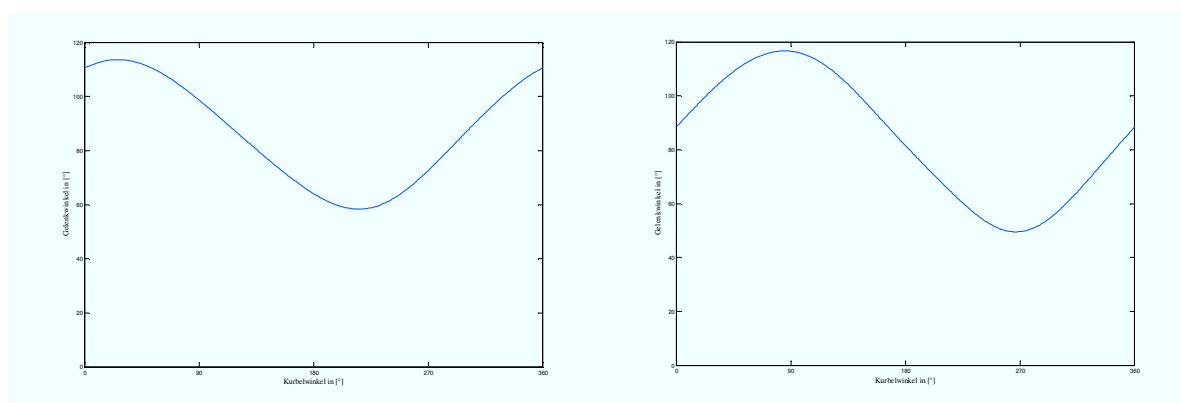


Abb. 49: Kniewinkelverlauf Liegerad

Abb. 50: Kniewinkelverlauf Steilrad

Sinuskurve, die Maxima und Minima sind zueinander etwa 51° verschoben, die Exkursion des Kniewinkels beim Liegerad liegt zwischen 58° und 114° . Die Amplitude beim Steilrad ist etwas größer, hier liegt der Öffnungsbereich zwischen 50° und 117° . Das Maximum des Sinus beim Liegerad ist bei 26° Kurbelwinkel, das Maximum beim Steilrad liegt bei 85° Kurbelwinkel, dies entspricht in etwa dem Modell. Die Minima sind dazu etwa 180° verschoben.

Beim Wiegetritt (Abb. 51) zeigt sich allerdings im Gegensatz zum absoluten Abstand auch hier eine Sinuskurve. Die Amplitude liegt zwischen 22° und 95° und ist damit noch größer.

Das Maximum liegt bei 85° Kurbelwinkel, das Minimum ist dazu etwa 180° versetzt. Anders

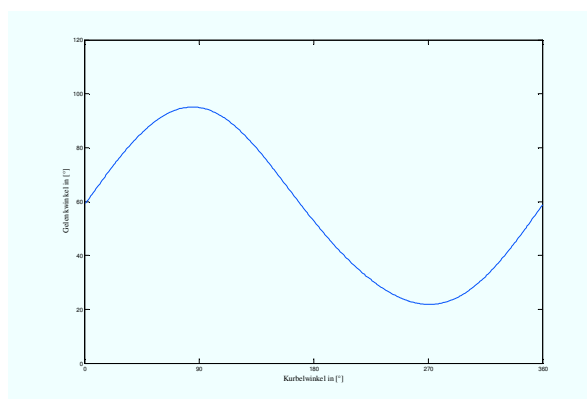


Abb. 51: Kniewinkelverlauf Wiegetritt

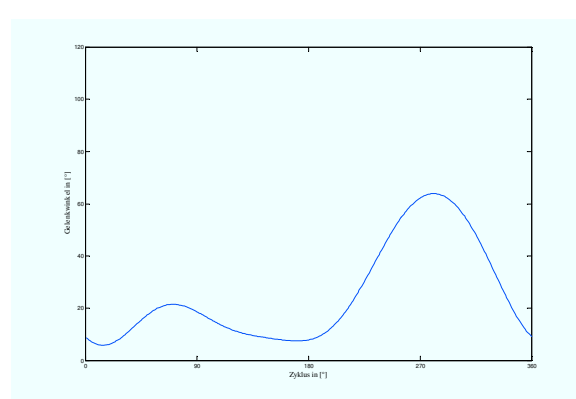


Abb. 52: Kniewinkelverlauf Gehen

verhält es sich beim Gehen (Abb. 52).

Hier sind wie beim absoluten Abstand zwei Maxima und zwei Minima zu erkennen. Die

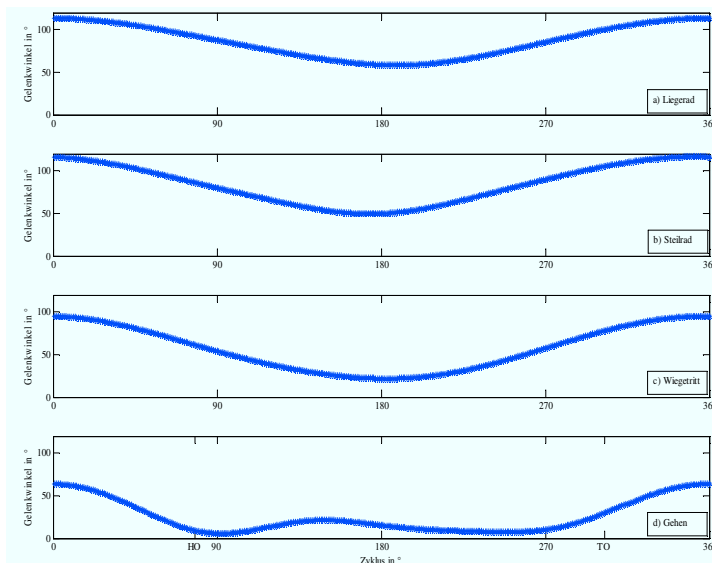


Abb. 53: Abstandskorrigierte Kniewinkelkurve

die nebenstehende Gegenüberstellung (Abb. 53). Die Reihenfolge der Räder ist wie bei Abb. 48. HO und TO markieren wieder Stand- und Schwungphase.

Amplitude ist mit Werten zwischen 6° und 64° in etwa so groß wie beim Liegerad. Das dominierende Maximum liegt bei 281° des Zyklus. Der Kurvenverlauf entspricht wie schon beim absoluten Abstand keiner Sinuskurve und weicht damit von den Fahrrädern ab.

Stellt man den Beginn des Zyklus auf die beim absoluten Abstand berechneten Minima, ergibt sich

4.1.3.2 Hüftwinkelverlauf

Der Hüftwinkelverlauf ist für Liege- und Steilrad wieder eine Sinuskurve (Abb. 54, Abb. 55). Der Hüftwinkel bleibt im positiven Bereich, es kommt also nicht zu einer starken Extension. Das Maximum des Hüftwinkels liegt bei 71° Kurbelwinkel, die Exkursion bewegt sich zwischen 59° und 102° . Beim Steilrad ist das Maximum bei 121° Kurbelwinkel, es beträgt 48° , das Minimum 12° . Somit ist die Amplitude etwas kleiner.

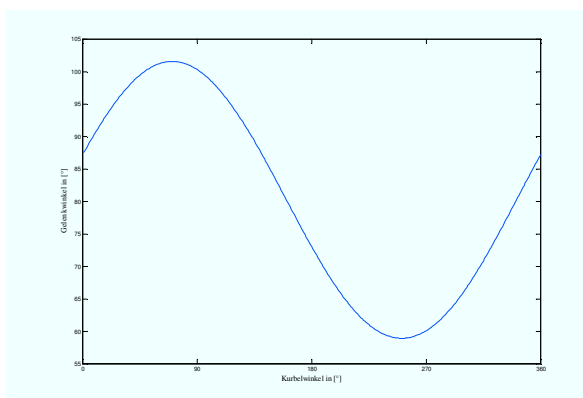


Abb. 54: Hüftwinkelverlauf Liegerad

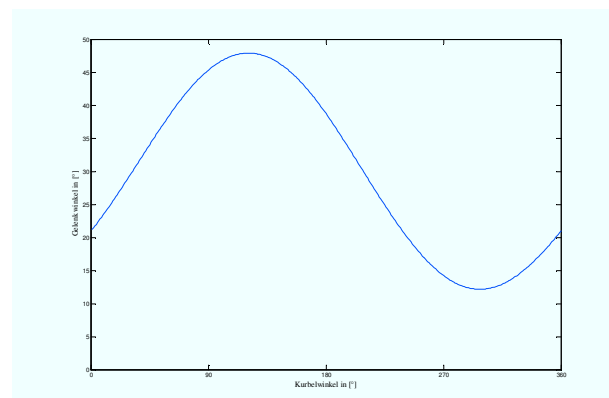


Abb. 55: Hüftwinkelverlauf Steilrad

Die Amplitude des Wiegetritts (Abb. 56) liegt zwischen 17° und 45° , das Maximum liegt wie

beim Steilrad bei 120° Kurbelwinkel. Auch hier geht die Hüfte in keine starke Streckung, anders verhält es sich beim Gehen (Abb. 57). Die Standphase ist in etwa der Zeitpunkt der maximalen Flexion und liegt ungefähr bei 331° des Zyklus. Auffällig ist der zweiphasige Verlauf wie bei den Rädern. Das Hüftgelenk wird stark gestreckt, es treten negative Werte auf. Die Amplitude ist jedoch insgesamt genauso groß wie beim Wiegetritt, die Werte sind im Bereich von 18° und -9°.

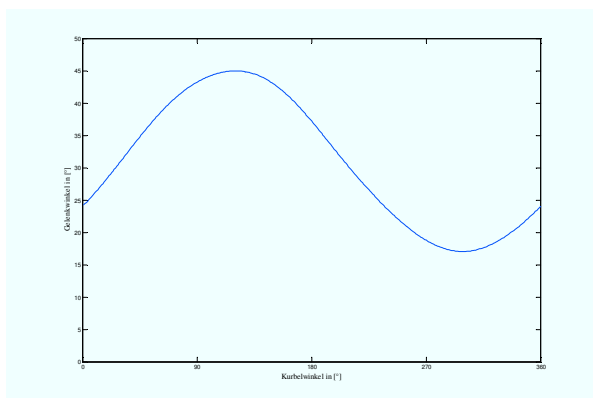


Abb. 56: Hüftwinkelverlauf Wiegetritt

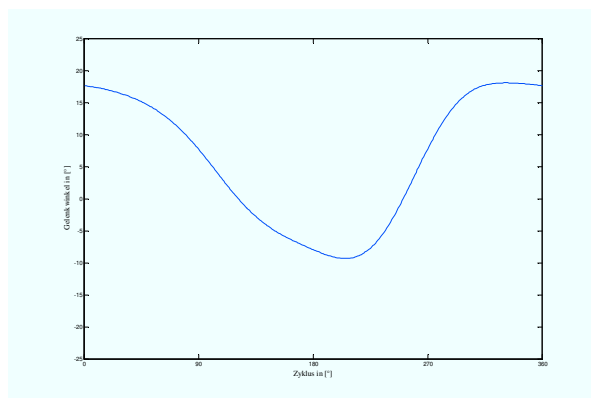


Abb. 57: Hüftwinkelverlauf Gehen

Legt man die Maxima als Zyklusbeginn zu Grunde, erhält man diesen Überblick (Abb. 58):

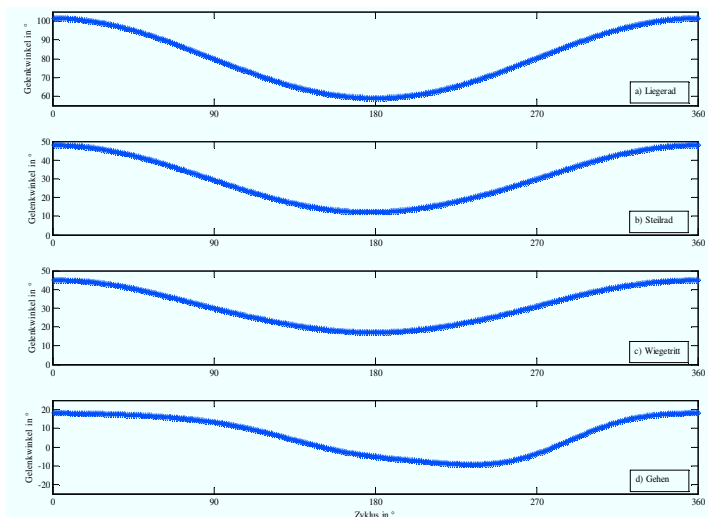


Abb. 58: Hüftwinkelkurven auf Maximum normiert

Insgesamt scheinen die Amplituden der Hüftgelenksexkursionen von Liegerad über Steilrad zum Wiegetritt und Gehen abzunehmen. Außerdem verlagert sich der Winkel von starker Flexion (Liegerad) hin zu teilweise negativen Winkeln beim Gehen. Große Unterschiede bei den Steigungen der Radkurven sind nicht zu erkennen, es finden offensichtlich keine allzu großen Beschleunigungen

statt. Die Hüfte macht beim Gehen eine Ausnahme, allerdings in viel geringerem Ausmaß als das Kniegelenk.

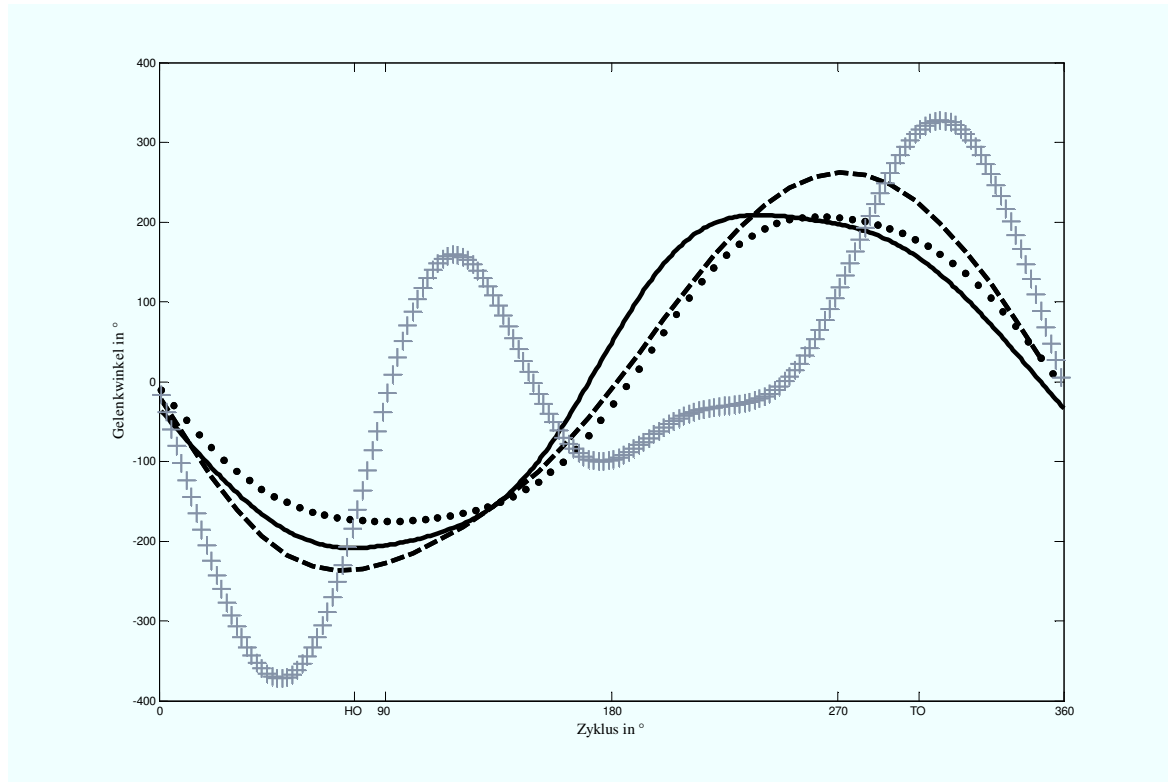
Die Winkelminima, welche zur Normierung auf die maximale Hüftflexion berücksichtigt werden müssen, sind wie folgt:

Modalität	Liegerad	Steilrad	Wiegetritt	Gehen
Offset	71	121	120	331

Tab. 4: Minima des Hüftwinkelverlaufs in [°]

4.1.4 Geschwindigkeitsprofile des Kniegelenks

Legt man die Geschwindigkeitsprofile ähnlicher Mittelwerte unterschiedlicher Fahrräder übereinander, so ergibt sich folgendes Bild (Abb. 59):



Liegerad:
Steilrad: —————
Wiegetritt: - - - - -
Gehen: + + + + + + + + +

Abb. 59: Geschwindigkeitsprofile Kniegelenk

Während die Fahrradkurven noch einer sinusähnlichen Form folgen, allerdings mit zunehmender Amplitude und zum Teil geringeren Steigungen, ist der Geschwindigkeitsverlauf des Kniegelenks von zwei dominierenden Extrema beherrscht, welche mit großer Geschwindigkeit erreicht und wieder verlassen werden. Kein Profil der Fahrräder entspricht diesem Gangprofil.

4.2 Elektrische Muskelaktivität

4.2.1 Die Anpassung der Muskelaktivität bei zunehmender Geschwindigkeit

Die Muskelaktivitäten werden bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und, im Fall der Fahrräder, unterschiedlichen Lasten gemessen und lassen sich demzufolge nach Last und Geschwindigkeit gegenüberstellen.

In Abb. 60 bis Abb. 65 werden für die Räder Geschwindigkeiten von 30Upm, 50Upm und 70Upm, im Fall des Wiegetritts von 30Upm und 50Upm dem Gehen gegenübergestellt. Die Geschwindigkeiten des Vorwärtsgehens sind 0,2m/s, 0,8m/s und 1,4m/s, die des Rückwärtsgehens 0,2m/s, 0,8m/s und 1,0m/s. Die Geschwindigkeiten sind in Grautönen zunehmender Intensität gezeichnet, wobei die schwarze Kurve als maximale Geschwindigkeit diejenige Kurve markiert, welche für den Phasenvergleich verwendet wird.

Die Kurven der Vorwärtsbewegungen sind als Rohkurven zu verstehen, also für einen ersten Überblick noch nicht nach kinematischen Gesichtspunkten korrigiert. Das Rückwärtsgehen ist jedoch bereits nach den oben beschriebenen Überlegungen mit seiner Standphase dem Vorwärtsgehen invertiert gegenübergestellt. Von oben nach unten sind bei allen Kurven der Reihe nach das Liegerad, das Steilrad, der Wiegetritt und das Gehen dargestellt, wobei das Rückwärtsgehen negativiert ist.

Betrachtet man den M. rectus femoris (Abb. 60) für jede Modalität einzeln, so zeigt sich, dass im Allgemeinen bei höheren Geschwindigkeiten größere EMG-Amplituden bzw. breitere Aktivierungsbereiche auftreten. Charakteristisch ist der zweiphasige Verlauf, der bei der hohen Geschwindigkeit im Wiegetritt allerdings ein zusätzliches Maximum etwa in der Mitte des Zyklus aufweist. Inwieweit dies auf Bremseffekte bzw. Reflexe zurückzuführen ist, ist zu klären, bei niedrigeren Geschwindigkeiten ist der Verlauf jedenfalls deutlich zweiphasig. Beim Vorwärtsgehen ist der Muskel anders als beim Rückwärtsgehen nahezu nicht aktiv und weist ebenfalls zwei Aktivierungsbereiche auf.

Auch der M. vastus lateralis (Abb. 61) zeichnet sich im Fall von Liege- und Steilrad durch klar abgegrenzte Aktivitätsphasen auf, denen eine komplette Inaktivitätsphase folgt. Dieser Ruhezustand wird beim Wiegetritt nicht vollständig und nicht für lange Zeit erreicht. Beim Gehen existiert wie beim Radfahren sowohl vorwärts als auch rückwärts ein biphasischer Verlauf.

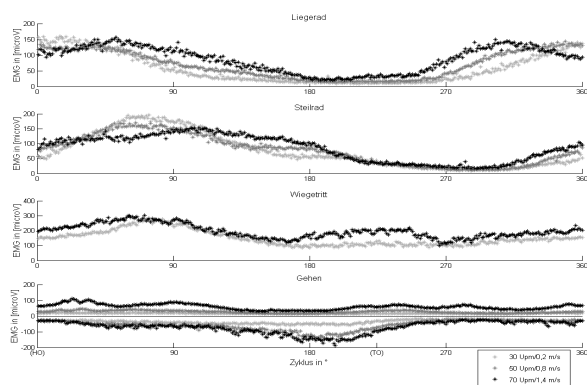


Abb. 60: EMG des M. rectus femoris bei verschiedenen Geschwindigkeiten und den 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

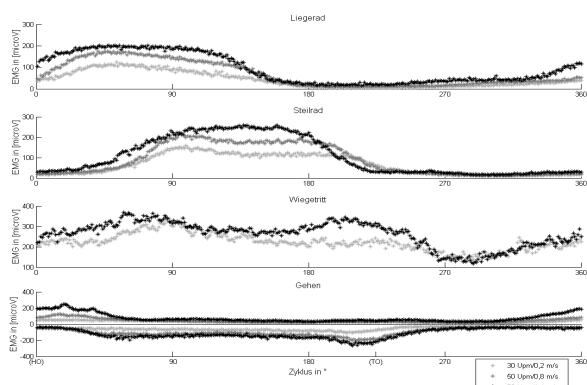


Abb. 61: EMG des M. vastus lateralis bei verschiedenen Geschwindigkeiten und den 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

Der M. biceps femoris (Abb. 62) lässt sich ebenfalls deutlich in Aktiv- und Ruhephase aufteilen, beim Wiegetritt fällt allerdings auch eine lange deutliche Aktivitätsphase auf. Das Vorwärtsgehen zeigt wie der M. rectus femoris wieder zwei Maxima der Mittelwertskurven. Beim M. tibialis anterior (Abb. 63) ist der charakteristische biphasische Verlauf bei allen Rädern und dem Rückwärtsgehen vorhanden. Das Vorwärtsgehen zeigt vor der dominierenden Phase allerdings bereits eine gegenüber der Ruhephase gering gesteigerte Aktivität, wodurch der Gesamtbereich breiter erscheint.

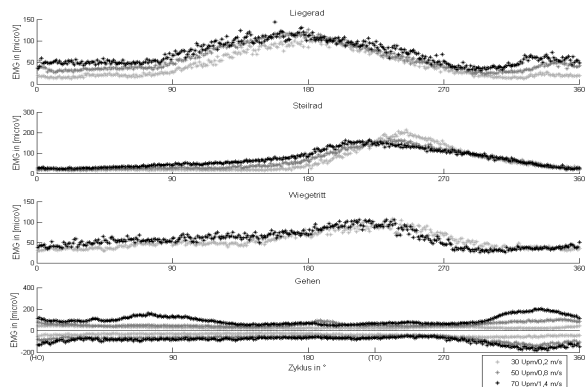


Abb. 62: EMG des M. biceps femoris bei verschiedenen Geschwindigkeiten und den 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

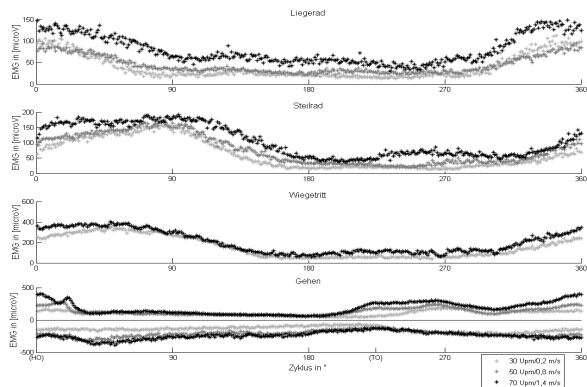


Abb. 63: EMG des M. tibialis anterior bei verschiedenen Geschwindigkeiten und den 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

Der M. gastrocnemius medialis (Abb. 64) zeigt für alle Modalitäten einen eindeutigen biphasischen Verlauf. Die deutliche Spitze beim Rückwärtsgehen, welches hier bereits nach den beschriebenen kinematischen Vergleichszeitpunkten korrigiert vorliegt, ist auf den Bodenkontakt der Zehe zu Beginn der Standphase zurückzuführen. Zu diesem Zeitpunkt muss der Muskel für kurze Zeit das gesamte Körpergewicht, welches auf dem Vorfuß lastet, tragen. Daraus resultiert der deutliche Anstieg bei höheren Geschwindigkeiten. Bei der sehr

langsamen Ganggeschwindigkeit von 0,2 m/s ist mit keiner großen momentanen Belastung des Vorfußes zu rechnen, so dass die beschriebene Spitze nicht vorhanden ist.

Für den *M. gluteus maximus* (Abb. 65) liegen am Liegerad keine Ergebnisse vor, es war keine über das Grundrauschen hinausgehende Aktivierung messbar. Dies ändert sich allerdings bei Steilrad und Wiegetritt deutlich. Geschwindigkeitsabhängig steigt die Amplitude bei beiden Rädern und dem Gehen stark an. Ist die Gesamtaktivität beim Steilrad noch unter 70 μV , liegt sie bei Wiegetritt und Gehen gleichermaßen in Bereichen bis 150 μV . Den Muskel kennzeichnet ein biphasischer Verlauf.

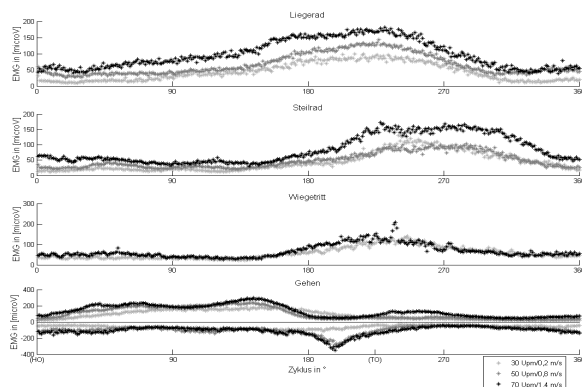


Abb. 64: EMG des *M. gastrocnemius medialis* bei verschiedenen Geschwindigkeiten und den 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

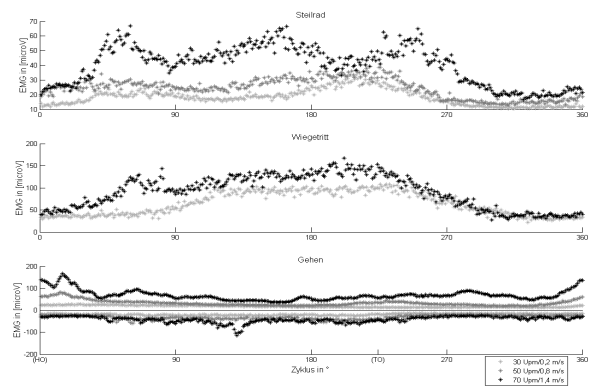


Abb. 65: EMG des *M. gluteus maximus* bei verschiedenen Geschwindigkeiten und 3 der 4 untersuchten Bewegungsmodalitäten

4.2.2 Absolute Kontribution der gemessenen Muskeln im Vergleich

4.2.2.1 Übersicht der Absolutkurven

Um die Kurven zu vereinfachen und die beabsichtigten Vergleiche durchzuführen, werden aus den obigen jeweiligen EMGs Polynome berechnet. Diese geben den Kurvenverlauf der Muskelaktivität wieder und können nach Belieben auf die unterschiedlichen Bezugspunkte normiert werden. In Abb. 66 bis Abb. 71 sind die Rohkurven der Muskelaktivitäten der verschiedenen Fahrräder gegenübergestellt.

Es lassen sich erste quantitative Aussagen der Muskelkontributionen hier bereits ablesen. Bei *M. rectus femoris* (Abb. 66) und *M. vastus lateralis* (Abb. 67) fällt die starke Aktivierung im Wiegetritt auf.

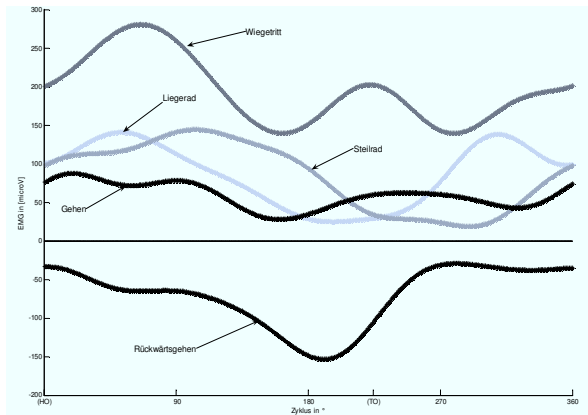


Abb. 66: Mittelwertskurve M. rectus femoris der EMG–Amplitude aller Geometrien

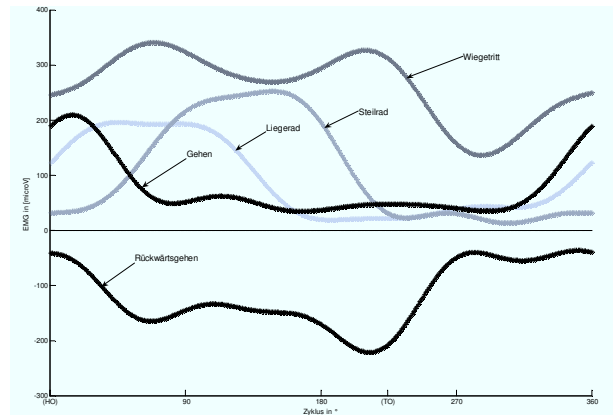


Abb. 67: Mittelwertskurve M. vastus lateralis der EMG–Amplitude aller Geometrien

Beim M. biceps femoris dominiert das Gehen (Abb. 68), der M. tibialis scheint hauptsächlich durch das Rückwärtsgehen beansprucht zu werden (Abb. 69).

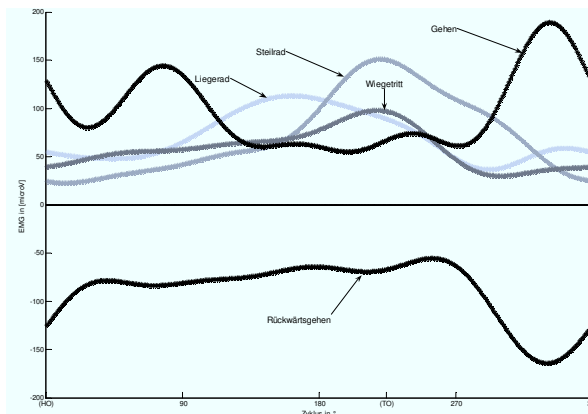


Abb. 68: Mittelwertskurve M. biceps femoris der EMG–Amplitude aller Geometrien

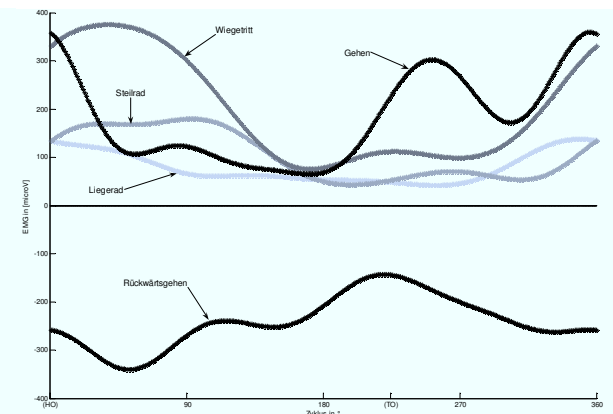


Abb. 69: Mittelwertskurve M. tibialis anterior der EMG–Amplitude aller Geometrien

Der M. gluteus maximus (Abb. 71) ist am stärksten im Wiegetritt aktiviert, beim M. gastrocnemius medialis steht das Gehen deutlich im Vordergrund (Abb. 70).

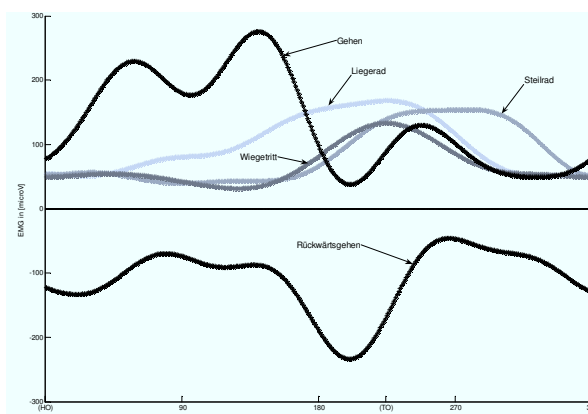


Abb. 70: Mittelwertskurve M. gastrocnemius der EMG–Amplitude aller Geometrien

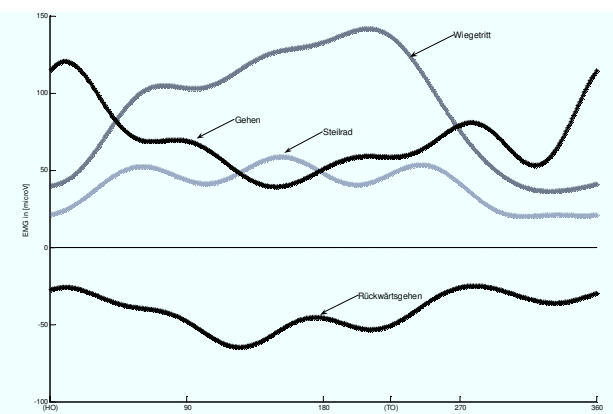


Abb. 71: Mittelwertskurve M. gluteus maximus der EMG–Amplitude aller Geometrien

4.2.2.2 Absolutes EMG über einen Zyklus

Objektiviert man diese erste Einschätzung mit Hilfe der AUC (Fläche unter der Kurve) erhält man folgende Übersicht (Tab. 5):

Muskel	Liegerad	+/-	Steilrad	+/-	Wiegetritt	+/-	Gehen vor	+/-	Gehen rück	+/-
RF	31134	4542.7	30082	9166	70202	24348	21076	19830	25606	12368
VL	33150	4442.2	37755	20184	94191	49019	26753	11687	42404	14356
BF	25425	6728.4	25930	12279	21058	11177	34734	23666	31657	9070.3
TA	28190	4018.8	37478	21276	71759	47651	64039	20375	86106	11985
GM	35400	9021.8	30305	15305	24002	15037	48420	19852	39166	20027
GLU	NaN	NaN	14518	13115	32788	15281	24501	24830	14902	11475

Tab. 5: AUC der einzelnen Muskeln; die dominierenden Werte für jeden Muskel sind hervorgehoben

Die Tendenzen, welche bereits im Überblick zu erkennen waren, werden durch die Berechnung bestätigt. Es fällt auf, dass die Aktivität von M. rectus femoris (RF) und M. vastus lateralis (VL) besonders hoch und beim Wiegetritt etwa um das doppelte der anderen Resultate erhöht ist. Der M. tibialis anterior (TA) ist zwar in ähnlichem Maße aktiv, der Unterschied zwischen Wiegetritt und den beiden Gangrichtungen ist jedoch nicht derart groß. Der Wert für den M. biceps femoris (BF) ist bei allen Geometrien etwa gleich groß, allerdings scheint ein Schwerpunkt beim Gehen zu liegen. Dasselbe scheint für den M. gastrocnemius medialis (GM) zu gelten. Anders verhält es sich beim M. gluteus maximus (GLU), welcher deutlich beim Wiegetritt aktiviert zu sein scheint.

4.2.2.3 Vergleich des Liegerads mit den anderen Geometrien

Um diese Unterschiede noch näher zu untersuchen, werden mit Hilfe eines Wilcoxon-Testes die Messdaten noch genauer untersucht.

Hier zeigt sich für Liegerad und Steilrad bei keinem der untersuchten Muskeln ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) in Bezug auf die Muskelkontribution. Im Vergleich Liegerad zu Wiegetritt jedoch nehmen die Amplituden von M. rectus femoris, M. vastus lateralis und

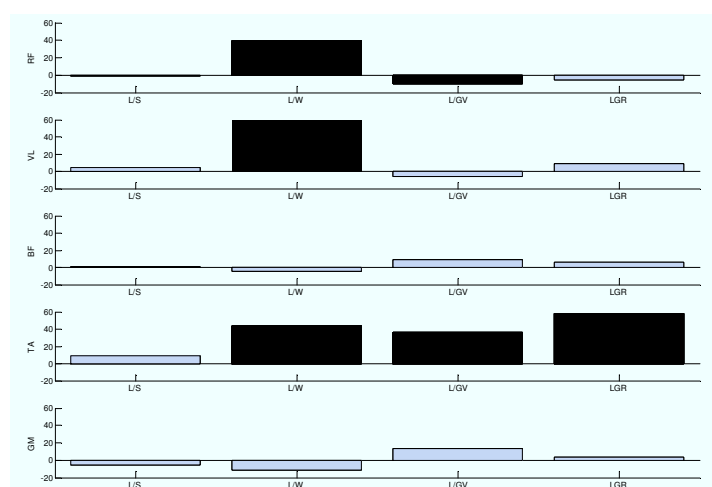


Diagramm 1: Vergleich der unterschiedlichen Geometrien; L=Liegerad, S=Steilrad, W=Wiegetritt, GV=Vorwärtsgehen, GR=Rückwärtsgehen

(schwarz=signifikant, dunkelgrau=signifikant ohne Bonferroni-Korrektur, hellgrau=nicht signifikant)

M. tibialis anterior signifikant zu. Beim Gehen ist die Amplitude des M. rectus femoris signifikant niedriger als beim Liegeradfahren, die Gesamtaktivität des M. tibialis anterior hat deutlich zugenommen. Die anderen Muskeln haben ihre Aktivität nicht signifikant verändert. Im Vergleich zum Liegerad wird der M. biceps femoris beim Rückwärtsgehen stärker aktiviert. Für die anderen Muskeln kann kein Unterschied festgestellt werden. Der M. gluteus maximus ist beim Liegerad derart schwach messbar, dass die Aktivität nicht sicher vom Grundrauschen getrennt werden konnte und deshalb nicht zum Vergleich vorliegt (Diagramm 1, Tab. 6).

Muskel	Liege-/Steilrad	Liegerad/Wiegetritt	Liegerad/Gehen vorwärts	Liegerad/Gehen rückwärts
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
RF	0.9097	0.0002	0.0024	0.0702
VL	0.6232	0.0002	0.0532	0.1932
BF	0.6776	0.2123	0.8212	0.1613
TA	0.5205	0.0002	0.0000	0.0001
GM	0.2123	0.0539	0.0597	0.8868

Tab. 6: Signifikanzen Liegerad–Vergleich (Amplitude)

4.2.2.4 Vergleich des Steilrads mit den übrigen Geometrien

Vergleicht man das Steilrad mit dem Wiegetritt, so sind signifikante Zuwächse für die Mm. rectus femoris, vastus lateralis vorhanden. Die Signifikanzen der Mm. tibialis anterior und gluteus maximus fallen durch die Bonferroni–Korrektur weg. Diese Korrektur führt auch zum Wegfall der Signifikanz von M. rectus femoris und gastrocnemius medialis beim Vorwärtsgehen, als einziger bleibt der M. Tibialis anterior, welcher deutlich

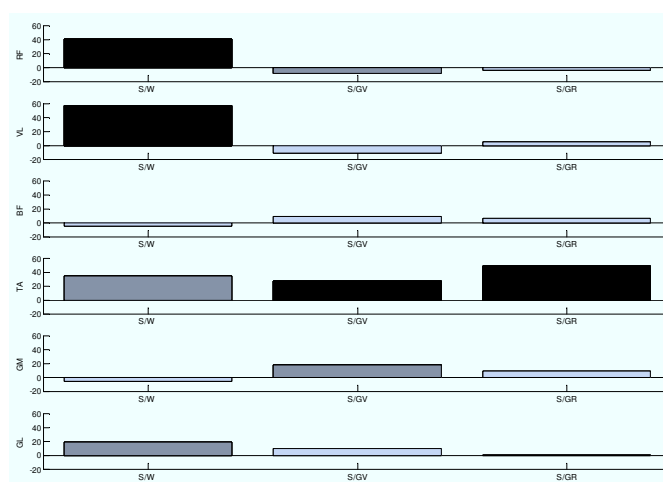


Diagramm 2: Vergleich der unterschiedlichen Geometrien; S=Steilrad, W=Wiegetritt, GV=Vorwärtsgehen, GR=Rückwärtsgehen (schwarz=signifikant, dunkelgrau=signifikant ohne Bonferroni–Korrektur, hellgrau=nicht signifikant)

stärker aktiv ist. Für die anderen lässt sich kein signifikanter Unterschied ermitteln. Im Vergleich Steilrad ist beim Rückwärtsgehen nur der M. tibialis anterior stärker aktiv (Diagramm 2, Tab. 7).

Muskel	Steilrad/Wiegetritt	Steilrad/Gehen Vorwärts	Steilrad/Gehen rückwärts
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
RF	0.0002	0.0129	0.1932
VL	0.0013	0.0532	0.2295
BF	0.4727	0.7065	0.6691
TA	0.0113	0.0024	0.0007
GM	0.1620	0.0171	0.3148
GLU	0.0379	0.2530	0.7308

Tab. 7: Signifikanzen Steilrad-Vergleich (Amplitude)

4.2.2.5 Vergleich des Wiegetritts mit dem Gehen und des Vorwärts- mit dem Rückwärtsgehen

Während beim Vorwärtsgehen die Aktivitäten der Mm. rectus femoris und vastus lateralis im Vergleich zum Wiegetritt signifikant niedriger sind, sind die Aktivitäten der Mm. biceps femoris und gasrocnemius medialis größer. Die Signifikanz für den M. biceps femoris fällt nach der Bonferroni-Korrektur jedoch weg. Im Vergleich zum Wiegetritt ist die Aktivität von M. rectus femoris und

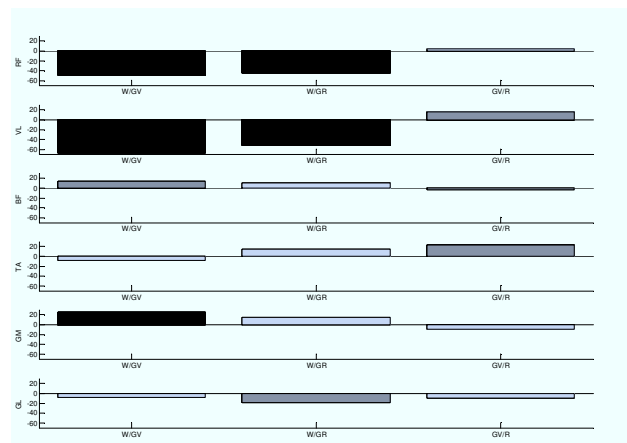


Diagramm 3: Vergleich der unterschiedlichen Geometrien; W=Wiegetritt, GV=Vorwärtsgehen, GR=Rückwärtsgehen

(schwarz=signifikant, dunkelgrau=signifikant ohne Bonferroni-Korrektur, hellgrau=nicht signifikant)

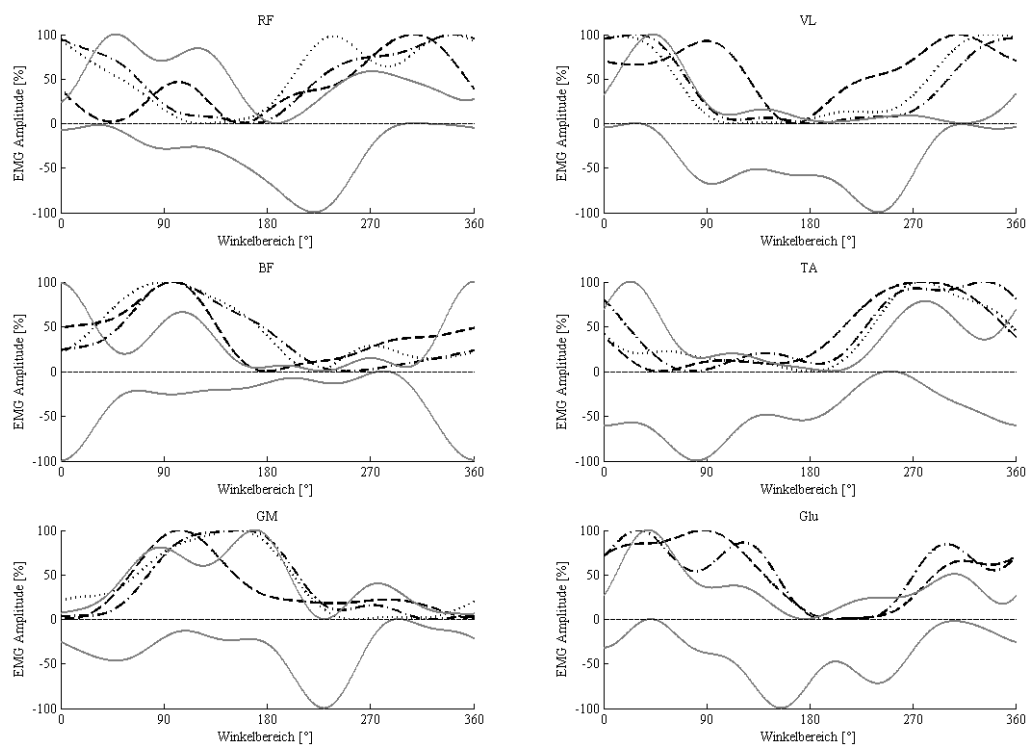
M. vastus lateralis beim Rückwärtsgehen niedriger, der M. gluteus maximus zeigt nach der Korrektur keinen signifikanten Unterschied mehr. Die anderen Muskeln ändern ihre Amplitude nicht signifikant. Beim Rückwärtsgehen unterscheiden sich die hier größeren Aktivitäten des M. vastus lateralis und des M. tibialis anterior vom Vorwärtsgehen nur ohne diese Korrektur (Diagramm 3, Tab. 8).

Muskel	Wiegetritt/Gehen vorwärts	Wiegetritt/Gehen rückwärts	Gehen vorwärts/Gehen Rückwärts
	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
RF	0.0005	0.0001	0.0864
VL	0.0000	0.0004	0.0188
BF	0.0420	0.0553	0.4460
TA	0.2804	0.1932	0.0076
GM	0.0020	0.0878	0.2040
GLU	0.0864	0.0350	0.1512

Tab. 8: Signifikanzen Wiegetritt-Vergleich (Amplitude)

4.2.3 Kontribution der Muskeln zu einzelnen Phasen

Aus Gründen, die in Abschnitt 5.3.2 diskutiert sind, werden die gemessenen Muskelaktivitäten bei der Auswertung auf die maximale Hüftflexion als Nullpunkt normiert. Einen Überblick über alle Muskeln bei den unterschiedlichen Geometrien zeigt die Abb. 72. Auf Grund der beabsichtigten zeitlichen Auseinandersetzung mit den Messdaten, sind die jeweiligen EMGs hier auf ihren Maximalwert skaliert. Das Rückwärtsgehen ist wie bereits



Liegerad:; **Steilrad:** -.-.-.-.; **Wiegetritt:** - - - - -; **Gehen:**

Abb. 72: Mittelwertskurven der EMGs auf die maximale Hüftflexion bezogen

oben beschrieben kinematisch korrigiert und zur übersichtlicheren Darstellung negativiert.

Die in Abschnitt 3.4.1.2 angegebenen Bereiche von Neptune et al. [20] müssen für jede Geometrie korrigiert werden. Dies ist nötig, da Neptune et al. eine Kurbelkonvention benutzen, die dem minimalen Knöchel–Hüft–Abstand entspricht. Die Phasen müssen also um die Differenz der Beträge aus minimalem Abstand und maximaler Hüftflexion verschoben werden. Da die Totpunkte (minimaler Abstand) und die Gelenkwinkelverläufe wie in den Abschnitten 4.1.2 und 4.1.3 beschrieben für jede Geometrie unterschiedlich sind, ist dies mit den für die jeweilige Modalität ermittelten Werten durchzuführen. Dadurch werden die in Abb. 16 für ein Steilrad dargestellten vier Phasen den unterschiedlichen Modalitäten

angepasst. Das EMG muss dann noch wie in Abb. 72 dargestellt auf die jeweiligen Hüftmaxima aus dem Abschnitt 4.1.3.2 normiert werden und wird für jede durch einen Winkelbereich definierte Zyklusphase dahingehend untersucht, wie lange ein Muskel in der jeweiligen Phase prozentual aktiv ist.

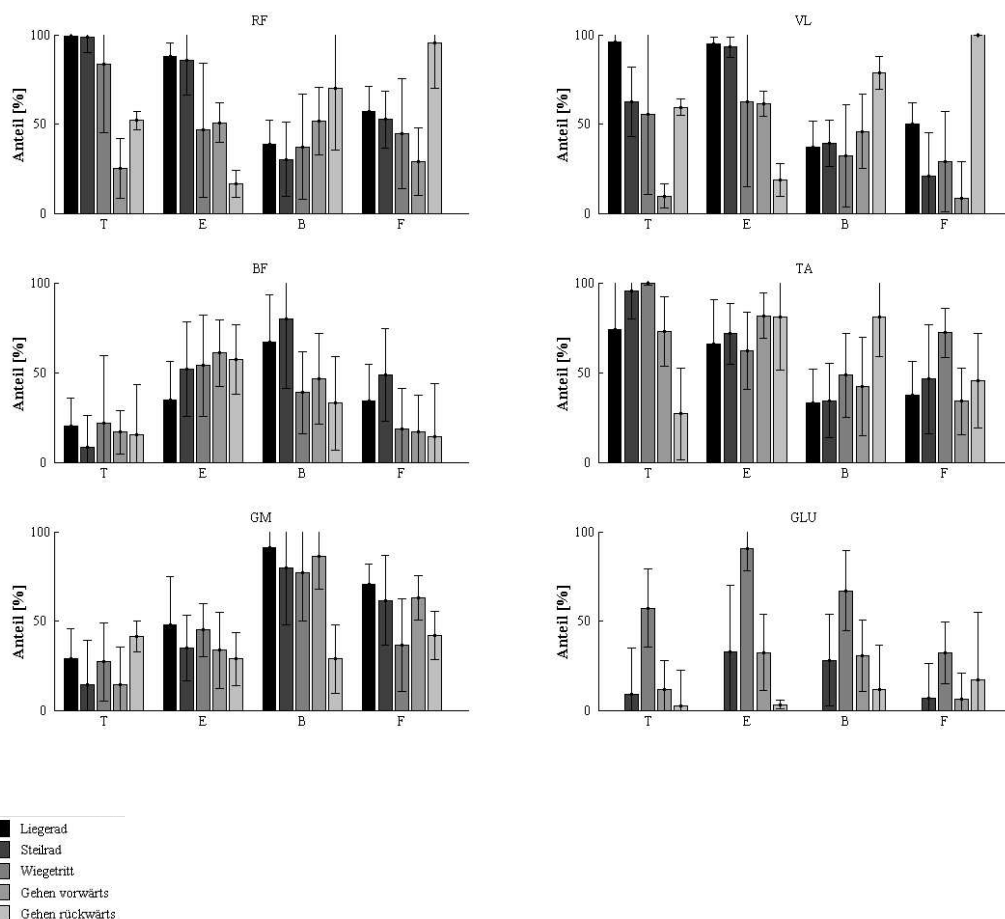


Abb. 73: Prozentualer Anteil der Muskelaktivität an der jeweiligen Phase

Die Phasen sind zur Erinnerung E=Extension, F=Flexion, T=Top, B=Bottom. Bei Neptune et al. sind die Aktivitäten in dieser Reihenfolge als Balkendiagramme dargestellt. Dadurch werden jeweils zwei sich gegenüberliegende Paare verglichen. Für die Abb. 73 wird allerdings eine dem Zyklus angepasste Reihenfolge gewählt. Dadurch wird die Darstellung übersichtlicher und leichter verständlich, auch wenn sich große Teile der Phasen überlappen. Durch diese Anordnung formen die Balken in etwa den Verlauf des EMGs nach. Besonders gut zu beobachten ist diese Tatsache am M. biceps femoris.

Betrachtet man den M. rectus femoris, fällt auf, dass dieser Muskel bei sämtlichen Fahrrädern sehr aktiv ist. Dies gilt mit Ausnahme der Extensionsphase auch für das Rückwärtsgehen. Beim Vorwärtsgehen ist dieser Muskel fast nie aktiv, allenfalls kurz mit etwa 75% in der Bottomphase. Dasselbe Bild zeigt sich auch beim M. vastus lateralis, wobei dieser eine

deutlichere Zuordnung zur Extensionsphase aufweist (60%). Der Muskel zeigt sich auch beim Rückwärtsgehen deutlich aktiver als der M. rectus femoris (B=65%, F=90% vs. B=80%, F=100%). Anders als bei der absoluten Amplitude verhält sich dieser Muskel beim Wiegetritt zeitlich gesehen zurückhaltend. Er ist prozentual immer weniger aktiv als bei den anderen Rädern. Dies ist ein Unterschied zu den Ergebnissen aus den Flächenberechnungen.

Der M. biceps femoris zeigt ein ähnlich homogenes Bild wie bei den Amplitudenauswertungen, hier jedoch mit leichtem Schwerpunkt auf den Fahrrädern. Bei Liege- und Steilrad erreicht er Aktivierungsniveaus von 70–80%. Derartige Werte werden von Wiegetritt und Gehen, unabhängig von der Richtung nicht erreicht. Der M. tibialis anterior dominiert beim Rückwärtsgehen in zwei Phasen das Bild (E und B=80%). Beim Wiegetritt ist er in drei Phasen stark beteiligt (T=100%, F=80%, E=70%). Zum Vorwärtsgehen trägt er vor allem in E (80%) und F (75%) zur Bewegung bei. An Liege- und Steilrad ist er hauptsächlich in T aktiv. Der M. gastrocnemius medialis fällt wie bei der absoluten Aktivierung nicht durch allzu starke Beteiligung auf, das Bild ist ähnlich dem M. biceps femoris homogen. Anders verhält es sich beim M. gluteus maximus: Zwar liegen für das Liegeradfahren keine Daten vor, eine deutliche Aktivierung ist allerdings beim Wiegetritt (E=90%) vorhanden.

5 Diskussion

5.1 Wesentliche Ergebnisse der Versuche

Als wichtigstes Ergebnis der vorliegenden Studie ist der herausgearbeitete Zusammenhang zwischen geführter Bewegung und Gehen zu nennen.

Zusammenfassend ist auf die Steigerung der Kontribution der Extensorengruppe in Knie-, Hüft- und Sprunggelenk (Mm. quadriceps, gluteus maximus, tibialis anterior) und die Abnahme der Flexorengruppenbeiträge in Knie- und Sprunggelenk (Mm. biceps femoris, gastrocnemius medialis) beim Übergang vom Liege- über das Steilrad zum Wiegetritt hinzuweisen (vgl. Tab. 9, S. 70). Das Gehen stellt eine eigene Entität dar, wobei besonders Sprung- und Hüftgelenkextensoren aktiviert sind.

Bei einem Vergleich der Kontribution der einzelnen Muskeln bei den erwähnten Lokomotionsarten, fällt auf, dass beim Wiegetritt in besonderem Maße die Mm. rectus femoris, vastus lateralis, tibialis anterior und gluteus maximus aktiv sind. Die wichtigsten Muskeln beim Vorwärtsgen sind die Mm. tibialis anterior, biceps femoris und gluteus maximus. Beim Rückwärtsgen ist besonders der M. tibialis anterior aktiv, ähnlich wie bei Vorwärtsgen und Wiegetritt.

Der Wiegetritt stellt somit einen Übergang zwischen sitzendem Radfahren und Gehen dar. Er vereint die Aktivierungskomponenten der Radfahrbewegung mit Elementen des Gehens wobei sowohl die Oberschenkel- als auch die Unterschenkelmuskulatur stark beansprucht wird.

Die der Berechnung der Muskelkontributionen zu Grunde liegende Bewegungsanalyse hat zu dem Ergebnis geführt, dass sich die Bewegungsmodalitäten anhand des Hüftwinkelverlaufs am besten gegenüberstellen lassen. Der Zeitpunkt der maximalen Hüftflexion wurde als Nullpunkt gewählt. Es ist besonders auf die kinematische Ähnlichkeit des Gehens und einer in den Pedalen stehenden Position am Fahrrad hinzuweisen.

5.2 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse mit Werten der Literatur ist schwierig, da andere Autoren die Muskelaktivitäten nicht über die AUC (Fläche unter der Kurve) bewerten, sondern meist über die maximale Aktivierung, die ein Muskel erreicht (PAV, „peak absolute value“). Es wird dann der Mittelwert aus Messergebnissen einer Population gebildet und mit den PAV anderer Muskeln [4] oder das Fahrradfahren mit dem Gehen [3] verglichen. Dieses PAV wird bei Winter et al. [4] als Absolutwert in μV angegeben, bei Ericson et al. [3] und Brown et al. [1] als Anteil an der maximalen Willkürkontraktion (%MVC, „maximal voluntary contraction“). Die Gründe für den Verzicht auf normierte EMG-Amplituden und die Verwendung der Absolutwerte in der durchgeführten Studie sind in Abschnitt 5.3 näher erläutert.

Vergleich Steilrad / Gehen

Eine Gegenüberstellung des Fahrradfahrens und des Gehens anhand kinematischer Parameter in Bezug auf die Muskelkontribution liegt nicht vor.

Das Fahrradfahren mit unterschiedlich hoher Sitzposition wurde von Ericson et al. [3] untersucht und die Ergebnisse den beim Gehen auftretenden Aktivitäten gegenübergestellt. Eine tatsächliche Variation des Hüfswinkels wie in dieser Arbeit ist dadurch nicht erfolgt, am ehesten entspricht die Versuchsanordnung bei Ericson et al. der Gegenüberstellung Steilrad–Gehen.

Außerdem wird hier eine von den Probanden selbst bestimmte Schrittgeschwindigkeit einer festgelegten Kurbeldrehzahl von 60Upm gegenübergestellt. Darüber hinaus ist die Belastung mit 120W beim Radfahren deutlich höher als diejenige, welche in vorliegender Arbeit im Hinblick auf die reduzierten Kraftreserven Querschnittgelähmter für die gesunden Probanden gewählt wurde, um einen möglichst gute Anpassung an die von gelähmten Patienten erreichbaren Leistungen zu erzielen. Die Absolutwerte des in den jeweiligen Studien gemessenen EMGs würden allein aus diesem Grund voneinander abweichen. Im Gegensatz zur bei Ericson et al. verwendeten Normierung lässt die hier angewandte Methodik einen intermuskulären Vergleich zu.

Beide Studien kommen zu folgenden übereinstimmenden Ergebnissen:

Die mittlere Aktivierung der Mm. rectus femoris und vastus lateralis ist beim Radfahren größer als beim Gehen, während die Mm. tibialis anterior, gastrocnemius medialis und

gluteus maximus beim Gehen aktiver sind. Für den M. biceps femoris kann kein signifikanter Unterschied der Kontribution zwischen den beiden Bewegungsarten nachgewiesen werden. Diese Resultate entsprechen den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit für den Vergleich Steilrad–Gehen. Eine Gegenüberstellung von Liegerad, Wiegetritt und Gehen liegt in der Literatur nicht vor.

Vergleich Liegerad / Steilrad

Brown et al. variierten die Hüftposition mit Hilfe einer Art Kipptisch und untersuchten die Aktivierungsmuster der Mm. rectus femoris, biceps femoris, triceps surae und tibialis anterior [1]. Dabei wurden Sitzpositionen zwischen 0° und 80° zur Horizontalen eingenommen. Durch eine feste Fixierung des Oberkörpers am Kipptisch und den Einsatz des Sattels wurde ein konstanter Beckenwinkel erzielt. Dies steht im Unterschied zur in dieser Arbeit verwendeten Methode, da hier eine möglichst natürliche Sitzposition angestrebt werden sollte. Die Ergebnisse von Brown et al. sind wiederum in %MVC angegeben. Auch hier wird eine Steigerung der Aktivitäten der Mm. tibialis anterior und rectus femoris bei einer Positionsänderung von der Horizontalen zur Vertikalen hin berichtet. Der triceps surae nimmt in seiner Aktivität auch bei Brown et al. ab und entspricht in vorliegender Arbeit dem M. gastrocnemius medialis als Vertreter dieser Muskelgruppe. Die von Brown et al. sowohl absolut als auch zeitlich beobachtete Aktivitätssteigerung des M. biceps femoris beim Übergang zur Vertikalen ist bei den durchgeführten Versuchen in Bezug auf die Amplitudensteigerung nicht signifikant. Der zeitliche Aspekt kann allerdings nachvollzogen werden. Da die Probanden nicht nur durch den Sattel sondern zusätzlich durch Gurte am Oberkörper fixiert waren, sind Aussagen zu einem Wiegetritt nicht möglich. Die Ergebnisse der vor allem in der Top- und Extensionsphase aktiven Muskeln entsprechen sich (M. rectus femoris, M. tibialis anterior), da der Proband in beiden Studien gegen den festen Widerstand der Rückenlehne drückt. Zieht der Proband während der Extensions-, Bottom- und Flexionsphasen am Pedal, wird er bei Brown et al. durch die Gurte am Oberkörper in einer definierten Lage gehalten. Dies ist ein wesentlicher Unterschied der Methoden beider Studien. Allerdings schöpft der M. biceps femoris, berücksichtigt man die MVC normalisierte Skala, auch bei Brown et al. mit 20 bis 40% seiner maximalen Aktivierung deutlich weniger seiner Kapazität aus als die drei anderen dort untersuchten Muskeln. Dies konnte auch in der durchgeführten Studie beobachtet werden.

Gehen

Winter et al. berichten für das Gehen eine stärkere Beanspruchung der Unterschenkel- als der Oberschenkelmuskulatur [4]. Diese Ergebnisse entsprechen denen der vorliegenden Arbeit in Bezug auf die absolute Aktivierung und wiederholen die Resultate von Ericson et al. [3]. Da hier ein Vergleich der einzelnen Muskeln untereinander erfolgt, greifen die Autoren auf die Absolutwerte des registrierten EMGs zurück. Winter et al. führen in der angeführten Studie keine Gegenüberstellung unterschiedlicher Bewegungsmodalitäten oder Körperpositionen durch, es wird lediglich die Aktivitätsverteilung auf unterschiedliche Muskelgruppen untersucht.

5.3 Interpretation der Ergebnisse aus dem Vergleich der Muskelkontributionen

In der vorliegenden Arbeit werden erstmalig die Beiträge der verschiedenen Muskelgruppen des Beines zu drei verschiedenen Arten des Radfahrens denen des Gehens bei niedriger Last unter dem Aspekt der absoluten Aktivierung und zeitlichen Verteilung unter Berücksichtigung der Kinematik gegenübergestellt.

Geht man davon aus, dass unterschiedlich starke Aktivierung eines Muskels im EMG absolut gemessen als Spannung einen Hinweis auf den Beitrag des einzelnen Muskels zur Gesamtbewegung gibt, dann lassen sich die Fahrräder sowohl untereinander als auch mit dem Gehen vergleichen. In der Literatur wird das EMG hauptsächlich auf die maximale Willkürkontraktion (MVC) bezogen [16, 40-42]. Bei dieser Normierung, welche besser reproduzierbar ist, lassen sich aber erstens keine interindividuellen Vergleiche anstellen und zweitens wird der Vergleich mit anderen Muskeln bei jeder Relativierung schwierig. Verschiedene Autoren normieren nicht auf eine MVC, wenn sie die Aktivierung bei einer zyklischen Bewegung untersuchen und beispielsweise diese mit anderen Bewegungen vergleichen [43, 44]. Manche Autoren gehen soweit, eine Normierung bei zyklischen Bewegungen bewusst abzulehnen. Kyröläinen et al. [19] untersuchten zum Beispiel das EMG-Verhalten bei Erhöhung der Laufgeschwindigkeit. Dabei fällt auf, dass das absolute EMG bei verschiedenen Muskeln und durchgeführten Bewegungen teilweise deutlich über der vorher als maximal bestimmten Schwelle liegt. Dieses Phänomen könnte auf Reflexe oder extreme Bremsbewegungen zurückzuführen sein. Auch in den vorliegenden Versuchen könnte so etwas, vor allem beim Wiegetritt, eine Rolle spielen. In der EMG-Fibel von Konrad [14] wird genau dieses Problem als supramaximales EMG angesprochen. Deshalb wurde bewusst auf eine Normierung des EMG verzichtet.

Ein weiterer interessanter Punkt ist der Zusammenhang zwischen dem EMG und der entwickelten Kraft. Hier wird kontrovers diskutiert. Anders et al. weisen einen linearen Zusammenhang zwischen EMG und Kraft zurück [40]. Dagegen sehen Suzuki et al. [45] und Boe et al. [16] einen solchen Zusammenhang als gegeben an. Milner-Brown und Stein [17] wiesen unter bestimmten Voraussetzungen eine lineare Abhängigkeit bereits 1974 nach.

Diese ist in erster Linie nicht wichtig für die durchgeführte Untersuchung, da die Bewegungen ja nicht auf die benötigte Kraft am einzelnen Gelenk untersucht werden. Allerdings lassen sich durch die Amplituden, da das aufgebrachte Drehmoment fest vorgegeben ist, indirekt auch zusätzlich Rückschlüsse auf Kraftbeiträge der Muskeln ziehen. Es wird in dieser Arbeit jedoch nicht untersucht, wie kräftig der einzelne Muskel kontrahiert,

sondern wie stark er aktiviert ist. Deshalb spielt es keine Rolle, ob nun ein linearer Zusammenhang besteht oder nicht. Es muss aber auf diese Problematik hingewiesen werden, um nicht den Eindruck zu erwecken, Aktivierung eines Muskels sei mit der erzeugten Kraft gleichzusetzen.

5.3.1 Muskelkontribution als EMG–Amplitude

Aus den Untersuchungen des Abschnitts 4.2.2 und Diagramm 1 bis Diagramm 3 fallen besonders die im Folgenden diskutierten Resultate auf.

Die großen Oberschenkelmuskeln M. rectus femoris und M. vastus lateralis als Vertreter des M. quadriceps femoris sind besonders stark beim Wiegetritt aktiviert. Für diese Geometrie sind die Unterschiede bei beiden in jede Richtung signifikant. Sie werden also beim Wiegetritt deutlicher aktiviert als beim Radfahren und beim Gehen. Der M. rectus femoris ist dagegen zusätzlich beim Gehen weniger aktiv als beim Liegeradfahren. Diese Tendenz besteht zwar auch beim Steilrad ist jedoch nicht signifikant. Genauso verhält sich der M. vastus lateralis, weist aber über eine leichte Tendenz hinaus keinen nachweisbaren signifikanten Unterschied auf. Die Präferenz dieser Muskeln scheint also eher beim Radfahren zu liegen.

Als besonderer Muskel ist der M. biceps femoris anzuführen. Es ist kein signifikanter Unterschied zwischen zwei Lokomotionsarten nachweisbar. Die einzige, ursprünglich vorhandene Signifikanz fällt durch die Bonferroni–Korrektur weg, spiegelt allerdings eine Grundtendenz wider: Der Muskel ist beim Gehen etwas stärker aktiv als beim Radfahren und wiederum vorwärts etwas mehr als rückwärts.

Betrachtet man den M. tibialis anterior, fällt auf, dass Liegerad und Steilrad diesen Muskel ähnlich wenig beanspruchen. Am meisten wird der Muskel beim Rückwärtsgehen aktiviert, der Unterschied zwischen vorwärts und rückwärts ist allerdings nicht signifikant. Deutlich ist der Abstand zu Liege– und Steilrad. Ein Übergang scheint der Wiegetritt zu sein, dieser liegt von der Aktivierung zwischen Steilrad und Gehen, weist aber weder zum Steilrad noch zum Gehen eine signifikante Differenz auf. Dieser Muskel ist also am wichtigsten beim Gehen.

Der M. gastrocnemius medialis ist besonders beim Vorwärtsgehen aktiv. Allerdings ist das Bild genauso homogen wie beim M. biceps femoris. Auffällig ist, dass hier der Wiegetritt ausnahmsweise keinen Übergang zwischen Rädern und Gehen darstellt.

Da für den M. gluteus maximus am Liegerad keine Daten vorliegen, lässt sich nur über Steilrad, Wiegetritt und dem Gehen eine Aussage treffen. Am ehesten scheint der Muskel

beim Wiegetritt aktiv zu sein. Signifikante Unterschiede zwischen Steilrad/Wiegetritt und Rückwärtsgehen/Wiegetritt fallen nach der etwas strengeren Bonferroni-Korrektur allerdings weg.

Insgesamt lässt sich also bemerken, dass der Wiegetritt für alle Muskeln mit Ausnahme des M. gastrocnemius medialis einen Übergang zwischen Radfahren und Gehen darstellt. Die einzelnen Muskeln werden zwar absolut gesehen unterschiedlich stark beansprucht, am stärksten offensichtlich der M. quadriceps femoris, allerdings ist der Unterschied beim Wiegetritt nicht so groß wie bei den anderen untersuchten Bewegungsmodalitäten.

5.3.2 Muskelkontribution als phasenbezogene EMG-Aktivität

Jenseits seiner Größe (Amplitude) ist ein weiterer Aspekt des EMG sein zeitlicher Verlauf. Dies ist deswegen wichtig, weil eine kurze, starke Aktivierung eines Muskels von einer kontinuierlichen, leichten nicht unterschieden werden kann, wenn nur die Fläche unter der Kurve (AUC) herangezogen wird. Eine starke zeitliche Aktivierung liegt vor, wenn die Überschreitung der vorher festgelegten Aktivierungsschwelle hoch ist und dies in mehr als einer Zyklusphase der Fall ist. Es wurde, wie beschrieben der Zyklus in vier Phasen unterteilt, derer sich jeweils zwei zum Teil überlappen. Anders als bei Neptune et al. [20] sind diese Phasen in Abb. 73 in chronologischer Reihenfolge sortiert. Die Winkelbereiche überschneiden sich allerdings an ihren Randbereichen. Dies könnte insofern problematisch sein, als ein Muskel nun in beiden Phasen mit einer insgesamt größeren Wahrscheinlichkeit als aktiv angenommen wird. Der gesamte prozentuale Anteil könnte eventuell also verzerrt dargestellt sein und überschätzt werden. Aus diesem Grund wurde auf eine eingehende statistische Analyse verzichtet. Insgesamt lassen sich aber wie bei der Amplitudenbestimmung Tendenzen ablesen. Bei den Amplitudenbestimmungen wurde auf Grund der Überschneidungen ein gesamter Zyklus zu Grunde gelegt. Dies ermöglicht eine Kontrolle dieser Vergleiche. Außerdem war es durch die Benutzung einer bereits in der Literatur verwendeten Methode [20] möglich, zu überprüfen, ob die Ergebnisse der EMG-Messungen am Steilrad belegbar sind und kein systematischer Fehler vorliegt.

Das EMG wird auf die maximale Hüftflexion normiert, da diese bei allen Geometrien als markanter Punkt festzustellen ist und einen zweiphasigen Verlauf widerspiegelt. Dies ist beim Fersen-Hüftabstand wie er bei Zehr et al. [30] und bei Neptune et al. [20] Verwendung findet im Fall des Gehens nicht so. Zudem lässt sich das Gehen nicht in zwei gleichlange Phasen unterteilen und der Zug- und Druckphase des Rades gegenüberstellen, da das Verhältnis von Stand- zu Schwungphase nicht 50/50 sondern 60/40 oder eher noch unterschiedlicher ist.

Deshalb wird das auf den Hüftwinkel bezogene Referenzsystem verwendet obwohl manche Autoren die vom Fersen–Hüftabstand abgeleitete Normierung bevorzugen [20, 30]. Der absolute Abstand wird nur herangezogen, um die relativen Verschiebungen der von Neptune et al. [20] verwendeten Zyklusphasen zum Hüftkoordinatensystem zu berechnen und dann zur Korrektur einzusetzen.

Ähnlich der Situation bei den absoluten Amplituden spielt der M. quadriceps eine wichtige Rolle bei den Fahrradbewegungen, insbesondere der M. rectus femoris auch beim Rückwärtsgehen (Ausnahme: Extensionsphase). Da die Gesamtamplitude dieses Muskels beim Rückwärtsgehen allerdings nicht sehr groß ist, ist der Beitrag zur Bewegung eher als koordinierend zu werten, berücksichtigt man, dass eine stärkere Aktivierung auch mehr Kraft bedeuten würde. Dies könnte bei einer ungewohnten Fortbewegung wie dem Rückwärtsgehen ein Grund für die zeitlich ausgedehnte Aktivierung und für die niedrigen Absolutbeträge sein. Der M. vastus lateralis unterscheidet sich in diesem Aspekt vom M. rectus femoris nicht. Auch dieser ist absolut gesehen beim Gehen nicht so stark aktiv wie beim Radfahren, zeitlich gesehen ist er jedoch sogar noch länger aktiv als der M. rectus femoris. Die Quadriceps–Aktivität konzentriert sich beim Vorwärtsgehen auf die Extensions– und Bottomphase, beim Rückwärtsgehen auf Flexions–, Bottom– und Topphase des Beines. Auf Grund der zeitlichen Ausdehnung dürfte beim Rückwärtsgehen eine stabilisierende Funktion vorherrschen.

Eine genaue Aussage der zeitlichen Verteilung der Aktivität der Quadriceps–Gruppe beim Wiegetritt ist auf Grund der großen Streuung der Messwerte schwierig. Tendenziell ist die zeitliche Strategie aber dieselbe wie bei Liege– und Steilrad.

Eine klare phasenbezogene Aktivierung ist beim M. biceps femoris vorhanden. Diese liegt für die Räder eher in der Bottomphase, für das Gehen und den Wiegetritt allerdings in der Extensionsphase. Auch hier wird wieder eine Ähnlichkeit zum Gehen evident. An der hier dargestellten zeitlichen Aktivierung lässt sich der Verlauf der bei allen Geometrien vorhandenen einphasigen Aktivierung nachvollziehen, sie spiegelt das erzeugte EMG wieder (vgl. Abb. 72 und Abb. 73, der Zyklusbeginn aus Abb. 72 liegt zwischen Top– und Extensionsphase, BF=M. biceps femoris).

Ähnlich wie bei den Ergebnissen der EMG–Amplituden ist der M. tibialis anterior auch hier besonders beim Rückwärtsgehen aktiv. Er wird also nicht nur stark sondern auch lange beansprucht. Beim Wiegetritt dominiert er das Bild in drei Phasen ähnlich stark, beim Vorwärtsgehen in zwei. Dies ist mit kongruent zu den AUC–Daten. Der Wiegetritt ist auch hier eine auf einem Fahrrad durchgeführte Bewegung, welche an das Gehen erinnert.

Der M. gastrocnemius medialis ist nicht nur absolut sondern auch zeitlich gesehen insgesamt

nicht stark aktiv und ähnlich wie der M. biceps femoris ähnlich homogen bei allen Geometrien.

Der M. gluteus maximus dagegen ist wie oben in besonderem Maße beim Wiegetritt aktiv. Er erstreckt sich mit Schwerpunkt auf der Extensionsphase zeitlich bis in die beiden benachbarten Phasen.

5.3.3 Prinzipien der Anpassung der Muskelkontribution an die Lokomotionsmodalität

Aus theoretischer Sicht ist es zu erwarten, dass bei Änderungen der Lage des Körpers im Raum auch die Verteilung des Kraftbeitrags zur Bewegung betroffen ist. Ursächlich dafür sind Einflüsse der Schwerkraft, welche die an Gelenken und Muskeln auftretende Belastung und die sensorischen Rückmeldungen bestimmt [1]. Sind diese Einflüsse teilweise aufgehoben, wie beim Fahren an einem Liege- oder Steilrad im Sitzen, ist auf Grund des geringen Betrags der verbleibenden Restkräfte nicht von grundlegenden Unterschieden zwischen beiden Lokomotionsmodalitäten auszugehen (Diagramm 1, Abb. 73). Beim Wiegetritt und Gehen ohne Gewichtsentlastung wirkt dagegen zusätzlich das volle Gewicht des Rumpfes auf die untere Extremität. Deshalb ist anzunehmen, dass sich diese beiden Modalitäten in Bezug auf die Muskelkontribution ähneln. Beim Wiegetritt kommt außerdem der Fahrradcharakter der Bewegung hinzu. Da die Beine bei einer starren Achse verbunden sind, wirken sich Stöße der einen immer auch auf die Gegenseite aus. Eine Seite kann also die andere unterstützen, was Abweichungen vom Gehen zur Folge haben kann. Zusätzlich ist beim Wiegetritt der Rumpf im Vergleich zum Gehen am Laufband viel stärker in Bewegung, da das Bein wie beim Steilrad zyklische Höhenunterschiede zurücklegt. Diese Höhenkomponente spielt beim Liegerad keine große Rolle. Beim Wiegetritt ist jedoch nicht nur das Bein betroffen, sondern der ganze Körper an der Auf- und Abwärtsbewegung beteiligt. Diese Überlegung legt den Schluss nahe, dass es durch die Fliehkraft zu Belastungen kommt, welche größer als beim Gehen sind. Der Einsatz einer Bremse kann zusätzlich zu einer stärkeren Beanspruchung der Muskulatur als beim Gehen führen (Diagramm 3).

Betrachtet man die Beiträge der Knieextensoren, fällt die eindeutig steigende Tendenz der Kontribution (Amplitude) von Liege- über Steilrad bis zum Wiegetritt auf (vgl. Tab. 9, Zeile 1, Spalte 1–3). Diese Tatsache entspricht offensichtlich dem Radfahrcharakter, da der Trend sich nicht beim Gehen fortsetzt (Tab. 9, Zeile 1, Spalte 1). Auf Grund der großen Belastung

im Wiegetritt ist der M. vastus lateralis auch am aktivsten unter allen Radfahrpositionen.

Bei Liege- und Steilrad ist kein signifikanter Unterschied des Knieflexors messbar. Beim Wiegetritt ist die Abnahme der Kontribution des untersuchten Muskels allerdings etwas deutlicher (Tab. 9, Zeile 2, Spalte 1–3). Beim Gehen ist der M. biceps femoris insgesamt wichtiger als beim Radfahren. Möglicherweise kommt dies durch den ungleich größeren Beitrag der Extensoren bei Steilrad und Wiegetritt auf Grund der Kurbelverbindung zustande. Auffallend ist die zeitlich ähnliche Verteilung des Knieflexors bei Wiegetritt und Gehen (Abb. 73, BF). Die Oberschenkelmuskulatur ändert die Verteilung der Kontributionen also nicht homogen in eine Richtung zu insgesamt mehr Aktivität beim Gehen.

Der gemessene Sprunggelenksdorsalextensor (M. tibialis anterior, [10]) steigert seine Aktivität dagegen in dieser Weise, wobei er beim Gehen etwas weniger aktiv ist, als beim Wiegetritt (Tab. 9, Zeile 3). Wie am Oberschenkel nimmt der Anteil des Antagonisten (M. gastrocnemius medialis) wahrscheinlich ebenfalls auf Grund der gegenseitigen mechanischen Beeinflussung vom Liegerad bis zum Wiegetritt ab. Er ist, wie der Knieflexor am Oberschenkel, jedoch beim Gehen insgesamt aktiver als beim Radfahren, unabhängig von der Position, in der dieses durchgeführt wird (Tab. 9, Zeile 4).

Betrachtet man die Bewegungen im Hüftgelenk, verhält sich der Extensor ähnlich wie am Unterschenkel. Der dafür wichtigste Muskel ist der M. gluteus maximus. Es liegen keine Daten für das Liegerad vor, was darauf zurückzuführen ist, dass mit den gegebenen Methoden auf Grund der geringen Amplitude keine Unterscheidung der Aktivität vom Grundrauschen möglich war. Diese Tatsache, und die Ergebnisse aus den Messungen an Steilrad und im Wiegetritt sind als Steigerung der Aktivität von Liegerad bis zum Wiegetritt zu interpretieren. Insgesamt ist der Muskel, ähnlich wie beim Sprunggelenksdorsalextensor beim Wiegetritt etwas mehr aktiv als beim Gehen (Tab. 9, Zeile 5).

Muskelfunktion	Liegerad	Steilrad	Wiegetritt	Gehen
KE (RF/VL)	+	++	++++	--
KF (BF)	-	-	--	+
SE (TA)	+	++	++++	+++
SF (GM)	-	--	---	+
HE (GLU)	---	+	+++	++

KE=Knieextensor, KF=Knieflexor, SE=Sprunggelenksextensor, SF=Sprunggelenksflexor, HE=Hüftextensor

RF=M. rectus femoris; VL=M. vastus lateralis; BF=M. biceps femoris; TA=M. tibialis anterior; GM=M. gastrocnemius medialis; GLU=M. gluteus maximus

Tab. 9: Prinzip der Aktivitätsverteilung bei unterschiedlichen Geometrien

Sein bedeutendster, direkter, eingelenkiger Antagonist, der M. iliopsoas ist mit den

eingesetzten Geräten leider nicht für einen Vergleich zugänglich. Es ist wahrscheinlich, dass auch hier, zumindest bei den fahrradähnlichen Bewegungen, ein Rückgang der Aktivität zu beobachten wäre. Der zweigelenkige M. rectus femoris zeigt zwar diese Tendenz nicht, ist aber für einen Vergleich auf Grund seiner Doppelfunktion auch nur bedingt geeignet.

Es lässt sich also für die an Knie- und Sprunggelenk wirkenden Muskeln bei den untersuchten Lokomotionsarten das in Tab. 9 angezeigte Prinzip ableiten. Die Ergebnisse für das Hüftgelenk weisen auf eine den Beiträgen im Sprunggelenk ähnliche Strategie hin.

5.3.4 Bedeutung für die Rehabilitationsmedizin

Gezieltes Training der Muskulatur

Besteht der Bedarf eines gezielten Trainings der Muskulatur, die sowohl für das Fahrrad als auch für das Gehen relevant ist, dürfte der Effekt beim Wiegetritt am größten sein (Tab. 9). Hier wird die beim Gehen nicht allzu wichtige Oberschenkelmuskulatur besonders gekräftigt. Die Ergebnisse bestätigen die große Bedeutung für das Steil- oder Liegeradfahren, worauf auch Ericson et al. hinweisen [2, 3, 46]. Bei beiden werden allerdings der M. rectus femoris und der M. vastus lateralis nicht so stark aktiviert wie beim Wiegetritt (Diagramm 1, Diagramm 2). Für den M. biceps femoris zeigt keine der Methoden einen signifikanten Vorteil. Allerdings scheint dies auf die starre Verbindung durch die Kurbelachse zurückzuführen sein. Der M. tibialis anterior wird beim Wiegetritt ähnlich stark beansprucht wie beim Gehen. Es ist also auch hier von einem ausreichenden Training durch den Wiegetritt auszugehen. Der M. gastrocnemius macht als einziger eine Ausnahme. Seine Aktivität ist niedriger als erwartet, da sich die Pedalachse bei den Versuchen in der Mitte des Fußes befand. Hier ist der Wiegetritt eindeutig im Nachteil. Die Kontribution des M. gastrocnemius ist beim Liegerad der des Gehens am ähnlichsten. Zurückzuführen ist das möglicherweise auf die Körperlage, da der Abfall der Aktivität zum Wiegetritt hin stetig ist (Tab. 9, Zeile 4, Spalte 1–3). Der M. gluteus maximus als stärkster Hüftextensor wird am besten beim Wiegetritt trainiert. Der Wiegetritt stellt somit eine Art von Schnittstelle zwischen Fahrrad und Gehen dar.

Ist das Gehen durch den Wiegetritt trainierbar?

Besonders zu erwähnen ist die kinetische Ähnlichkeit zwischen Gehen und Wiegetritt. Das bei beiden vorhandene Plateau der Abstandskurve weist auf die Ähnlichkeit der Bewegung hin. Der Vorteil des Trainings im Wiegetritt ist die geführte Bewegung des Beins. Geht man

davon aus, dass ständige Wiederholung einer gleichförmigen Bewegung wichtig zur neurologischen Rehabilitation plegischer Patienten ist, ist eine Beübung auf einem Rad deutlich leichter durchzuführen als auf einem Laufband, besonders in der Anfangsphase, wenn der Patient noch unsicher ist und Probleme mit dem Gleichgewicht hat. Durch die geführte Bewegung wird das mühsame Voreinandersetzen der Füße des Patienten durch eine Fachkraft oder der Einsatz teurerer Geräte vermieden. In Verbindung mit einem Gewichtsentlastungssystem kann sukzessive die Belastung gesteigert werden. Ist beim Laufband allerdings bei vollem Körpergewicht das Maximum erreicht, kann an einem Ergometer zusätzlich noch der Widerstand erhöht werden und das Ausdauer- und Krafttraining intensiviert werden. Die freie Beweglichkeit des Rumpfes ermöglicht durch die Gewichtsverlagerung wie beim Gehen auf dem Laufband die Schulung des Gleichgewichtsorgans. Eventuell vorhandene Defizite können hier genauso angegangen werden wie beim Laufband. Ein Nachteil, besonders bei schwachen Patienten, ist allerdings die starke kardiopulmonale Belastung. Deshalb könnte das Training langsam aus dem Sitzen heraus bis zum Stehen unter geringer werdender Gewichtsentlastung gesteigert werden, um den Patienten langsam an die geforderte Leistung heranzuführen.

Unabhängige Bewegung beider Beine

Zusätzlich wäre es möglich, um auf die Knieflexoren einen stärkeren Einfluss zu nehmen, die gegenseitige Unterstützung der beiden Beine durch eine Trennung der starren Kurbelverbindung aufzuheben, wie es unter Radprofis beim Training bereits durchgeführt wird. Dabei wird zu Gunsten einer Steigerung der durch die Knieflexoren verrichteten Arbeit die der Knieextensoren reduziert [47]. Eine reine Trennung der beiden Kurbeln bringt nach Böhm et al. wahrscheinlich zwar insgesamt keine Leistungssteigerung, allerdings wäre es interessant zu untersuchen, wie sich die Beiträge der Muskeln ändern. Es ist denkbar, dass dieses Verfahren in Kombination mit Motoren zur Kontrolle der Bewegung bei der Rehabilitation einseitiger Lähmungen oder isolierter Kraftdefizite einzelner Muskelgruppen eine Verbesserung ermöglicht.

5.4 Bewertung der untersuchten Referenzsysteme

Die in vorliegender Arbeit durchgeführte Messung der Muskelkontributionen beruht auf der Zuordnung zu Bewegungsphasen. Zu diesem Zweck ist es notwendig, ein geeignetes Referenzsystem zu definieren, welches sich auf alle der untersuchten Fahrradgeometrien und zusätzlich auf das Gehen anwenden lässt, um die verschiedenen Lokomotionsarten sinnvoll gegenüberzustellen. Deswegen wurden zusätzliche Untersuchungen zur Kinematik des Kniegelenks, des gesamten Beines (absoluter Abstand der Ferse zur Hüfte) und zum Hüftwinkel durchgeführt.

5.4.1 Die Rolle des Kniegelenks beim Radfahren

Die Bewegung des Kniegelenks bei den Fahrrädern weist, wie bereits durch verschiedene Literaturstellen belegt [35, 38, 48], einen sinusförmigen Verlauf auf, welcher auf die Verwendung einer starren Kurbel zurückzuführen ist. Unter Abschnitt 4.1.3.1 sind diese Verläufe abgebildet (Abb. 49, Abb. 50, Abb. 51).

Das Kniegelenk ist am Fahrradergometer das Gelenk mit der größten Auslenkung aus der Ruhelage (Steilrad: 50° – 117°) und bestimmt somit zum Großteil die Bewegung. Die Einflüsse des Hüftgelenks sind dabei im Vergleich eher geringer (Steilrad: 12° – 48°).

Sowohl der obere als auch der untere Totpunkt sind durch den klaren zweiphasigen Kurvenverlauf gut anhand des Maximums und des Minimums zu bestimmen (Abb. 49, Abb. 50, Abb. 51). Dies spielt bei der Einteilung des Zyklus in Phasen eine Rolle, weil anhand dieser markanten Punkte sich die Bewegung eindeutig in Druck- und Zugphase einteilen lässt. Bei der Flexion im Kniegelenk, die das Bein vom unteren bis zum oberen Totpunkt durchführt, handelt es sich um die Zugphase. Es schließt sich vom oberen zum unteren Totpunkt die Extension im Kniegelenk als Druckphase an. Auf Grund der Klarheit des Kurvenverlaufs spricht bei Messungen am Fahrrad viel dafür, den Kniewinkel als Referenzsystem heranzuziehen.

5.4.2 Die Rolle des Kniegelenks beim Gehen

Beim Gehen stellt sich die Situation etwas anders dar. Hier ist durch den Kurvenverlauf kein klares Maximum bzw. kein klares Minimum definiert.

Stattdessen geht das Kniegelenk (vgl. Abb. 52) beginnend mit dem Auftreffen der Ferse auf

dem Boden (HC) aus einem Minimum in eine leichte Flexion (ca. 20°) über. Das Knie extendiert anschließend wieder bis zur Ausgangslage und wird im ersten Teil der Schwungphase rasch stark (bis ca. 70°) flektiert, worauf dann bis zum Beginn der nächsten Standphase wieder eine Streckung folgt. Diese Ergebnisse werden durch verschiedene Literaturstellen belegt [31, 49].

Während der ersten Flexion wird das Bein stabilisiert, das Gleichgewicht und die auftretenden Kräfte durch das Körpergewicht müssen abgefedert werden. Würde das Bein während dieser Flexion gestreckt bleiben, dann würde ein unphysiologisches Gangbild entstehen, wie es beim Hackengang auftritt. Es ist davon auszugehen, dass während dieser Phase exzentrische Kräfte am Kniegelenk wirken und die Kraft zur anschließenden leichten Extension aus der Vorspannung von Sehnen und Muskeln resultieren, am ehesten des M. quadriceps femoris [35, 38, 50].

Zu Beginn der Schwungphase zeigt Abb. 74 eine leichte Aktivierung des M. biceps femoris (vgl. Abb. 74), welche nach [38] mit Hilfe eines Feinnadel-EMGs dem kurzen Kopf des M. biceps femoris zugeordnet werden kann. Die starke Flexion des Knies kommt demnach entweder durch andere Muskeln zu Stande oder wird durch geschickte Ausnutzung der

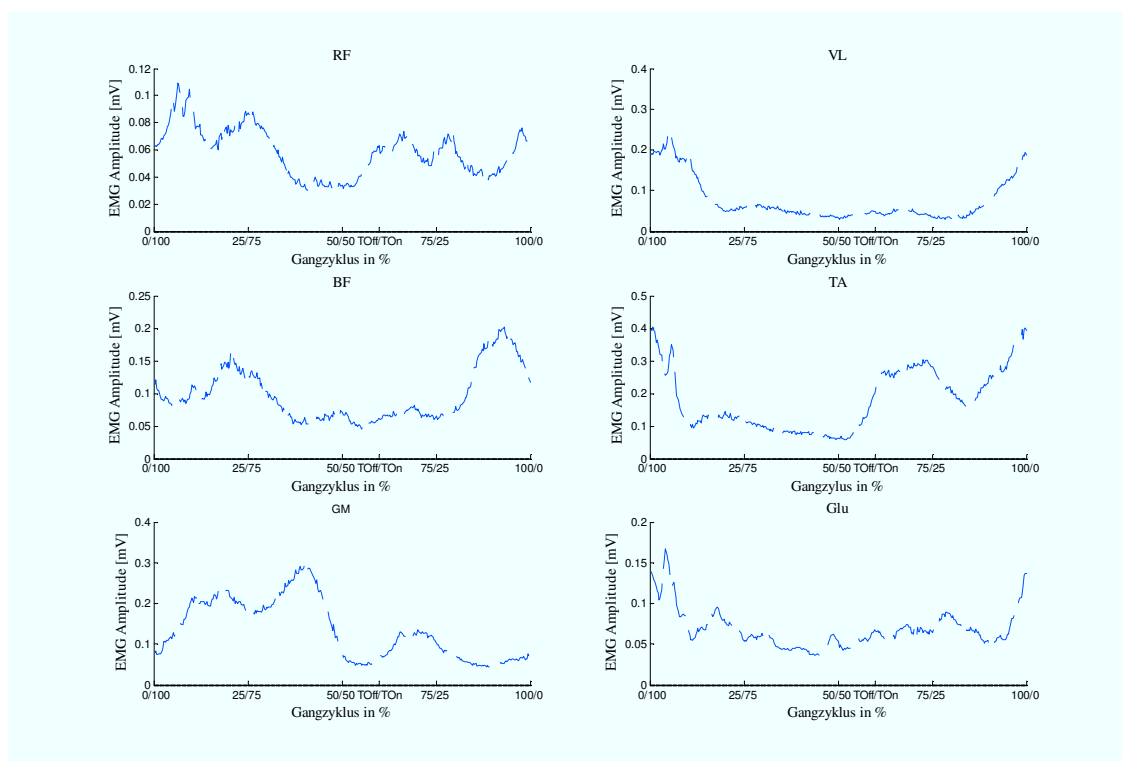


Abb. 74: EMG aller untersuchten Muskeln beim Vorwärtsgehen

Fliehkraft erreicht, nachdem der Unterschenkel durch den M. gastrocnemius vom Boden abgestoßen wurde. Bei Versuchen auf dem Laufband ist außerdem eine passive Auslenkung durch den bewegten Untergrund denkbar. Die starke Extension am Ende des Zyklus ist zum

Teil ein Resultat der Fliehkraft, zum Teil durch die *Mm. rectus femoris* und *vastus lateralis* verursacht. Sie wird durch Aktivierung der Knieflexoren gebremst. Hier ist der *M. biceps femoris* aktiv, (vgl. Abb. 74). Zu diesem Zeitpunkt wird das Knie jedoch nicht flektiert sondern extendiert, es handelt sich vermutlich um eine exzentrische Kontraktion.

Verglichen mit den einwirkenden Kräften am Kniegelenk beim Fahrradfahren sind die Vorgänge beim Gehen, sei es vorwärts oder rückwärts, sehr komplex. Die resultierende doppelgipflige Kinematik dem einfachen sinusförmigen Äquivalent der Räder gegenüberzustellen, scheint deshalb nicht geraten.

5.4.3 Der Verlauf des absoluten Abstands im Vergleich mit dem Kniegelenkwinkelverlauf

Betrachtet man Extension und Flexion des gesamten Beins, so ist der absolute Abstand der Ferse von der Hüfte abhängig vom Winkel des Kniegelenks (Abb. 38, Abb. 39). Die Seiten des Dreiecks aus Abb. 23 bzw. Abb. 39 ändern sich nicht, da Ober- und Unterschenkel während eines Zyklus weder länger noch kürzer werden. Es ist also zu erwarten, dass sich der absolute Abstand ähnlich wie der Kniewinkel verhält. Die Totpunkte sind als diejenigen Punkte definiert, bei denen Pedalachse und Hüfte in einer Ebene liegen und den kürzesten bzw. längsten Abstand zueinander erreichen. Beim Fahrrad bewegt sich die Hüfte nicht. Auch die Position des Sprunggelenks ist durch die geführte Bewegung mittels der Kurbel auf einer Kreisbahn vorgegeben. Es entsteht durch diese kreisförmige Bewegung des Sprunggelenks die bereits beschriebene sinusförmige Kurve. Dies gilt sowohl für den Kniewinkelverlauf als auch für den absoluten Abstand (Abb. 44, Abb. 45, Abb. 46, Abb. 49, Abb. 50, Abb. 51). Beim Gehen ändert sich allerdings die Position der Hüfte. Außerdem erinnert die Bewegung des Sprunggelenks eher an eine gestauchte Ellipse als an eine Kreisbewegung (vgl. Abb. 23). Es resultiert dementsprechend keine Sinuskurve.

Je nach Definition des Kniewinkels, ob Innen- oder Außenwinkel, liegen Kniewinkelverlauf und absoluter Abstand in Phase oder genau entgegengesetzt. Bei der Modellrechnung und den nachfolgenden Versuchen werden die Außenwinkel bestimmt (vgl. Abb. 39 und Abb. 24). Deshalb sind die Kurven von Kniewinkel und absolutem Abstand zueinander in Gegenphase. Das Ergebnis für den absoluten Abstand ist das Spiegelbild des Kniewinkels, sowohl beim Radfahren als auch beim Gehen. Dies ist auf den Abb. 48 und Abb. 53 festzustellen.

5.4.4 Gemeinsamkeiten der Kinematik bei Wiegetritt und Gehen

Hohe Kniewinkelgeschwindigkeit beim Wiegetritt

Auffällig am Wiegetritt ist die hohe Kniewinkelgeschwindigkeit, welche bei den resultierenden Kurbelgeschwindigkeiten von 50Upm in etwa den bei Liegerad- und sitzendem Steilradfahren erreichten 70Upm entspricht. Vermutlich ist die zu Grunde gelegte Durchschnittsgeschwindigkeit durch die starke Beschleunigung vom oberen zum unteren Totpunkt und die dadurch verursachte rasche Extension im Kniegelenk ein Grund für den höheren Betrag. Dann müsste jedoch das Geschwindigkeitsprofil dies in Form eines starken Abfalls zu einem Minimum widerspiegeln. Dies ist allerdings, wie Abb. 59 zu entnehmen ist, nicht der Fall. Das Profil entspricht vielmehr der gewohnten Sinuskurve wie beim Liege- und Steilradfahren auch. Die höheren Geschwindigkeiten müssen deshalb andere Ursachen haben. Betrachtet man die Kniegelenkskurven von Liege- und Steilrad (Abb. 49, Abb. 50), so fällt auf, dass das Knie nicht weiter als 58° bzw. 50° extendiert wird, also den gesamten Zyklus über deutlich flektiert ist. Der Öffnungsbereich erstreckt sich zudem über etwa 60° , bei der aufrechteren Position des Steilrads ist der Öffnungsbereich etwas größer und zudem in Richtung Extension erweitert. Beim Wiegetritt geht das Bein nahezu in vollständige Extension, wird dafür aber nicht so stark flektiert (Winkel zwischen 22° und 95°). Da die Amplitude trotzdem noch größer ist (73°), muss, um die gleiche Kurbelgeschwindigkeit zu erreichen, der Flexions-Extensionszyklus schneller durchlaufen werden, die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk nimmt zu.

Plateau bei Fersen-Hüftabstandsverlauf

Zusätzlich tritt beim Wiegetritt eine kinematische Besonderheit auf. Es liegt beim Kniegelenkwinkelverlauf zwar eine Sinuskurve vor, allerdings weicht die Abstandskurve von der des Gelenkwinkels ab. Das Maximum ist abgeflacht und erreicht eine Art Plateau, ähnlich wie beim Gehen (vgl. Abb. 51, Abb. 47). Dies ist vermutlich auf Ausgleichsbewegungen durch den beweglichen Rumpf und damit der Hüfte zurückzuführen. Es wird offensichtlich versucht, der durch die große Geschwindigkeit, den größeren Öffnungswinkel und die auftretenden Beschleunigungsspitzen entstehenden raschen Ermüdung durch geschickte seitliche Gewichtsverlagerung entgegenzuwirken. Als Ergebnis zeigt sich, dass der maximale Abstand über einen gewissen Zeitraum konstant gehalten wird. Der Proband nutzt die Extensionsphase des Kniegelenks und verlagert sein Gewicht auf diese Seite. Der Rumpf wird zur Extensionsseite geneigt und „fährt“ bis zum unteren Totpunkt (ca.

270°) mit, dann befindet sich das Pedal der anderen Seite am oberen Totpunkt. Es kommt zur Abnahme des Abstands von Ferse und Hüfte, da sich das Knie in der Flexionsphase befindet und eine Gewichtsbelastung auf dieser Seite energetisch ungünstig ist. Das Körpergewicht wird stattdessen zur Unterstützung der Muskelkraft auf der Gegenseite eingesetzt. Es kommt zu einer kinematisch dem Gehen sehr ähnlichen Bewegung, ein Minimum gefolgt von einem raschen Anstieg auf ein Maximum, welches mindestens für ein viertel des Zyklus vorhanden ist. In geringem Ausmaß führt diese Rumpfbewegung zur Abflachung der ersten leichteren Flexion des Kniegelenks im Abstandsdiagramm (Abb. 47). Das Gewicht muss auf das Standbein verlagert werden, da sich die Gegenseite zu diesem Zeitpunkt in der Schwungphase befindet. Die Last kann hier zwar nicht zum Vortrieb eingesetzt werden, allerdings führt die durchgeführte Ausgleichsbewegung zu einem ähnlichen Aussehen der Kinematik beider Kurven. Diese steht in deutlichem Kontrast zu den durch beidseitige Fixierung der Gelenke erzielten, reinen Sinuskurven beim Radfahren und stellt einen wichtigen Unterschied dar.

5.4.5 Das hüftwinkelbasierte Referenzsystem

Nimmt beim Kniegelenk die Amplitude der Gelenksexkursion von Liege- zu Steilrad und Wiegetritt zu, nimmt die des Hüftwinkels dagegen ab. Während beim Liegerad noch eine starke Flexion von 102° erreicht wird und das Gelenk bedingt durch die liegende Position generell flektiert bleibt, kommt das gesamte Bein beim Aufrichten aus der horizontalen zur vertikalen Position langsam in immer stärkere Streckung. Das wirkt sich auch auf das Hüftgelenk aus. Es ist zunehmend stärker extendiert (bis zu 12°) und muss nur noch kleine Exkursionen durchlaufen um der kreisförmigen Kurbelbewegung zu folgen. Der Verlauf bei den Fahrrädern folgt dementsprechend der Sinusform. Auch beim Gehen sind ein Maximum und ein Minimum definierbar, allerdings ist der Kurvenverlauf nicht ganz sinusförmig sondern leicht deformiert (vgl. Abb. 57). Dies ist auch in der Literatur belegt [37]. Der Übergang vom Maximum zum Minimum ist dabei etwas abgeflacht. Im Gegensatz zu den Fahrrädern wird das Bein allerdings bis hinter den Rumpf extendiert, was bei den Rädern die definierte Kurbellänge nicht zulässt. Dadurch kommt es zur starken Hüftstreckung mit negativen Winkeln. Diese Extension wird als auslösendes Element des nächsten Gangzyklus diskutiert [35, 38, 50]. Der Hüftwinkel erscheint durch den bei allen untersuchten Modalitäten vorhandenen, zweiphasigen Winkelverlauf gut für einen Vergleich geeignet. Es werden deshalb die EMG-Kurven für die Untersuchung der prozentualen Kontribution auf den Zeitpunkt der maximalen Hüftflexion normiert. Beim Gehen ist dies der Zeitpunkt kurz vor dem Fersenkontakt mit dem Boden (331°), bei Steilrad und Wiegetritt liegt der Winkel etwa

bei 120° der verwendeten Kurbelnorm (0° =links hinten) und somit etwas nach dem oberen Totpunkt. Die Hüfte wird im Fall des Liegerads bei 71° maximal flektiert.

6 **Ausblick**

Insgesamt wird durch den aufrechten Pedaltritt sowohl die Oberschenkel- als auch die Unterschenkelmuskulatur stark beansprucht. Dies könnte ein Grund für die rasch auftretende Ermüdung in dieser Position sein. Sollen Patienten mit atrophier Muskulatur an der gesamten unteren Extremität trainiert werden, ist diese Lage wohl als Übergang zwischen sitzendem Ergometertraining und aufrechtem Gang in besonderem Maße geeignet. Es muss in weiteren Untersuchungen gezeigt werden, ob das zyklische Training des Wiegetritts in der Lage ist, das Gehen bei Patienten mit eingeschränkter Gehfähigkeit zu verbessern.

Ein wesentlicher Unterschied der untersuchten Fahrradgeometrien zum Gehen ist die geringe Extension im Hüftgelenk. Gerade dieser Umstand wird allerdings als besonders wichtig für die Initiierung der Schwungphase betrachtet [33]. Abhilfe könnte hier eventuell die Verwendung eines Crosstrainers bzw. von Exzentrern schaffen, welche das Bein wie beim Gehen auf dem Laufband auf einer elliptischen Bahn bewegen. Man käme dadurch der natürlichen Bewegung noch näher und würde die Vorteile des geführten Systems noch besser ausnutzen. Auch eine Trennung der beiden Kurbelarme hätte eventuell einen positiven Effekt auf das Training.

Ein Krafttraining plegischer Patienten in Verbindung mit der funktionellen Elektrostimulation (FES) bzw. der funktionellen Magnetstimulation (FMS) könnte es diesen eines Tages ermöglichen, aufzustehen und mit Eigenkraft einige Schritte zu gehen. Derzeit mangelt es diesen Patienten an Kraft und Ausdauer. Durch die besonderen Übungsmöglichkeiten am Fahrrad können genau diese Defizite angegangen werden. Um die verwendeten Stimulationsmuster bei FES-Radfahren und -Gehen zu verbessern, sollten deshalb in einer zukünftigen Studie die Aktivierungsbereiche in Bezug auf Ähnlichkeit der Aktivierungsmuster sowie der Einfluss von Änderungen der Bewegungsrichtung näher untersucht werden.

7 Zusammenfassung

Bei der Rehabilitation gelähmter Patienten werden unter anderem Fahrradergometer und Laufbänder zur Verbesserung von Leistung und Koordination eingesetzt. Inwieweit sich bei diesen Übungsgeräten die Beiträge einzelner Muskelgruppen unterscheiden und ob eine der geführten Bewegungsmodalitäten eine ähnliche Aktivierungsstrategie wie das ungeführte Gehen aufweist bzw. in besonderem Maße eine bestimmte Muskelgruppe beansprucht, soll in dieser Arbeit untersucht werden.

Dazu werden Bewegungen an einem Liegerad, einem Steilrad im Sitzen und Stehen (Wiegetritt) dem Gehen auf einem Laufband vergleichend gegenübergestellt.

An den Versuchen nahmen 12 gesunde Probanden teil. Um die Muskelkontribution zu quantifizieren wurden die elektrischen Muskelaktivitäten mit Hilfe eines Elektromyogramms (EMG) unter den Aspekten der absoluten Aktivierung während eines Zyklus (AUC) und der zeitlichen Kontribution zu den vier Zyklusphasen (Top, Bottom, Flexion und Extension) betrachtet. Um eine sinnvolle Gegenüberstellung der Ergebnisse zu erreichen, wurden mit Hilfe einer kinematischen Analyse der Zeitpunkt der maximalen Hüftflexion als der Beginn eines Zyklus definiert und gleichwertige Geschwindigkeiten verglichen.

Insgesamt ist auf eine Steigerung der Beiträge der untersuchten Extensoren in Knie– (M. rectus femoris, M. vastus lateralis) Hüft– (M. gluteus maximus) und Sprunggelenk (M. tibialis anterior) und die Abnahme der Flexorenbeiträge in Knie– (M. biceps femoris) und Sprunggelenk (M. gastrocnemius medialis) beim Übergang vom Liege– über das Steilrad zu einer vertikalen Position im Wiegetritt hinzuweisen. Das Gehen zeichnet sich durch eine starke Aktivierung der Mm. tibialis anterior und gluteus maximus aus.

Der Wiegetritt stellt in Bezug auf die muskulären Beiträge den Übergang zwischen sitzendem Radfahren und Gehen dar, es wird sowohl die Oberschenkel– als auch die Unterschenkelmuskulatur stark beansprucht. Möglicherweise ist dies der Grund für die in dieser Position rasch auftretende Ermüdung der Probanden.

Inwieweit das zyklische Training des Wiegetritts zu einer Verbesserung der Gehfähigkeit bei entsprechend eingeschränkten Personen führt, muss in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Eine Erweiterung und Verbesserung könnte eine Ergänzung des Wiegetritts durch eine mechanische Führung des Beines auf einer elliptischen Bahn und eine Trennung der beiden Kurbelarme sein. Davon könnte der bei allen untersuchten Lokomotionsarten insgesamt schwach aktive M. biceps femoris besonders profitieren.

8 Literaturverzeichnis

1. Brown, D.A., S.A. Kautz, and C.A. Dairaghi, *Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations*. J Biomech, 1996. **29**(10): p. 1349-56.
2. Ericson, M., *On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer*. Scand J Rehabil Med Suppl, 1986. **16**: p. 1-43.
3. Ericson, M.O., et al., *Muscular activity during ergometer cycling*. Scand J Rehabil Med, 1985. **17**(2): p. 53-61.
4. Winter, D.A. and H.J. Yack, *EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1987. **67**(5): p. 402-11.
5. Rome, L.C., et al., *Why animals have different muscle fibre types*. Nature, 1988. **335**(6193): p. 824-7.
6. Burnham, R., et al., *Skeletal muscle fibre type transformation following spinal cord injury*. Spinal Cord, 1997. **35**(2): p. 86-91.
7. Szecsi, J., et al., *Functional Output Improvement in FES Cycling by Means of Forced Smooth Pedaling*. Med Sci Sports Exerc, 2007. **39**(5): p. 764-80.
8. Kukowski, B., *Klinische Elektromyographie: Kompendium der neurophysiologischen Diagnostik von Nerv - und Muskelerkrankungen*. Vol. 1. 2001, Stuttgart: W. Kohlhammer GmbH.
9. Schmidt, R., G. Thews, and F. Lang, *Physiologie des Menschen*. Vol. 28. 2000, Berlin: Springer.
10. Schiebler, T. and W. Schmidt, *Anatomie*. Vol. 8. 2003, Berlin: Springer.
11. Dietz, V., et al., *Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors*. Exp Brain Res, 1992. **89**(1): p. 229-31.
12. Ludin, H. and W. Tackmann, *Polyneuropathien*. 1984, Stuttgart: Thieme Verlag.
13. Enoka, R.M., *Morphological features and activation patterns of motor units*. J Clin Neurophysiol, 1995. **12**(6): p. 538-59.
14. Konrad, P., *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. 2005: Noraxon Inc. USA. 60.
15. Sasaki, K. and R.R. Neptune, *Differences in muscle function during walking and running at the same speed*. J Biomech, 2006. **39**(11): p. 2005-13.
16. Boe, S.G., C.L. Rice, and T.J. Doherty, *Estimating contraction level using root mean square amplitude in control subjects and patients with neuromuscular disorders*. Arch Phys Med Rehabil, 2008. **89**(4): p. 711-8.
17. Milner-Brown, H.S. and R.B. Stein, *The relation between the surface electromyogram and muscular force*. J Physiol, 1975. **246**(3): p. 549-69.
18. Montgomery, W.H., 3rd, M. Pink, and J. Perry, *Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running*. Am J Sports Med, 1994. **22**(2): p. 272-8.
19. Kyrolainen, H., J. Avela, and P.V. Komi, *Changes in muscle activity with increasing running speed*. J Sports Sci, 2005. **23**(10): p. 1101-9.
20. Neptune, R.R., S.A. Kautz, and M.L. Hull, *The effect of pedaling rate on coordination in cycling*. J Biomech, 1997. **30**(10): p. 1051-8.
21. Dobkin, B.H., *Motor rehabilitation after stroke, traumatic brain, and spinal cord injury: common denominators within recent clinical trials*. Curr Opin Neurol, 2009.
22. Szecsi, J., et al., *[The electrical stimulation bicycle: a neuroprosthesis for the everyday use of paraplegic patients]*. MMW Fortschr Med, 2004. **146**(26): p. 37-8, 40-1.
23. Freivogel, S., et al., *Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is*

- feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study.* Brain Inj, 2008. **22**(7-8): p. 625-32.
24. Szecsi, J., et al., *Functional electrical stimulation assisted cycling of patients with subacute stroke: kinetic and kinematic analysis.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. **23**(8): p. 1086-94.
 25. Hesse, S., *Treadmill training with partial body weight support after stroke: a review.* NeuroRehabilitation, 2008. **23**(1): p. 55-65.
 26. Petajan, J.H., et al., *Impact of aerobic training on fitness and quality of life in multiple sclerosis.* Ann Neurol, 1996. **39**(4): p. 432-41.
 27. Mostert, S. and J. Kesselring, *Effects of a short-term exercise training program on aerobic fitness, fatigue, health perception and activity level of subjects with multiple sclerosis.* Mult Scler, 2002. **8**(2): p. 161-8.
 28. Szecsi, J., et al., *A comparison of functional electrical and magnetic stimulation for propelled cycling of paretic patients.* Arch Phys Med Rehabil, 2009. **90**(4): p. 564-70.
 29. Zebris, *Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse CMS70P - Technische Daten und Bedienungsanleitung.* Vol. 01. 2002: Zebris Medical GmbH. p17.
 30. Zehr, E.P., et al., *Neural regulation of rhythmic arm and leg movement is conserved across human locomotor tasks.* J Physiol, 2007. **582**(Pt 1): p. 209-27.
 31. Suzuki, S., S. Watanabe, and S. Homma, *EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities.* Brain Res, 1982. **240**(2): p. 245-58.
 32. Prilutsky, B.I., R.J. Gregor, and M.M. Ryan, *Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running.* Exp Brain Res, 1998. **120**(4): p. 479-86.
 33. Pang, M.Y. and J.F. Yang, *The initiation of the swing phase in human infant stepping: importance of hip position and leg loading.* J Physiol, 2000. **528 Pt 2**: p. 389-404.
 34. Stoquart, G., C. Detrembleur, and T. Lejeune, *Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking.* Neurophysiol Clin, 2008. **38**(2): p. 105-16.
 35. Thorstensson, A., *How is the normal locomotor program modified to produce backward walking?* Exp Brain Res, 1986. **61**(3): p. 664-8.
 36. Mickelborough, J., et al., *Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events.* Gait Posture, 2000. **11**(1): p. 32-7.
 37. Perry, J., *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* Vol. 6. 1992, Thorofare: Slack Inc.
 38. Winter, D.A., N. Pluck, and J.F. Yang, *Backward walking: a simple reversal of forward walking?* J Mot Behav, 1989. **21**(3): p. 291-305.
 39. Clancy, E.A., et al., *Effects of treadmill walking speed on lateral gastrocnemius muscle firing.* Am J Phys Med Rehabil, 2004. **83**(7): p. 507-14.
 40. Anders, C., et al., *Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts.* Eur J Appl Physiol, 2005. **93**(5-6): p. 540-6.
 41. Masumoto, K., et al., *A comparison of muscle activity and heart rate response during backward and forward walking on an underwater treadmill.* Gait Posture, 2007. **25**(2): p. 222-8.
 42. Hug, F. and S. Dorel, *Electromyographic analysis of pedaling: a review.* J Electromyogr Kinesiol, 2009. **19**(2): p. 182-98.
 43. Moritani, T., L. Oddsson, and A. Thorstensson, *Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 1991. **1**(1): p. 34-40.
 44. Slawinski, J., et al., *Elite long sprint running: a comparison between incline and level training sessions.* Med Sci Sports Exerc, 2008. **40**(6): p. 1155-62.
 45. Suzuki, H., et al., *Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit*

- activation*. Med Sci Sports Exerc, 2002. **34**(9): p. 1509-17.
46. Ericson, M.O., et al., *Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1986. **55**(3): p. 229-35.
47. Bohm, H., S. Siebert, and M. Walsh, *Effects of short-term training using SmartCrank on cycle work distribution and power output during cycling*. Eur J Appl Physiol, 2008. **103**(2): p. 225-32.
48. Ting, L.H., *Neural Strategies for control of locomotion elucidated by novel pedaling paradigms*, in *Department of mechanical engineering*. 1997, Stanford University.
49. Hull, M. and D. Hawkins, *Analysis of muscular work in multisegment movements: application to cycling*, in *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, J. Winters and S.-Y. Woo, Editors. 1990, Springer Verlag: New York. p. 621-638.
50. Tesio, L. and V. Rota, *Gait analysis on split-belt force treadmills: validation of an instrument*. Am J Phys Med Rehabil, 2008. **87**(7): p. 515-26.

9 Danksagung

Nach Abschluss meiner Promotionsarbeit ist es mir ein Anliegen, allen zu danken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt dabei meinen Eltern, die mir meine Ausbildung ermöglicht haben und mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen. Ohne ihre Unterstützung wäre diese Arbeit nicht zu Stande gekommen.

Weiterhin darf ich Herrn Prof. Dr. med. Andreas Straube für die freundliche Überlassung des Themas und die Betreuung dieser Arbeit danken. Seine formalen und inhaltlichen Anregungen brachten den notwendigen Feinschliff.

Ich bedanke mich bei Herrn Dr. med. Dipl.–Ing. Johann Szecsi für sein Bemühen, mich in die wissenschaftliche Arbeitsweise einzuführen sowie für seine geduldige und verständnisvolle Begleitung der Arbeit. Er war mir bei allen Fragen und Schwierigkeiten ein geschätzter Ansprechpartner.

Zu großem Dank bin ich allen Probanden verpflichtet, die mir durch ihre Geduld und ihren Einsatz die Durchführung der Experimente ermöglichten.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Martin Schiller
Geburtsdatum	22. November 1981
Geburtsort	Eichstätt
Konfession	röm.-kath.
Familienstand	ledig

Schulbildung

1988 – 1992	Volksschule Wellheim
1992 – 2001	Gabrieli – Gymnasium Eichstätt
29. 06. 2001	Allgemeine Hochschulreife

Zivildienst

2001 – 2002	Rettungsdienst des Bayerischen Roten Kreuzes
-------------	--

Studium

2002 – 2008	Studium der Humanmedizin an der LMU München
29. 04. 2008	Ärztliche Prüfung

Beruflicher Werdegang

2008 – 2010	Assistenzarzt am Klinikum der Universität München
seit Februar 2010	Assistenzarzt am Klinikum Ingolstadt