

Institut für Sportwissenschaft Eberhard-Karls-Universität Tübingen

Dissertation

Einfluss von Aktivierungsfunktionen auf die Ergebnisse von Bewegungssimulation mit Muskel-Skelett-Modellen

Zur Erlangung des Doktorgrades Dr. rer. nat.

Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften

Benedikt Michael Vöhringer (geb. Ferstl)

EBERHARD KARLS
UNIVERSITÄT
TÜBINGEN



Gutachter/in:

1. Prof. Dr. Veit Wank

2. Prof. Dr. Wilfried Alt

Einfluss von Aktivierungsfunktionen auf die Ergebnisse von Bewegungssimulation mit Muskel-Skelett Modellen

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Wirtschafts- und Sozialwissenschaftlichen Fakultät

der Eberhard Karls Universität Tübingen

vorgelegt von

Benedikt Michael Vöhringer

Tübingen

2021

1. Betreuer: Prof. Dr. Veit Wank

Tag der mündlichen Prüfung: 02.08.2022

Dekan: Prof. Dr. Josef Schmid

1. Gutachter: Prof. Dr. Veit Wank

2. Gutachter: Prof. Dr. Wilfried Alt

Zusammenfassung

In der vorliegenden Dissertation wird der Einfluss der Aktivierungsfunktion nach Hatze (1981) und Zajac (1989) auf das Ergebnis von Mehrkörpersimulationen untersucht. Bislang gibt es zu dieser Fragestellung lediglich einen mathematischen Vergleich der beiden am häufigsten verwendeten Aktivierungsfunktionen (Rockenfeller et al. 2015).

Zunächst wird in dieser Arbeit ein Überblick über verschiedene mathematische Modelle und Zusammenhänge zur Berechnung der Kraft der Muskulatur geliefert. Im Anschluss werden experimentell durchgeführte Studien vorgestellt. Das Ziel der Studie zum Thema Plantarflexion war es, den Zusammenhang zwischen EMG-Signal und Kraft zu klären. Außerdem wird in dieser Studie der Einfluss der Muskellänge auf das EMG-Signal untersucht. Eine weitere Studie wurde zum Thema Radfahren durchgeführt. Das Ziel dieser Studie war es, Daten zu erheben, die eine Simulation des Radfahrens ermöglichen.

Des Weiteren wird im Anschluss an die Studien, das in dieser Arbeit verwendete Simulationsmodell, welches im Grunde auf das Modell von Prochel (Anthropion) (2009) und Delp et al. (1990) zurückzuführen ist, vorgestellt und anhand von isolierten Muskeldaten validiert. In den letzten Kapiteln steht der Vergleich der Ergebnisse aus Simulation und Experiment sowie der Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf dieselben im Vordergrund. Dabei wird deutlich, dass der Einsatz der Aktivierungsfunktion von Hatze (1981) nur eingeschränkt für die Simulation mit EMG-Daten verwendbar ist. Ebenso zeigen sich an Hand des Fahrradfahrer-Modells die Grenzen der Simulation mit EMG-Signalen.

Die Arbeit bietet einen Mehrwert für die Grundlagen der biomechanischen Simulation, da sie die Funktionen der Aktivierungsfunktionen erstmals im Zusammenhang mit experimentell erfassten EMG-Signalen praktisch hinterfragt und anwendet. Zusätzlich wird der Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf die Kraftentwicklung in der Muskulatur und das damit verbundene Ergebnis einer komplexen Mehrkörpersimulation untersucht.

Abstract

In the following work the influence of the chosen activation dynamics of Hatze (1981) and Zajac (1989) on the results of Multibody Simulations, is getting examined. Until today there is only one mathematical comparison of the two most commonly used functions of the activation dynamics.

Initially this work gives an overview on different mathematical models and relations to calculate muscle force. Subsequently experimental studies are getting introduced. The goal of the first study (about plantarflexion) was to explain the relation between EMG-signal and force, furthermore in this study the influence of the muscle length on the EMG-signal is examined. Another study about cycling was realized, thereby the goal was to gather data which allows the simulation of cycling.

Afterward, the model for simulation (in this work) which is based on the models of Prochel (Anthopion) (2009) and Delp et al. (1990) is getting introduced and validated on basis of isolated muscle data. In the last chapters the essence of this work, the comparison of the results of experiment and simulation, as well as the influence of the used activation dynamics on the same is presented. Thereby it is distinctly marked that the usage of the activation dynamics of Hatze (1981) in combination with EMG-signal is only restricted possible. With the model of the cyclist the limitations of the chosen method (simulation with EMG-signals) is shown.

This Work adds value to the basics of biomechanical simulation because the function of activation dynamics in combination with experimental recorded EMG-signals are getting practical questioned and used for the first time. Also the influence of activation dynamics on the muscle force production and thereby the result of a complex multi-body simulation is getting examined.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	2
Abstract	5
Abkürzungsverzeichnis	5
Variablen der Muskelmodellierung.....	5
Danksagung.....	6
1. Einleitung	7
2. Grundlagen Muskelmodellierung.....	9
2.1 Hill-Modelle	9
2.2 Das kontraktile Element	10
2.2.1 Der Kraft-Geschwindigkeitszusammenhang.....	10
2.2.2 Der Kraft-Längenzusammenhang	15
2.2.3 Die Muskelaktivierung	17
2.2.4 Zusammenfassung der Modellierungen für das kontraktile Element.....	23
2.3 Das parallelelastische Element	23
2.4 Das serienelastische Element.....	25
2.5 Das Dämpferelement	28
3. Empirische Studien	29
3.1 Der EMG-Kraft-Zusammenhang in den menschlichen Plantarflexoren	29
3.1.1 Die Stichprobe.....	29
3.1.2 Die Messtechnik	30
3.1.3 Der Versuchsablauf	32
3.1.4 Auswertung der isometrischen Versuche	34
3.1.5 Ergebnisse der isometrischen Kontraktionen	37

3.1.6	Diskussion der isometrischen Kontraktionen.....	41
3.1.7	Auswertung der dynamischen Versuche	42
3.1.8	Ergebnisse der dynamischen Versuche	43
3.1.9	Diskussion der dynamischen Versuche.....	45
3.2	Experimentelle Studie auf dem Fahrradergometer	47
3.2.1	Die Stichprobe.....	47
3.2.2	Die Messtechnik.....	47
3.2.3	Der Versuchsablauf.....	49
3.2.4	Die Auswertung.....	50
3.2.5	Die Ergebnisse.....	51
3.2.6	Diskussion der Ergebnisse	57
4.	Aufbau des Simulationsmodells.....	59
4.1	Die Simulationsumgebung	59
4.2	Das anthropometrische Modell.....	60
4.3	Die Kraftberechnung der Muskulatur.....	60
4.4	Modellvalidierung	63
5.	Modell zur Plantarflexion.....	70
5.1	Knochengeometrie und Beinpresse	70
5.2	Muskulatur.....	72
5.3	Isometrische Versuche.....	74
5.3.1	Ergebnisse	75
5.3.2	Diskussion	80
5.4	Dynamische Versuche	83

5.4.1	Ergebnisse	86
5.4.2	Diskussion	89
6.	Radfahrermodell.....	95
6.1	Modellvorstellung.....	95
6.2	Ergebnisse.....	99
6.3	Diskussion	103
7.	Fazit.....	106
8.	Anhang	110
8.1	Anhang 1 (Geometriemodell des Unterschenkels und des Fußes)	110
8.2	A2 Gleichungen zur Berechnung von STIM in Abhängigkeit des Kurbelwinkels .	114
	Literaturverzeichnis.....	116
	Eidesstattliche Erklärung.....	124

Für meine Familie

Abkürzungsverzeichnis

Variablen der Muskelmodellierung

a, A_{rel}	= Variable für F der Hillschen Gleichung
b, B_{rel}	= Variable für v der Hillschen Gleichung
F_0	= maximal isometrische Kraft
F_{CE}	= Kraft des CE
F_{iso}	= Kraftanteil aus Kraft-Längen-Relation
F_{Last}	= Kraft zum Heben einer Last
F_{max}	= Maximalkraft
F_{PEE}	= Kraft des PEE
F_{SEE}	= Kraft des SEE
K_{PEE}/K_{SEE}	= Steifigkeit des PEE & SEE
Δl	= Längenänderung
l_{CE}	= Länge des CE
$l_{CE,opt}$	= Länge des CE für maximale Kraftentwicklung
l_{PEE}	= Länge des PEE
l_{SEE}	= Länge des SEE
M_{act}, M_H	= Variable zur Aktivierungssteuerung
q, q_0	= Aktivierung
v_{CE}	= Geschwindigkeit des CE
U_{SEE}	= Variable zur Berechnung von K_{SEE}

Physikalische Bezeichnungen Einheiten und

Ca^{++}	= Calcium-Ion
F	= Kraft
Hz	= Hertz
Kg	= Kilogramm
m/s	= Meter pro Sekunde
ms	= Millisekunde
μ	= Kurbelwinkel
N	= Newton
v	= Geschwindigkeit
V	= Volt
W	= Watt
W_{Hub}	= Hubarbeit
ω	= Winkelgeschwindigkeit

Abkürzungen

A/D-Wandler	= Analog-Digital-Wandler
CE/KE	= kontraktiles Element
D/A-Wandler	= Digital-Analog-Wandler
DE	= Dämpferelement
DMS	= Dehnmessstreifen
EMG	= Elektromyogramm
MAV	= moving average
Mittelwert	= arithmetisches Mittel
MVC	= max. willkürl. Kontraktion
MVCdyn	= dynamisch normiertes EMG-Signal
MVCiso	= isometrisch normiertes EMG-Signal
NL	= nicht linear
PEE	= parallelelastisches Element
SD	= Standardabweichung
SG	= (oberes) Sprunggelenk
STIM	= Inputsignal der Simulation
TTL	= Transistor-Transistor-Logik

Kraftrichtungen

F_{rad}	= radial Kraft
F_{res}	= resultierende Kraft
F_{tan}	= tangential Kraft

Muskelnamen

BF	= m. biceps femoris
EDL	= m. extensor digitorum longus
GL	= m. gastrocnemius lateralis
GM	= m. gastrocnemius medialis
GMAX	= m. gluteus maximus
GMED	= m. gluteus medius
m.	= musculus
RF	= m. rectus femoris
SEE	= seriellelastisches Element
SEMIM	= m. semimembranosus
SEMIT	= m. semitendinosus
SOL	= m. soleus
TA	= m. tibialis anterior
VIM	= m. vastus intermedius
VL	= m. vastus lateralis
VM	= m. vastus medialis

Danksagung

Im Folgenden möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die durch ihr Interesse, ihre Fachkompetenz oder ihr zwischenmenschliches Gespür für mein Befinden zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

In erster Linie möchte ich mich bei meiner Ehefrau bedanken. Liebe Davina, ohne deine Unterstützung und deinen Rückhalt wäre es mir nicht möglich gewesen diese Arbeit fertigzustellen, außerdem wusstest du stets wann ich einen motivierenden Schub oder etwas Gelassenheit gebrauchen konnte. Des Weiteren möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich immer wieder mit sanftem Druck an die Fertigstellung dieser Arbeit erinnert und mit den richtigen Worten motiviert haben. Ein großer Dank gilt auch meinen Geschwistern die ebenfalls mit regem Interesse und kritischen Nachfragen maßgeblich zu dieser Arbeit beigetragen haben. Ich möchte mich für die fachlichen Gespräche, aber auch für die Lebensweisheiten und weiterbildenden Maßnahmen bei meinen Kollegen am Institut bedanken. Im Besonderen geht mein Dank auch an meine Kollegen im Arbeitsbereich Biomechanik, Corinna Coenning, Dr. Hendrik Heger und Monika Raetz, ohne dieses kollegiale Miteinander wäre meine Zeit in Tübingen nicht halb so schön gewesen. Ein besonderer Dank geht natürlich auch an Prof. Dr. Veit Wank ohne den es diese Arbeit nicht geben würde, ich möchte mich für Deine fachliche Unterstützung und Dein Vertrauen in meine Arbeit bedanken, aber auch dafür, dass Du mir die notwendige gestalterische Freiheit gelassen hast diese Arbeit zu meiner Arbeit werden zu lassen.

1. Einleitung

Simulation und Modellierung ist ein wichtiger Bereich in der Biomechanik. Manche Fragestellungen sind ohne exakte mathematische Modelle und deren Berechnung, also Simulation nicht zu erforschen oder zu erklären. Dies liegt an der komplexen Natur der menschlichen Bewegung und deren Steuerung oder Entstehung. Andere Fragestellungen sind auf Grund mangelnder Messtechnik oder notwendiger unethischer Verfahren nicht erforschbar. Um solche Thematiken behandeln zu können, benötigt man exakte Modelle (Pierrynowski et al. (1985)). Ein naturwissenschaftliches Modell stützt sich auf Beobachtungen und Experimente und hat zum Ziel die experimentell erfassten Daten zu beschreiben, zu erklären und Vorhersagen für mögliche Entwicklungen zu treffen. Dabei spielt die Mathematik als universelle Sprache zur Formulierung und zur Auswertung eine wichtige Rolle (Haußer und Yury 2011).

Im Bereich der Muskulatur wurden vergleichsweise spät mathematische Modelle zur Beschreibung der Kontraktionsprozesse entwickelt. Das erste und wohl bekannteste Modell zur Beschreibung von Muskelkontraktionen stammt von Hill (1938). Er untersuchte die entstehende Wärme bei Muskelkontraktion und leitete daraus die erste und auch heute noch gültige Muskeleigenschaft ab, die Kraft-Geschwindigkeitsrelation. In den 1950er Jahren wurde von Huxley (1957) ein theoretischer Zusammenhang zwischen Muskellänge und Kraft postuliert, welcher später von Gordon et al. (1966) experimentell bestätigt wurde. Zusammen legten sie damit die Begründung eines weiteren wichtigen mathematischen Modells für die Muskulatur, nämlich die der Kraft-Längen-Relation. Beide Modelle haben allerdings nur theoretischen Einfluss auf die Muskelkraft, da keines der beiden Modelle die Eigenschaft besitzt Kraft über der Zeit zu entwickeln. Die Grundlage zur Entstehung einer Muskelkontraktion bilden Aktionspotentiale, die über Nerven in die Muskulatur geleitet werden und dort verschiedene chemische Reaktionen hervorrufen, die letztendlich unter der Berücksichtigung von den zunächst genannten Relationen, Kraft in der Muskulatur erzeugen. Die Summation dieser Aktionspotentiale ist heutzutage mit Hilfe von Sensoren als EMG-Signal relativ einfach messbar. Wie dieses Signal mit der tatsächlich entwickelten Kraft zusammenhängt, ist hingegen umstritten und wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Allgemein hat es sich etabliert, die im Verborgenen ablaufenden chemischen Prozesse, welche letztendlich zu Muskelkraft führen, mit sogenannten Aktivierungsdynamiken zu modellieren. Eines der beiden in dieser Arbeit angewendeten Modelle verwendet den Einfluss der neuronalen

Signale auf die Calcium-Ionen-Ausschüttung und modelliert den damit zusammenhängenden Kontraktionsvorgang. Die ersten Untersuchungen hierzu wurden Ende der 1960er Jahre veröffentlicht (z.B. Hellam & Podolsky 1969 oder Ebashi & Endo 1968).

Während sich bei der Kraft-Geschwindigkeit-Relation das Modell von Hill durchgesetzt hat und auch bei der Kraft-Längen-Relation relativ eindeutige Klarheit bezüglich der Verwendbarkeit herrscht, ist der Einfluss von unterschiedlichen Aktivierungsdynamikfunktionen, welche immerhin die Kontraktion steuern, auf das Ergebnis der Simulation weitestgehend unbekannt. Um diese Lücke zu füllen, beschäftigt sich diese Arbeit mit zwei grundlegenden mathematischen Modellen, der Aktivierungsdynamik von Hatze (1981) und der von Zajac (1989) bezüglich der Einsetzbarkeit und deren Einfluss auf die Ergebnisse der Simulation bei gleichbleibenden Bedingungen. Dafür wurde ein Mehrkörpermodell des menschlichen Skeletts für die Durchführung einer Plantarflexion in der MKS Software SIMPACK (Dassault Systèmes, Frankreich) modelliert. Das Modell und die Berechnungsmethodik werden anhand von experimentell erhobenen Daten in dieser Arbeit validiert. Zudem wird in der Arbeit, die kontrovers diskutierte Frage nach dem EMG-Kraft-Zusammenhang experimentell untersucht. Um die Grenzen der Verwendbarkeit der EMG-Signale im Bereich der Simulation zu verdeutlichen, wurde eine komplexe Mehrköpersimulation des Radfahrens durchgeführt und mit experimentellen Ergebnissen verglichen.

Zunächst werden die Grundlagen zur Muskelmodellierung und Simulation erläutert. Hierzu wird der aktuelle Stand der Literatur dargestellt.

2. Grundlagen Muskelmodellierung

In diesem Kapitel werden die grundlegenden Muskelmodellfunktionen und deren Einschränkungen vorgestellt. Für eine bessere Übersichtlichkeit, der in dieser Arbeit verwendeten Parameter werden jeweils die zur Simulation notwendigen Parameter nach jedem Kapitel nochmal in einer Tabelle zusammengefasst.

Wank nahm 2000 eine Einteilung der Muskelmodelle bezüglich ihrer Absicht, ihrem Anwendungsziel und nach Art ihres Modellkonzepts vor. Die in dieser Arbeit verwendeten Modelle lassen sich den beschreibenden, zur Vorhersage verwendeten Hill-Typ-Modellen zuordnen. Andere Modelle beschreiben vor allem die Struktur der Muskulatur (z.B. Gleitfilamenttheorie nach Huxley (1957)). In dieser Arbeit werden hauptsächlich die Hill-Modelle bearbeitet, da für die Simulation die Abbildung der mikroskopischen Prozesse eine sekundäre Rolle spielt. Wichtiger für eine gute Modellierung menschlicher Bewegung erscheint es, die Eigenschaften der Muskelkontraktion mathematisch so exakt wie möglich abzubilden.

2.1 Hill-Modelle

Das klassische Hill-Modell des Muskel-Sehnen-Komplexes, lässt sich mit einer seriellen Verschaltung von elastischem und kontraktilem Element beschreiben (s. Abbildung 2.1). Dabei beschreibt das kontraktile Element den Muskel und das elastische Element die Sehne. Es wird also der gesamte Muskel-Sehnen-Komplex betrachtet. Etabliert hat sich eine überarbeitete Version des Hill-Modells (Hill 1964), welches mit einem parallelelastischen Element erweitert wurde, um den steigenden passiven Widerstand bei Muskeldehnung abzubilden (u.a. Hatze 1981, Hof et al. 1983, Zajac 1989, Van Soest & Bobbert 1993). Günther et al. wiesen 2007 nach, dass ein gedämpftes Modell dem experimentellen Kontraktionsgeschwindigkeitsverlauf einer konzentrischen Kontraktion am nächsten kommt und wiederlegten damit Hatze (1978) der davon ausging, dass eine Dämpfung unbedeutend wäre und somit vernachlässigt werden kann. In dieser Arbeit wird ein seriell und parallel gedämpftes Hill-Modell (s. rechts in Abbildung 2.1) verwendet.

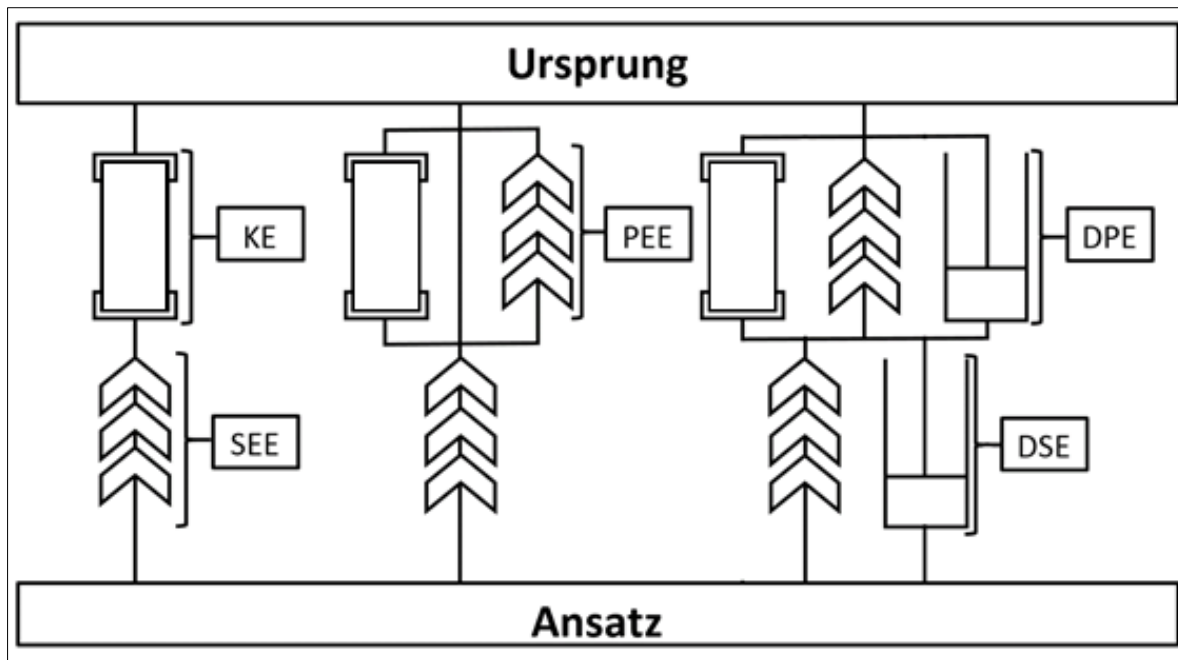


Abbildung 2.1: Struktur verschiedener Hill-Modelle. Links klassisches Hill-Modell bestehend aus kontraktilen (KE) und in Serie geschaltetem elastischen Element (SEE), in der Mitte Hill-Modell erweitert mit parallelelastischem Element (PEE) und rechts ein Modell mit parallelem (DPE) und seriellen Dämpfer (DSE).

2.2 Das kontraktile Element

Das kontraktile Element bezeichnet innerhalb der Hill-Modelle den eigentlichen Muskel, es ist das Kernstück jeder Simulation. Hier treten die meisten Unterschiede bezüglich der verwendeten Modelle auf. In der Regel werden hier die Kraft-Geschwindigkeitsrelation, der Kraft-Längenzusammenhang und die Aktivierungsfunktionen verwendet.

2.2.1 Der Kraft-Geschwindigkeitszusammenhang

Die Kraft-Geschwindigkeitsrelation ist mit seinem klassischen hyperbolischen Verlauf das wohl bekannteste mathematische Muskelmodell, welches trotz Kritik in nahezu allen Modellen verwendet wird. Einfach zusammengefasst ist die Grundaussage, je größer der Widerstand desto geringer die Muskelkontraktionsgeschwindigkeit. In Abbildung 2.2 wird dieser Kraft-Geschwindigkeitszusammenhang dargestellt. In der Literatur ist häufig eine zur Maximalkraft und maximalen Geschwindigkeit relativierte Kurve zu finden. Da die maximale Geschwindigkeit aus den experimentellen Daten von Wank (2000) nicht ableitbar war, konnte eine solche Darstellung hier (s. Abbildung 2.2) nicht gewählt werden.

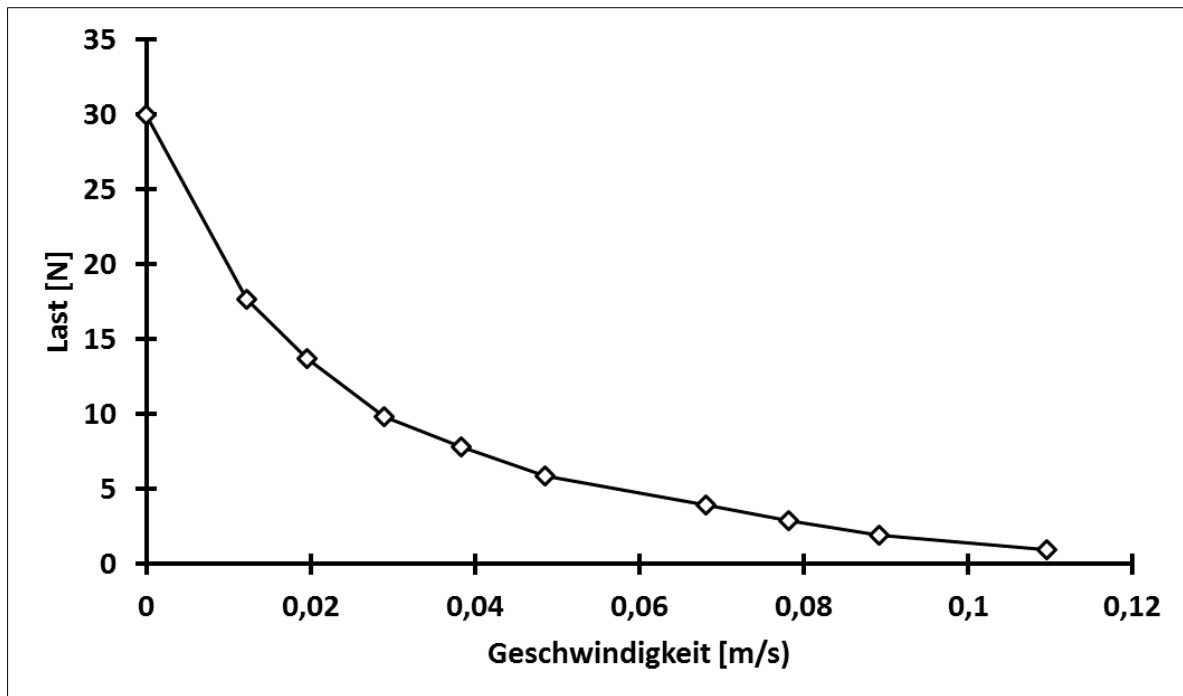


Abbildung 2.2: Last-Geschwindigkeitsrelation der Plantarflexoren eines Ferkels. Daten für die Abbildung entnommen aus Wank (2000).

2.2.1.1 Das mathematische Modell der Kraft-Geschwindigkeitsrelation

Hill (1938) analysierte die bei einer Muskelkontraktion freigesetzte Wärmeenergie und die verrichtete mechanische Arbeit an isolierten Froschmuskeln. Bei der Berechnung der mechanischen Energie wurde lediglich die Längenänderung der Muskulatur berücksichtigt, nicht aber die kinetische Energie (und damit die Kontraktionsgeschwindigkeit), da er bei einer geringen Temperatur von 0° C und einer damit einhergehenden geringen Kontraktionsgeschwindigkeit seine Daten erhob. Damit berechnet sich die Hubarbeit aus der Last (als Kraft) und der Muskelverkürzung.

$$W_{HUB} = F_{Last} * \Delta l \quad [2.1]$$

Zusammen mit der Gesamtenergie der Muskelkontraktion und den von Hill (1938) gezeigten Zusammenhängen, dass der Anstieg der Verkürzungsenergie umgekehrt proportional zur Last ist, ergab sich unter Einführung der Konstanten a und b die klassische Hillsche Gleichung.

$$(F_{Last} + a) * (v + b) = (F_0 + a) * b \quad [2.2]$$

Die Konstante b hat die Einheit einer Geschwindigkeit und die Konstante a die einer Kraft. Als F_0 wird bei der Simulation von Muskelkraft klassischerweise die maximale isometrische Kraft bei optimaler Muskellänge (und damit die maximal erreichbare Kraft) bezeichnet.

Hill selbst fand 1964 heraus, dass die angenommene Vereinfachung, wonach die Kontraktionsgeschwindigkeit bezüglich der Variable a keine Rolle spielt so nicht gehalten werden kann, und veröffentlichte eine überarbeitete Version seiner Gleichung.

$$a = 0,16 * F_0 + 0,18 * F_{Last} \quad [2.3]$$

Trotz dieser Änderung ist die ursprünglich veröffentlichte Hill-Gleichung auch heute noch eine der am häufigsten verwendeten Gleichung um den Kraft-Geschwindigkeitszusammenhang abzubilden. Inzwischen gibt es weitere Erweiterungen, welche die komplexen Zusammenhänge von Aktivierung, Muskellänge und Kontraktionsgeschwindigkeit berücksichtigen. Günther (1997) verwendete hierfür folgende, in dieser Arbeit ebenfalls eingesetzte Gleichung von van Soest (1996).

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = Factor(q) * B_{rel} * l_{CEopt} * \left(1 - \frac{F_{iso}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE})}{\frac{F_{CE}}{qF_{max}} + A_{rel}(l_{CE})}\right) \quad [2.4]$$

Die Variable q beschreibt die Aktivierung der Muskulatur. Wie aus der Gleichung zu erkennen ist, spielt die Muskellänge, die Muskelkraft sowie die Muskelaktivierung eine Rolle bei der Berechnung der Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Berechnung der Variablen B_{rel} und A_{rel} sowie die Bestimmung des $Factor(q)$, welcher den Aktivierungsgrad der Muskulatur berücksichtigt, werden aus der Arbeit von Günther (1997) ersichtlich.

Ein Problem der Hill-Gleichungen und allen darauf basierenden Gleichungen ist, dass exzentrische Kontraktionen nicht abgebildet werden können. Für diesen Bereich der Kontraktionen hat sich ein Modell von Katz (1939) durchgesetzt. Dabei wird eine hyperbolische Gleichung mit umgekehrter Krümmung verwendet. Eine wichtige Rolle spielen dabei der „Slope-Factor“ (Katz (1939)) welcher die Änderung der Steigung der Kraft-Geschwindigkeit-Relation bei Beginn einer exzentrischen Kontraktion beschreibt und die „maximale exzentrische Kraft“, die als einheitenloser Faktor der isometrischen Maximalkraft angegeben wird. Günther (1997) gibt für den „Slope-Factor“ den Wert 2,0 an und begründet dies mit der komplizierten Datenlage (experimentelle Werte von 1,0 (Joyce et al. 1969) bis 6,0 (Katz 1939)) in der Literatur. $F_{max/exz}$ wird von Günther mit 1,8 angegeben was der Datenlage

von Katz (1939) und McMahon (1984) entspricht. Insgesamt ist die Datenlage hier eindeutiger: Werte von 1,1 (Hof und Van den Berg 1981a) bis 1,8 (Katz 1939 oder Edman et al. 1976) werden in der Literatur diskutiert.

Van Soest (1992) verbindet den exzentrischen Bereich erstmals in einem mathematischen Modell mit dem konzentrischen Bereich. Diese Verbindung wird von Günther (1997) so dargestellt.

$$v_{ce}(l_{CE}, q, F_{CE}) = \frac{C_1}{\frac{F_{CE}}{q \cdot F_{max}} - C_2} - C_3 \quad [2.5]$$

Die Variablen $C_1 - C_3$ werden wie folgt berechnet.

$$C_1 = -C_4 * C_3 \quad [2.6]$$

$$C_2 = F_0(l_{CE}) * F_{max/exz} \quad [2.7]$$

$$C_3 = C_4 * \frac{Factor(q) * B_{rel} * L_{CEopt}}{Slopefactor * (F_{iso}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE}))} \quad [2.8]$$

$$C_4 = C_2 - F_{iso}(l_{CE}) \quad [2.9]$$

Auch hier sieht man die Abhängigkeit der Kontraktionsgeschwindigkeit von verschiedenen Faktoren, wie der Maximalkraft, der aktuellen Kraft, der Aktivierung sowie der Muskellänge. Eine isolierte Betrachtung des Kraft-Geschwindigkeitszusammenhangs findet hier nicht mehr statt.

Zur Simulation des Kraft-Geschwindigkeit-Modells, werden die in Tabelle 2.1 aufgeführten Parameter verwendet.

Tabelle 2.1: Zur Simulation des Kraft-Geschwindigkeitzusammenhangs in dieser Arbeit notwendige Parameter und sofern vorhanden ein aus der Literatur abgeleiteter Wertebereich.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Mögliche Werte
l_{CEopt}	Länge des CE bei dem maximale Kraft erzeugt werden kann	Je nach Muskelfaserlänge
F_{max}	Maximalkraft des kontraktilen Elements (wird in der Regel isometrisch bestimmt)	Je nach Muskelkraft
A_{rel}	Parameter zur Bestimmung der Hill-Hyperbel (Kraftabhängig)	0,15 - 0,41
B_{rel}	Parameter zur Bestimmung der Hill-Hyperbel (Längenabhängig)	0,4 - 5,2
$Slopefactor$	Steigungsänderung der Kraft im Übergang von konzentrischer zu exzentrischer Kontraktion	1,0 - 6,0
$F_{max/exz}$	auf isometrische Maximalkraft normierter Wert für maximale exzentrische Kraft.	1,1 - 1,8

2.2.1.2 Kritik am klassischen Hill-Modell

Das klassische Hill-Modell weist einen hyperbolischen Zusammenhang zwischen Kraft und Kontraktionsgeschwindigkeit nach, dabei werden einige Einflüsse auf diesen Zusammenhang in der ursprünglichen Gleichung nicht berücksichtigt. Der auffälligste Fehler ist, dass der Einfluss von verschiedenen Lasten auf diesen Zusammenhang nicht berücksichtigt wurde. Hill korrigierte diesen Fehler später selbst (siehe auch experimentelle Ergebnisse dieser Arbeit). Eine weitere Fehlerquelle ist, dass Hill die Muskellänge in seiner Gleichung lediglich durch eine Längenänderung (Geschwindigkeit) berücksichtigt, dabei weisen experimentelle Ergebnisse (z.B. Bahler et al. 1968 oder Edman et al. 1976) hier auf eine Abhängigkeit bezüglich der Muskelaktivität hin. Der Einfluss der Muskelaktivierung auf den Kraft-Geschwindigkeitszusammenhang ist experimentell allerdings nur schwer nachzuweisen, da in Experimenten in der Regel eine elektrische Stimulation der Muskulatur stattfindet, die mit der neuronalen Muskelsteuerung nicht zu vergleichen ist (Wank 2000). Es gibt auch experimentelle Ergebnisse, die von der hyperbolischen Funktion abweichen so z.B. Edman (1988) der einen doppelten hyperbolischen Verlauf experimentell feststellte. Trotz dieser kritischen Punkte ist

die Hill-Gleichung das wohl am meisten verwendete Modell zur Beschreibung des Kraft-Geschwindigkeitszusammenhangs und durch seine geringe Komplexität gut verständlich.

2.2.2 Der Kraft-Längenzusammenhang

Die Kraft-Längenrelation beschreibt den Zusammenhang zwischen Muskellänge und der vom Muskel entwickelten Kraft. Grundlage dafür bildet die Cross-Bridge-Theorie von Huxley (1957). Demnach ist die kontraktile Kraft proportional zur Anzahl der aktiven Querbrückenverbindungen zwischen den Muskelfilamenten Aktin und Myosin, welche eine konstante Länge aufweisen. Somit müsste bei Abweichungen der Sarkomerlänge von der optimalen Länge (Maximalkraft) die Kraft abnehmen (s. Abbildung 2.3 unterer Teil (2)).

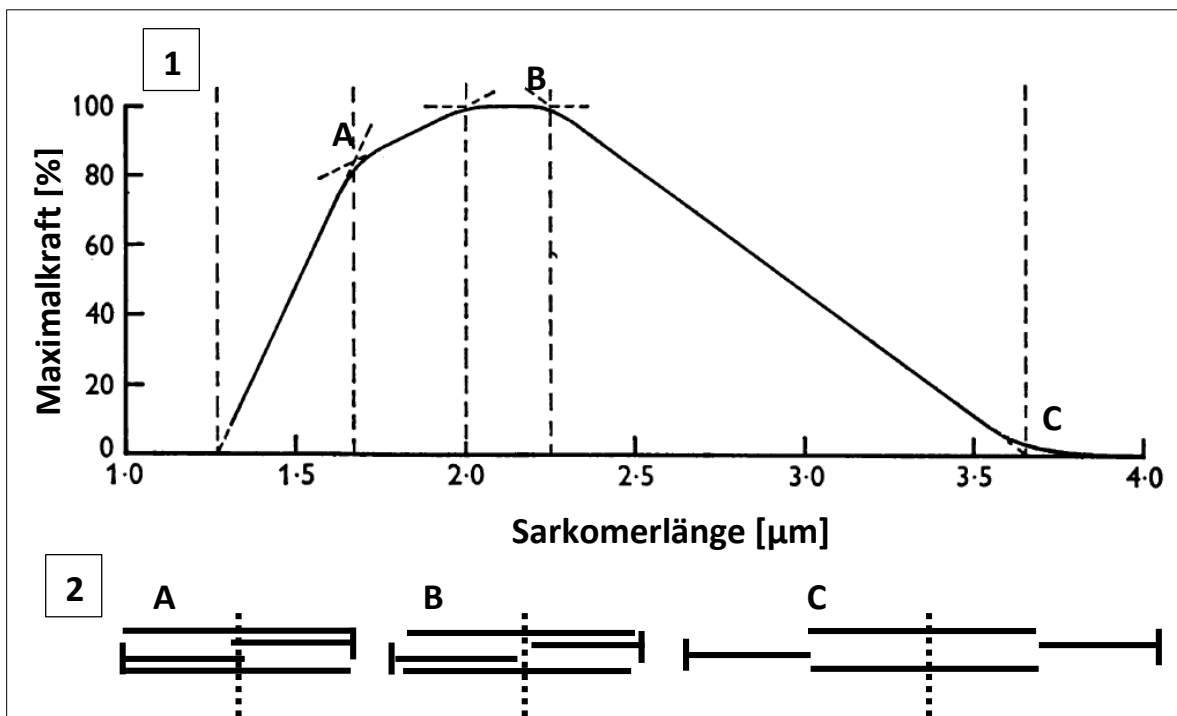


Abbildung 2.3: Schematische Abbildung des Kraft-Längenzusammenhangs (1) mit entsprechenden Sarkomerüberlappungen (2). Dabei entsprechen die abgebildeten Sarkomere (A, B und C) den entsprechenden Buchstaben im Verlauf (1). Abbildung modifiziert nach Gordon et al. (1966).

Gordon et al (1966) konnten diesen Effekt erstmals in isolierten Muskelfasern experimentell nachweisen. Kurz lässt sich zusammenfassen, dass es einen Muskellängenbereich gibt, in dem der Muskel seine maximale Kraft entwickeln kann, bei Verkürzung oder Verlängerung sinkt die mögliche Kraft der Muskulatur ab. Unterschiede in dem oben abgebildeten Verlauf sind laut Gordon et al. (1966) je nach untersuchter Spezies und Muskel zu begründen, so dass in der mathematischen Modellierung die Muskelfaserlänge auf den optimalen

Muskelfaserlängenzustand je Muskel normiert wird. Der dadurch entstehende Zusammenhang wurde zunächst mit mehreren stückweise linearen Funktionen abgebildet (z.B. Scott & Winter 1991). Je nach Muskellänge wurde eine entsprechende Funktion zur Berechnung des kontinuierlichen Kraft-Längenverlaufs verwendet.

2.2.2.1 Das mathematische Modell des Kraft-Längenzusammenhangs

Die anfängliche Beschreibung, ähnlich einer Aneinanderreihung verschiedener Polynome (Gordon et al. 1966) reicht für einzelne Muskelfasern aus, ist auf Grund von unterschiedlicher Muskelarchitektur allerdings nicht für die Modellierung eines gesamten Muskels ausreichend (Wank, 2000). Für die Beschreibung ganzer Muskeln setzten sich Polynome ersten oder zweiten Grades und selten auch Exponentialfunktionen durch. In dem in dieser Arbeit verwendeten Modell, wird die von van Soest (1992) entwickelte Gleichung 2.10 für den Kraft-Längenzusammenhang verwendet.

$$F_{iso}(l_{CE}) = -\frac{1}{Width^2} * \left(\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}}\right)^2 + 2 * \frac{1}{Width^2} * \left(\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}}\right)^2 - \frac{1}{Width^2} + 1 \quad [2.10]$$

Der Parameter Width gibt dabei an bis zu welcher Längenänderung die Muskulatur Kraft entwickeln kann. Es entsteht der in Abbildung 2.4 dargestellte Verlauf von $F_{iso}(l_{CE})$.

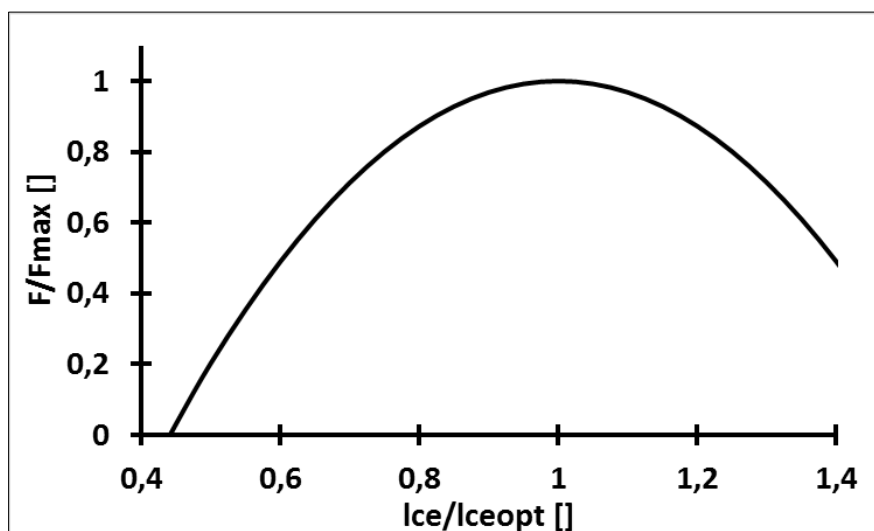


Abbildung 2.4: Der Verlauf von F_{iso} wurde hier mit der Gleichung 2.10 berechnet. Als Wert für den Parameter Width wurde 0,56 entsprechend Günther (1997) verwendet.

Ab einer bestimmten Dehnung der Muskulatur steigt der passive Widerstand der Muskulatur gegen eine weitere Dehnung an. Im verwendeten Modell wird dieser Teil vom parallelelastischen Element (s. 2.3) modelliert.

Zur Simulation des Kraft-Längen-Modells werden die in Tabelle 2.2 erklärten Parameter verwendet.

Tabelle 2.2: Zur Simulation des Kraft-Längenzusammenhangs in dieser Arbeit notwendige Parameter und Wertebereiche aus der Literatur. *hier wurde bereits von Günther (1997) höhere Werte (0,56) verwendet um die notwendigen Kräfte zu erreichen.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Werte aus Literatur
l_{CEopt}	Länge des CE bei dem maximale Kraft erzeugt werden kann	Je nach Muskelfaserlänge
<i>Width</i>	Parabelsteuerung ab und bis zu welcher Länge des CEs, Kraft erzeugt werden kann	0,0 – 0,3*

2.2.2.2 Kritik an der verwendeten Modellierung des Kraft-Längenzusammenhangs

Ein Problem der vorgestellten Modellierung ist die Annahme eines sehr großen Bereichs in dem Kraft von der Muskulatur entwickelt wird. In der Literatur finden sich sehr viel geringere Längenbereiche in denen die Muskulatur Kraft entwickeln kann ($\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}} = 0,7$ bis 1,22 oder 0,9 bis 1,08 Wank (2000)) als durch dieses Modell angenommen. Die Wahl einer parabelförmigen Entwicklung der Kraft scheint ebenfalls stark vereinfacht, wenn man die Ursprungsdaten (Gordon et al. (1966)) zu Grunde legt (s. Abbildung 2.3). Experimentelle Daten die von gesamten Muskeln abgeleitet wurden (z.B. Herzog & ter Keurs (1988), Bobbert et al. (1990), Edman (1999), Winter & Challis (2010) oder Wank (1993)) weisen allerdings eine bessere Übereinstimmung mit dem verwendeten Modell auf, als mit dem von Gordon et al. (1966), das auf Daten von isolierten Muskelfasern beruht. Dies spricht für die Verwendung des hier vorgestellten Modells von van Soest (1992).

2.2.3 Die Muskelaktivierung

Die Muskelaktivierung wird von verschiedenen Autoren unterschiedlich benannt. Bobbert und van Ingen Schenau (1988 & 1990) sprechen z.B. von ‚active state‘ (definiert nach Ebashi & Endo 1968), van Soest (1992) schreibt von ‚muscle activation‘. Bei Pandy et al. (1990) fällt der Begriff ‚excitation-contraction dynamics‘. Als allgemeiner Überbegriff hat sich aber der

Ausdruck ‚activation dynamics‘ (Rockenfeller et al. 2015) durchgesetzt. Darunter fallen alle Modelle, welche die Aktivierung der Muskulatur in Relation zur Zeit und zur entwickelten Kraft setzen. Hierbei gibt es verschiedene Modelle, die in der Simulation von Muskelkontraktionen Anwendung finden. Als wichtige Grundlage dieser Modelle gilt laut Wank (2000), dass die Erregungsausbreitung innerhalb der Muskulatur berücksichtigt wird, d.h. die Muskulatur hat nicht mit Eintreten des neuronalen Signals die volle Kraft zur Verfügung, sondern kann diese erst mit etwas Zeitversatz entwickeln. Dieses Phänomen wird auch als elektromechanischer Delay bezeichnet und wird mit unterschiedlichen Zeitdauern in Abhängigkeit der Kontraktionsart mit 22 ms (Hopkins et al (2007)) bis ca. 50 ms (Smith et al. (2017)) angegeben. Wank (2000) beschreibt die Aktivierungsfunktion als „Herzstück“ in den meisten Muskelmodellen, da sie die Kraftentwicklung der Muskulatur über die Zeit errechnen. Dass eine Verwendung von Aktivierungsfunktionen für die Simulation von Muskelkontraktionen sinnvoll ist, begründen unter anderem Herzog et al. (1995) oder van Ruijven & Weijs (1990). Ein wichtiger Faktor, der durch die Aktivierungsfunktionen in die Modelle gelangt, ist die zeitliche Abhängigkeit der Kraftentwicklung. Zur Beschreibung der Aktivierung gibt es verschiedene Modelle, diese lassen sich mit den in dieser Arbeit in der Folge vorgestellten Modellen von Hatze (1981) und Zajac (1989) gut beschreiben. In den meisten aktuell verwendeten Modellen kommt eine der beiden Aktivierungsfunktionen zum Einsatz. Ein entscheidender Unterschied zwischen den beiden Modellen ist, dass Hatze (1981) die physiologischen Prozesse zur Kraftentwicklung modelliert, während in dem Modell von Zajac (1989) eine Berechnung der Muskelaktivierung auf Grundlage von empirisch gesammelten Daten erfolgt. Für eine mathematische Unterscheidung werden zunächst die beiden Modelle vorgestellt.

2.2.3.1 Die Aktivierungsdynamik nach Hatze

Das Modell von Hatze (1981) ist eine Differentialgleichung, sie beschreibt die Entwicklung der freien Ca^{++} -Ionen in der Muskulatur bei eingehenden Aktionspotentialen. In dieser Arbeit wird die vereinfachte Version des Modells vorgestellt und verwendet, da sich diese für die Simulation durchgesetzt hat. Van Soest (1992) stellt unter Verwendung von Hatze (1981) folgende Formulierung auf:

$$\dot{\gamma} = M_H * (STIM - \gamma) \quad [2.11]$$

Gleichung 2.11 beschreibt den Aufbau der freien Ca^{++} -Ionen Konzentration in der Muskulatur. STIM beschreibt das eingehende Stimulationssignal aus den Neuronen. M_H (im Folgenden auch als M_{act} bezeichnet) ist eine Zeitkonstante, welche den Anstieg und Abfall der Konzentration pro Zeiteinheit (s) angibt, Hatze (1981) gab die Werte 3,67 [1/s] und 11,25 [1/s] für unterschiedliche Muskelfasertypen (langsam oder schnell) an. Aus der berechneten Ionenkonzentration wird im Modell eine aktuelle Muskelaktivierung berechnet (van Soest 1992).

$$q(l_{CE}, \gamma) = \frac{q_0 + [\rho(l_{CE}) * \gamma]^2}{1 + [\rho(l_{CE}) * \gamma]^2} \quad [2.12]$$

Mit Gleichung 2.12 wird die Muskelaktivierung in Abhängigkeit von der Ionenkonzentration und der Muskellänge berechnet, $\rho(l_{CE})$ ist eine von der Muskellänge abhängige Konstante. Hatze (1981) berechnet $\rho(l_{CE})$ mit der Gleichung 2.13

$$\rho(l_{CE}) = \frac{17,269594}{2,9 * \left(\frac{l_{CEopt}}{l_{CE}}\right)^{-1}} \quad [2.13]$$

Zur Simulation des Aktivierungsmodells nach Hatze (1981), werden die in Tabelle 2.3 erklärten Parameter verwendet.

Tabelle 2.3: Zur Simulation der Muskelaktivierung nach Hatze (1981) in dieser Arbeit notwendigen Parameter und Wertebereiche aus der Literatur.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Wertebereich
q_0	Angenommene Grundaktivierung wenn $q = 0$	0,0001 - 0,05
M_{act}, M_H	Zeitkonstante zur Modellierung des Aktivierungs- und Deaktivierungsprozesses (Gleichung 2.11) bei Kontraktionsbeginn/-ende	$M_H : 3,67 - 11,25$

2.2.3.2 Die Aktivierungsdynamik nach Zajac

Zajac (1989) entwickelte als Alternative zu dem Modell von Hatze (1981) und den zu dem Zeitpunkt verwendeten Modellen ein Modell, welches aus am Muskel in vivo messbaren Werten (z.B. EMG) eine für die Simulation verwendbare Muskelaktivierung berechnen kann. Er gab folgende Gleichung an.

$$\frac{d a(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} * (\beta + [1 - \beta]u(t)) \right] * a(t) = \left(\frac{1}{\tau_{act}} \right) * u(t) \quad [2.14]$$

Für die Gleichung 2.14 wird angenommen, dass $0 < \beta = const. < 1$ und das $\beta = \frac{\tau_{act}}{\tau_{deact}}$.

Dabei gilt die Variable a als die berechnete Aktivierung und die Variabel u als Input-Signal. Um die beiden Modelle vergleichen zu können, wird eine nach Günther (1997) umgeformte Schreibweise der Gleichung 2.14 angegeben.

$$\dot{a} = M_{act} * [STIM - STIM * (1 - \beta) * a - \beta * a] \quad [2.15]$$

Die entscheidenden Parameter der Gleichung sind jetzt $M_{act} = 1/\tau_{act}$ und β , während STIM der Input (z.B. EMG-Signal) der Gleichung ist. Das Ergebnis a kann als Äquivalent von q aus der Gleichung 2.12 betrachtet werden. Zajac (1989) definierte dies als relative isometrische Kraft bei optimaler Länge. Zur Simulation des Aktivierungsmodells nach Zajac, werden die in Tabelle 2.4 erklärten Parameter verwendet.

Tabelle 2.4: Zur Simulation der Muskelaktivierung nach Zajac (1989) in dieser Arbeit notwendigen Parameter und Wertebereiche aus der Literatur.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Wertebereich
q_0	Angenommene Aktivierung wenn $a = 0$	0,0001-0,05
M_{act}	Zeitkonstante zur Modellierung des Aktivierungsprozesses	M_{act} : 2 - 83,33
β	Zeitkonstante zur Modellierung des Deaktivierungsprozesses	0,0 – 1,0

2.2.3.3 Theoretischer Vergleich der Aktivierungsfunktionen

Beide hier vorgestellten Funktionen haben Vor- und Nachteile. Das Modell von Hatze (1981) betrachtet Muskelfasern und ist dabei auf Daten angewiesen (z.B. zur Calcium-Konzentrations-Dynamik), die zumindest in vivo nicht erhoben werden können. Außerdem werden zumindest in der vereinfachten Variante die unterschiedliche Dauer der Ein- und Ausschaltprozesse, welche empirisch belegt sind, vernachlässigt. Der große Vorteil des Modells von Hatze ist die Berücksichtigung experimentell nachgewiesener Abhängigkeiten der Aktivierung von der Muskellänge, deren Bedeutung allerdings noch unklar und umstritten ist. Das Modell von Zajac (1989) hat Nachteile durch die Vernachlässigung der Muskellänge, welche in diesem Modell keine Rolle spielt, allerdings u.a. von Kistemaker et al. (2005) nachgewiesen wurde. Außerdem

wurde hier der physiologische Prozess, der hinter der Kontraktion steht, nicht berücksichtigt, sondern rein auf den Grundlagen von experimentellen Daten ein mathematisches Modell entwickelt. Es bietet also keinen Mehrwert für das Verständnis der Kontraktionsprozesse. Vorteil gegenüber dem Modell von Hatze ist allerdings die Erfassbarkeit aller relevanter Daten per Experiment und in vivo, d.h. experimentell erhobene Daten können direkt in dem Modell zur Berechnung verwendet werden. Außerdem wird der schnellere Deaktivierungsprozess nach Aktivierungsende berücksichtigt. In Abbildung 2.5 werden die beiden Aktivierungsfunktionen graphisch gegenübergestellt. Die Funktion von Zajac (Gleichung 2.15) wurde mit den Werten $M_{act} = 83.3$ (Zajac (1989)) und $\beta = 0,2$ (Günther (1997)) berechnet, für die Funktionen von Hatze (Gleichung 2.11-2.13) wurden die Werte $M_H = 11,25$ (Hatze), $\frac{l_{CEopt}}{l_{CE}} = 1$ und $q_0 = 0.0001$ verwendet.

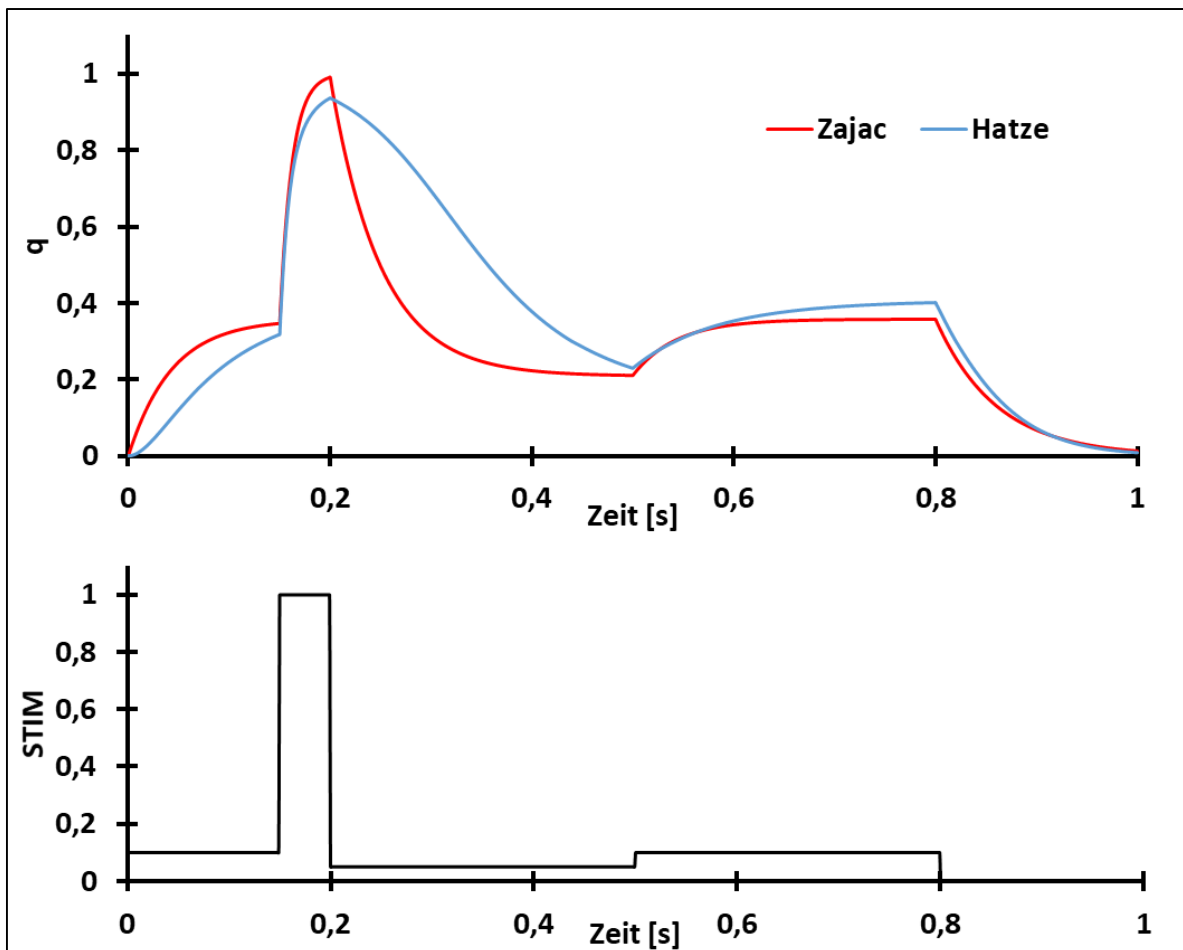


Abbildung 2.5: Vergleich der Aktivierungsberechnung durch die Aktivierungsfunktionen von Zajac (rot) und Hatze (blau) bei gleichem Input STIM (unten, schwarz) und bei $\frac{l_{CEopt}}{l_{CE}} = 1$.

Ein aktueller mathematischer Vergleich der beiden Modelle (Rockenfeller et al. 2015) untersucht die beiden Modelle bezüglich ihrer Sensibilität in Bezug auf die verwendeten Parameter. Dabei stellten die Autoren fest, dass in Hatze's Formulierung die Parameter Aktivierung (STIM) und $\frac{l_{CEOpt}}{l_{CE}}$ das Ergebnis mehr beeinflussen, als jeder von Zajacs Parametern, d.h. das Hatze's-Modell trotz größerer mathematischer Komplexität leichter über den Parameter Aktivierung steuerbar ist, als das von Zajac. Allerdings bestätigen die Autoren auch, dass das Modell von Hatze physiologische Parameter benötigt, die bei dem Modell von Zajac nicht nötig sind und die in vivo nicht erfasst werden können. Auch Kistemaker et al. (2005) weisen darauf hin, dass das Modell von Hatze für isolierte Muskelfasern entwickelt wurde und somit unklar ist, ob eine Übertragung auf den gesamten Muskel-Sehnen-Komplex möglich ist.

2.2.3.4 Bisherige Anwendung der beiden Aktivierungsdynamiken

Die Aktivierungsfunktionen kamen bislang bei verschiedenen Forschungsfragen rund um die Simulation von Mehrkörpermodellen zum Einsatz. Pandey et al. (1990) nutzen z.B. das Modell von Zajac um eine optimale Sprunghöhe in einem Modell des menschlichen Beines zu errechnen. Sie verwenden dabei als Inputparameter (STIM) lediglich die Aktivierung, welche den Wert null für Inaktivität und eins für volle Aktivierung annehmen kann. Dieser Ansatz setzte sich durch und wurde von van Soest et al. (1993) im Zusammenhang mit dem oben beschriebenen Modell von Hatze zur Bestimmung der Funktion von mehrgelenkiger Muskulatur eingesetzt. Eine andere Verwendung der Aktivierungsfunktion gehen Hughes et al. (1994) nach, sie versuchen ihr erstelltes Modell anhand der Aktivierung zu validieren und verglichen die Aktivierungssignale der Simulation mit experimentell erhobenen EMG-Signalen. Dabei untersuchten sie die Rückenmuskulatur und stellten bei einem der vier untersuchten Modelle ein akzeptierbares Ergebnis fest. Die von Hughes et al. (1994) angewendete Methodik ist eine der verbreitetsten zur Modellvalidierung (Erdemir et al. 2007). Eine weitere und für die folgende Arbeit gewählte Variante ist die Verwendung von experimentell erhobenen EMG-Signalen, die nach der Gleichrichtung, Glättung und Normierung auf einen isometrisch gemessenen Maximalwert als Input (in Form von STIM) verwendet werden. Dieses Verfahren wurde u.a. von Jacobs et al. (1996) und Augste (1998) angewendet, mit dem Ziel, die Aufgaben bzw. die Effizienz der mehrgelenkigen Beinmuskulatur zu untersuchen. Während Jacobs et al. explosive Beinstreckungen beim Sprint und einbeinigem Absprung untersuchten, wurde bei Augste (1998) der Ruderzyklus untersucht.

Jacobs et al. (1996) verwendeten dazu das Modell von Hatze. Ein Vergleich der beiden Modelle von Zajac und Hatze innerhalb eines Modells, und damit der Einfluss der Aktivierungsfunktion auf das Simulationsergebnis, wurde im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt, da hierzu bislang keine Literatur gefunden werden konnte. Zusätzlich wurde die Einsetzbarkeit der beiden Modelle bezüglich einer Verwendung von experimentell erhobenen EMG-Signalen untersucht.

2.2.4 Zusammenfassung der Modellierungen für das kontraktile Element

Die einzelnen Gesetzmäßigkeiten, die bislang als eigenständige Modelle vorgestellt wurden, müssen für eine Berechnung der Muskelkraft im Simulationsmodell zusammengebracht werden.

Bei isometrischen Kontraktionen wird keine Kontraktionsgeschwindigkeit vorausgesetzt und somit ist eine Berechnung relativ simpel.

$$F_{CE|v=0} = q * F_{max} * F_{iso}(l_{CE}) \quad [2.16]$$

Die Berechnung der Muskelkraft während einer konzentrischen Kontraktion erfolgt mit der nach F_{CE} aufgelösten Gleichung 2.4.

$$F_{CE}(v_{CE}, l_{CE}, q) = \left(\frac{F_{iso}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE})}{1 - \frac{v_{CE}}{Factor(q) * B_{rel} * l_{CEopt}}} - A_{rel}(l_{CE}) \right) * q * F_{max} \quad [2.17]$$

Für den exzentrischen Bereich gilt die nach F_{CE} aufgelöste Gleichung 2.5.

$$F_{CE}(l_{CE}, q, v_{CE}) = \left(\frac{C_1}{v_{ce} + C_3} + C_2 \right) * q * F_{max} \quad [2.18]$$

2.3 Das parallelelastische Element

Bisher wurde auf die aktive Struktur, wie das kontraktile Element des Hill-Modells eingegangen, ein weiteres Element bildet das parallelelastische Element. Dieses wird parallel zum kontraktile Element als Feder modelliert und ist sozusagen die passive Komponente der Muskulatur, so lange der Muskel nicht verkürzt ist. Es modelliert somit die Faszien und andere passive Strukturen innerhalb der Muskulatur, welche ein Überdehnen oder auch eine Hypermobilität verhindern sollen. Mathematisch wird hier eine nicht lineare Feder (z.B. Yamada und Evans (1970)) formuliert. Die Gleichung 2.19 in dieser Form wurde von Günther (1997) erarbeitet.

$$F_{PEE} = K_{PEE} * (l_{PEE} - l_{PEE0})^2 \quad [2.19]$$

Da das parallelelastische Element parallel zum kontraktilen Element geschaltet ist und von der Länge des CE beeinflusst wird, können einige der Variablen als abhängig von Daten des kontraktilen Elements formuliert werden.

$$l_{PEE0} = l_{Start} * l_{CEopt} \quad [2.20]$$

Die Variable l_{Start} ist im Grunde frei wählbar, verschiedene Autoren verwenden hier verschiedene Werte (van Soest (1992) 1,4; Günther (1997) 1,2; Wank (2000) 1). Die Variable beschreibt, ab welcher Länge des CE eine passive Kraft entwickelt und einer weiteren Dehnung entgegenwirkt. Da man davon ausgehen kann, dass sich die Muskulatur in der Regel ohne Aktivierung in einem optimalen Zustand für eine Kontraktion befindet, erscheint der Wert von Wank (2000) als realistisch. Wichtig dabei ist für die Bestimmung von l_{CEopt} einen Gelenkwinkel zu wählen bei dem die Muskulatur sich in einem Zustand befindet, aus dem sie maximale Kraft entwickeln kann.

$$K_{PEE} = \frac{F_{PEEmax} * F_{max}}{l_{CEopt}^2 * (1 + width - l_{Start})^2} \quad [2.21]$$

Die Steifigkeit der in Gleichung 2.19 formulierten Feder (K_{PEE}) ist abhängig von der Maximalkraft des Muskels (und damit von seinem physiologischen Querschnitt), welche durch die Wahl des Parameters F_{PEEmax} skaliert werden kann.

Zur Simulation des PEE werden die in Tabelle 2.5 erklärten Parameter verwendet.

Tabelle 2.5: Zur Simulation des PEE in dieser Arbeit notwendige Parameter und Wertebereiche aus der Literatur. *hier wurde bereits von Günther (1997) ein höherer Wert (0,56) verwendet um die notwendigen Kräfte zu erreichen.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Wertebereiche
F_{PEEmax}	Skaliert maximale Kraft die einer Dehnung entgegenwirken kann	0,1 – 2
l_{Start}	Skaliert ab welcher CE - Länge das PEE Kraft entwickelt	1,0 - 1,4
l_{CEopt}	Länge des CE bei dem maximale Kraft erzeugt werden kann	Je nach Muskelfaserlänge
$Width$	Beeinflusst die Steifigkeit des PEE (entspricht dem Parameter zur Modellierung des Kraft-Längenzusammenhangs)	0,0 – 0,3*

2.4 Das serienelastische Element

Das serienelastische Element stellt in der Modellierung die Sehne und Aponeurose dar. Hierbei gibt es unterschiedliche Formulierungen, allerdings ist man sich heute weitestgehend einig, dass Sehnen ähnlich des parallelelastischen Elements einem nicht linearen Verlauf folgen. Je nach Modellierung kann die Sehne direkt mit einem Dämpferelement verknüpft werden. Dabei spielte z.B. zur Entwicklung des Modells von Lehner (2007) das Maxwell-Modell (Reihenschaltung von Feder und Dämpfer) und das Voigt-Modell (Parallelschaltung von Feder und Dämpfer) eine tragende Rolle. Lehner (2007) stellte außerdem eine Abhängigkeit der Sehnensteifigkeit von ihrem Querschnitt fest und formulierte folgenden Zusammenhang:

$$\frac{\text{Steifigkeit } c}{\text{Querschnitt [mm]}} = 7,96 \frac{N}{\text{mm}^3} \text{ bis } 9,05 \frac{N}{\text{mm}^3} \quad [2.22]$$

Aus dieser Gleichung lässt sich theoretisch die Steifigkeit jeder Sehne anhand ihres Querschnitts berechnen. Allerdings ist dieser Ansatz schwierig umzusetzen, da in der Literatur wenig Daten zu einzelnen Sehnen im menschlichen Körper zu finden sind und auch hier von einem gewissen Streubereich auszugehen ist. Aufgrund dessen wird in dieser Arbeit ein anderer Weg gewählt, welcher von van Soest et al. (1993), Pandy et al. (1990) oder Günther (1997) bereits zu erfolgreichen Simulationen menschlicher Bewegung verwendet wurde.

$$F_{SEE} = K_{SEE} * (l_{SEE} - l_{SEE0})^2 \quad [2.23]$$

Die Steifigkeit K_{SEE} wird wie folgt berechnet:

$$K_{SEE,q} = \frac{Sum_F}{(U_{SEE,q} * l_{SEE0})^2} \quad [2.24]$$

Die Variable Sum_F entspricht der Summe der isometrischen Kräfte aller am SEE ziehenden kontraktiven Elemente. Der Parameter U_{SEE} wird als relativer Parameter angegeben, er entspricht der relativen Dehnung des SEE (vergleich zu l_{SEE0}) bei maximal wirkender Kraft ($=Sum_F$). Wank (2000) hat verschiedene Literaturdaten analysiert und kommt zu dem Ergebnis, dass eine relative Dehnung von 5-6% der Realität gut entspricht. Da in der Literatur die Verwendung des nicht linearen Modells ab bestimmten Werten (Wank (2000) gibt Kräfte von $0,4 - 0,6 * Sum_F$ an) als nicht mehr korrekt angesehen wird, entwickelten Günther et al. (2007) das Modell weiter und ermöglichten einen Übergang aus dem nichtlinearen Sehnen-Dehnungsbereich zum linearen Sehnen-Dehnungsbereich. Ein von Prochel (2009) beschriebenes Modell gibt dabei drei Fallmöglichkeiten vor. Im ersten Fall entspricht die Kraft des SEE gleich null, wenn die Sehne nicht gedehnt wird. Sobald die Sehne gedehnt wird tritt der zweite Fall ein und es wird die Kraft mit der die Gleichung 2.23 im quadratischen Bereich errechnet. Wenn die Länge der Sehne eine bestimmte festzulegende Länge ($l_{SEE,q}$) erreicht, so erfolgt der dritte Fall und die Kraft des SEE errechnet sich folgendermaßen:

$$F_{SEE} = K_{SEE,q} * (l_{SEE,q} - l_{SEE,0})^2 + K_{SEE,l} * (l_{SEE} - l_{SEE,q}) \quad [2.25]$$

Wobei sich $K_{SEE,l}$ wie folgt berechnet:

$$K_{SEE,l} = \frac{Sum_F}{U_{SEE,l} * l_{SEE0}} \quad [2.26]$$

Der Parameter $U_{SEE,l}$ wird dabei entsprechend des gewünschten Übergangs mit Gleichung 2.27 berechnet.

$$U_{SEE,l} = l_{SEE,q} - l_{SEE,0} \quad [2.27]$$

Aus den Gleichungen und dem oben beschriebenen Zusammenhang ergibt sich mit den Parametern $K_{SEE,q} = 10600000$, $K_{SEE,l} = 10900$, $\frac{l_{SEE0}}{l_{SEE,q}} = 1,0366$ und $U_{SEE,q} = 0,05$ der in Abbildung 2.6 dargestellte Kraft-Längen-Verlauf. Die gewählten Parameter entsprechen den von Wank (2000) vorgeschlagenen Werten. Zudem wird beim Erreichen der Sum_F die Sehne um

5,3% gedehnt, was ebenfalls den von Wank (2000) aus der Literatur abgeleiteten Werten entspricht. Zur Simulation des SEE werden die in Tabelle 2.6 erklärten Parameter verwendet.

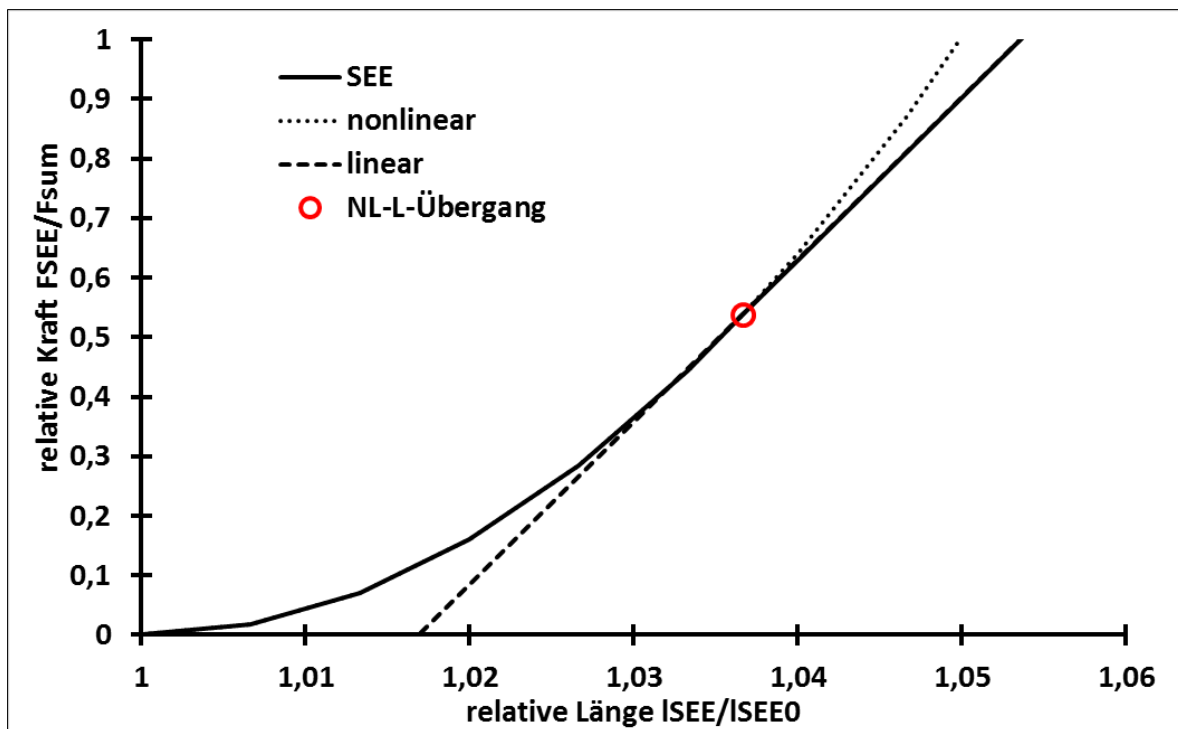


Abbildung 2.6: Kraft-Längen-Verlauf des SEE (durchgezogene Linie), mit nichtlinearem zu linearem Übergang bei F_{SEE}/F_{sum} von 0,53 und der damit verbundenen l_{SEE0}/l_{SEE} von 1,036 (roter Kreis). Zusätzlich sind die alternativen Verläufe bei linearen (gestrichelt) und bei nicht linearen Parametern (gepunktet) dargestellt.

Tabelle 2.6: Zur Simulation des SEE in dieser Arbeit notwendige Parameter und Wertebereiche aus der Literatur.

Parameterbezeichnung	Erklärung	Wertebereich
$l_{SEE,0}$	Länge des SEE bei keiner wirkenden Kraft	Abhängig von der Länge des MSK
$U_{SEE,q}$	Relative Längenänderung des SEE bei maximal wirkender Kraft	2 – 6 %
F_{Sum}	Maximale Kraft der an der Sehne ziehenden CE's (in Gleichung mit Sum_F angegeben)	Abhängig von der isometrischen Maximalkraft
$U_{SEE,l}$	Relative Längenänderung des SEE beim Übergang der Nonlinear-Berechnung zur linearen Berechnung der Kraft des SEE	1,01 - 1,04

2.5 Das Dämpferelement

Das Dämpferelement ist der neueste Bestandteil der Hill-Modelle. Wank beschreibt 2000 noch, dass eine Verwendung von Dämpferelementen nicht notwendig erscheint, da die Modelldaten entweder bereits eine Dämpfung beinhalten (besondere Eigenschaften in PEE oder SEE z.B. Hatze (1981)) oder durch die Charakteristik der Kontraktionsdynamik (Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf) bereits erfüllt werden. Günther et al. weisen allerdings 2007 nach, dass durch eine vernachlässigte Dämpfung eine Eigenoszillation des Muskel-Sehnen-Komplexes entstehen kann. Sie untersuchten den Einfluss von parallelem und serielltem Dämpferelement auf die Kraftentwicklung. Bei einem parallel eingebauten Dämpfer entsteht nach Günther et al. (2007) folgendes Kraftgleichgewicht:

$$F_{SEE} = F_{PEE} + d_{PE} * \dot{l}_{CE} + F_{CE} \quad [2.28]$$

Das Dämpferelement ist folglich abhängig von der Dämpfung und der Geschwindigkeit der Kontraktion. Die weitere Berechnung der Dämpfungseigenschaften wird in Günther et al. (2007) detailliert beschrieben. Die Ergebnisse für konzentrische Kontraktionen mit verschiedenen Dämpfern werden in Abbildung 2.7 dargestellt, da sie den Einfluss und die Notwendigkeit von Dämpferelementen zeigen. Zur Simulation des Dämpfers ist lediglich ein Dämpferparameter (d_{PE}) notwendig, er wird mit der Einheit kg/s angegeben.

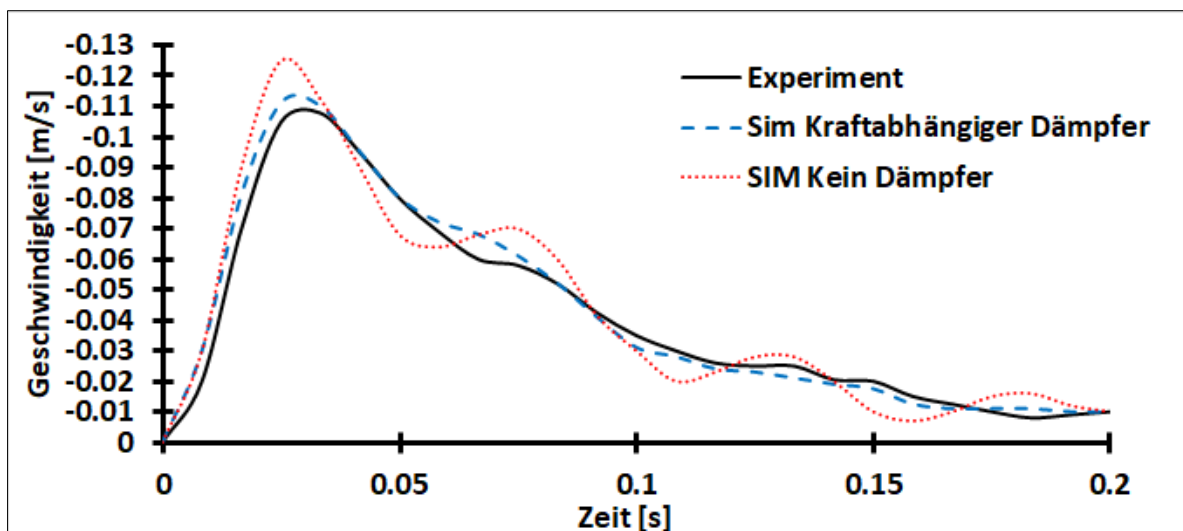


Abbildung 2.7: Vergleich der Wirkung von unterschiedlichen Dämpfern, modifiziert nach Günther et al. (2007).

3. Empirische Studien

In diesem Kapitel werden die im Rahmen der Dissertation durchgeführten Studien zur Plantarflexion und zum Radfahren vorgestellt, dabei werden die Stichproben, die verwendete Messtechnik, der Versuchsablauf und die Ergebnisse vorgestellt.

3.1 Der EMG-Kraft-Zusammenhang in den menschlichen Plantarflexoren

Die Studie zur Plantarflexion wurde durchgeführt um den Zusammenhang zwischen Kraftentwicklung der Plantarflexoren bei gestrecktem Knie und der gemessenen elektromyographischen Signale empirisch zu ermitteln, und so den EMG-Kraft-Zusammenhang zu überprüfen, da es hier keine eindeutige Literaturlage gibt (Disselhorst-Klug et al. (2009)). Während z.B. Bigland & Lippold (1953) oder Hof & van den Berg (1981b) von einem linearen Zusammenhang zwischen Kraft und Aktivierung ausgingen, stellten u.a. Woods & Bigland-Ritchie (1983) und De Luca (1997), Alkner et al. (2000) oder Anders et al. (2008) fest, dass es Muskulatur mit nicht linearem EMG-Kraft Zusammenhang gibt. Cresswell et al. (1995) stellten eine Abnahme der maximalen Sprunggelenksdrehmomente um ca. 40% bei 120° Knieflexion fest. Um diesen Effekt auszuschließen und die Maximalenkräfte der Plantarflexoren zu erfassen, wurden die Versuche bei gestrecktem Knie durchgeführt.

Zusätzlich kann aus den Daten der Einfluss der Muskellänge auf das EMG-Signal untersucht werden, was bislang nur selten durchgeführt wurde (z.B. Saito und Akima (2013) für den m. Quadriceps Femoris) und so eine Entscheidungshilfe bezüglich der unterschiedlichen Aktivierungsmodelle (Zajac oder Hatze) gegeben werden. Unter Verwendung der dynamischen (konzentrischen) Versuche konnte eine kritische Überprüfung der klassischen Hill-Gleichung (1938) durchgeführt werden.

3.1.1 Die Stichprobe

Es wurden insgesamt acht Probanden untersucht, deren demographische Durchschnittsdaten in Tabelle 3.1 dargestellt werden.

Tabelle 3.1: Demographische Durchschnittsdaten und Aktivität der Stichprobe für die Studie zur Plantarflexion.

Alter [a]	Körpergröße [m]	Gewicht [kg]	Sportliche Aktivität [Einheiten/Woche]
27 ± 5,2	1,81 ± 0,09	82,9 ± 11,6	4,82 ± 0,6

Die Probanden wiesen eine in ihrer Altersgruppe überdurchschnittliche sportliche Aktivität auf (vgl. Lampert et al. (2011)). Zudem führten die Probanden unterschiedliche Sportarten von Individualsportarten (bspw. Radsport oder Gewichtheben) bis zu Teamsportarten (bspw. Fußball oder Volleyball) aus. Es wurden Probanden aus verschiedenen Sportarten gewählt, um Muskelanpassungserscheinungen, die mit besonderen Anforderungen der Sportarten einhergehen, auszuschließen. Alle Probanden hatten an einer vorhergehenden Messung teilgenommen, die zur Erfassung der Muskelfaserlängen diente und waren somit mit der Messmethodik vertraut.

3.1.2 Die Messtechnik

Um die Kräfte der Probanden zu messen, wurde eine instrumentierte Beinpresse verwendet (Abbildung 3.1). Die Beinkräfte wurden mit einer an einem beweglichen Schlitten montierten Kraftmessplatte erfasst (Nr. 2 in der Abbildung). Dieser Schlitten konnte für die isometrischen Messungen fixiert werden. Die Kraftmessplatte wurde mit einer Frequenz von 2000 Hz abgetastet (16 Bit AD, Data Translation 9804), und bestand aus vier DMS-Sensoren (typ 85041, Burster, Gernsbach) für die horizontale Krafrichtung, und einem Sensor (typ S9, HBM, Darmstadt) für die vertikale Krafrichtung. Das Messsignal wurde auf 0-5 V verstärkt (typ AE101, HBM, Darmstadt). Zusätzlich wurde die Position des Schlittens und damit der Kraftmessplatte anhand eines magnetostriktiven Sensors (MK4-A, GEFTRAN, Spanien) erfasst (Nr. 3 in der Abbildung).

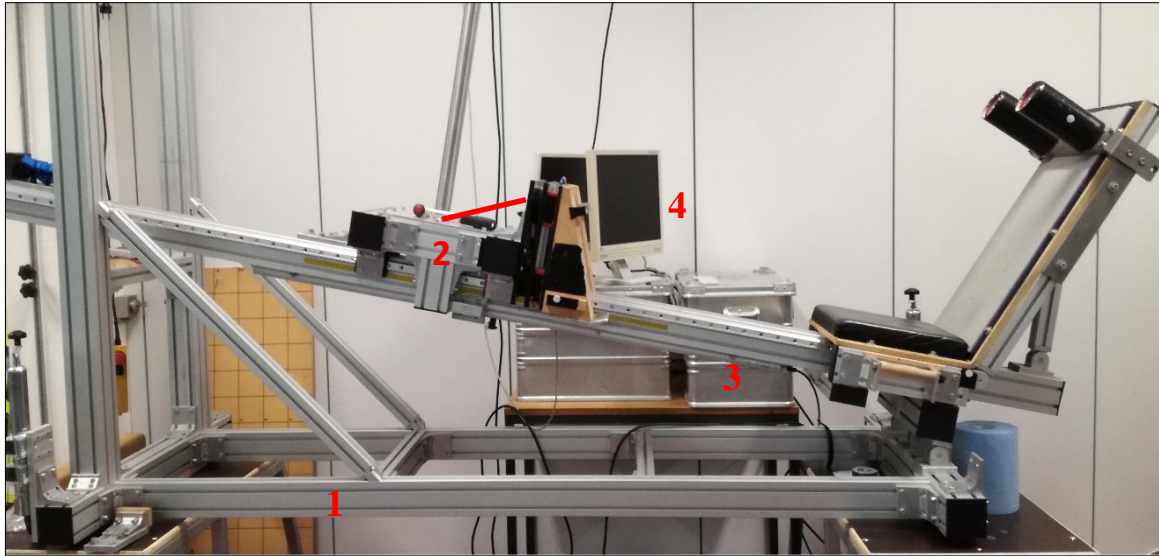


Abbildung 3.1: Instrumentalisierte Beinpresse mit Metallträgerkonstruktion (1), Kraftmessplatte (2), magnetostriktives Posichron (3) und Feedbackbildschirm für submaximale Kontraktionen (4).

Um die Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur zu erfassen, wurden m. soleus (SOL), m. gastrocnemius medialis (GM), m. gastrocnemius lateralis (GL), m. tibialis anterior (TA) und m. extensor digitorum longus (EDL) des linken Beins der Probanden, mit jeweils einem EMG-Sensor (Trigno, Delsys, Natick (USA)) entsprechend der SENIAM Empfehlung (Hermens et al. (1999)) versehen.

Um die Gelenkzentren und Körpersegmentlängen standardisiert erfassen zu können, wurde an den Probanden im Stand 2D-Marker aus Reflexfolie angebracht. Die Marker befanden sich auf Höhe des Metatarsal V Gelenks (Kleinzehengrundgelenk), Ferse, Malleolus lateralis (als Repräsentant des oberen Sprunggelenks), Kniegelenkspalt und Trochanter Major des Femurs (Repräsentant des Hüftgelenks). Zusätzlich wurde ein Marker am Schulterpolster (auf Höhe des Schultergelenks) der Beinpresse angebracht, der zur Herstellung der Oberkörperachse verwendet wurde. Weitere Marker an der Beinpresse dienten der Positionsbestimmung des Schlittens (ein Marker auf Kraftmessplattenebene und einer auf Druckpunktebene) sowie der Kalibrierung (ein Marker im Ursprung). Aus diesen Markern lassen sich somit die 2D-Gelenkwinkel von Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk sowie die Position des Schlittens bestimmen.

Zur Überprüfung der Gelenkwinkel und Position der Kraftmessplatte, wurden die Maximalkraftversuche bei jedem Probanden mit einer Kamera (DR1, Photonfocus, Lachen (CH)) und der Aufnahme Frequenz von 100 Hz bei einem Shutter von 1/1000 s aufgezeichnet.

Mit Hilfe eines zugeschalteten TTL-Generators, der die Bilderaufzeichnung der Kamera steuerte konnten die Filmaufnahmen zeitlich synchron mit den Analogdaten aus Kraftmessplatte, Positions- und EMG-Sensoren erfasst werden.

Zusätzlich wurde ein Ultraschallgerät (Sonoline G50, Siemens, München) verwendet, um die Koordinaten von Ansatz und Ursprung der Plantarflexoren zu ermitteln.

Die Analogdaten wurden mit Hilfe der Software DiaMess (Wank 2016, Tübingen) aufgezeichnet. Für die Videoaufzeichnung wurde die Software Videocapture (Biomotion Solutions, Tübingen) verwendet.

3.1.3 Der Versuchsablauf

Zunächst wurden die Probanden über den Versuchsablauf aufgeklärt, danach wurde die Haut entsprechend der SENIAM-Empfehlung an den für die EMG-Elektroden vorgesehenen Stellen vorbereitet, d.h. die Probanden wurden an den entsprechenden Stellen rasiert und die Haut wurde mit einer Alkoholtinktur gereinigt. Durch die Verwendung von aktueller EMG-Technologie konnte auf das Anrauen der Haut verzichtet werden. Entsprechend der oben beschriebenen Vorgabe wurden die Markerpunkte der Probanden durch Palpation festgestellt und mit Markern versehen. Aus den mit Markern markierten Gelenkszentren wurden die notwendigen Segmentlängen bestimmt (Metallmaßband mit mm Skala). Diese Abstände wurden in ein Geometrieberechnungsmodell in DIAMESS auf Basis von Wank (2000) eingetragen, daraus wurden die Schlittenabstände für die gewünschten Sprunggelenkwinkel ausgerechnet. Die Probanden begannen mit dem kleinsten Winkel (70°) im Sprunggelenk zwischen Fußsohle und Tibia/Fibula.

Nach mehreren Testmessungen, die gleichzeitig der Erwärmung der Muskulatur der Probanden dienten, wurden die Probanden aufgefordert drei isometrische maximalstarke und maximalschnelle Willkürkontraktionen hintereinander auszuführen, wobei die Probanden dazwischen immer eine Pause machen konnten. Das Maximum der Kontraktion sollte dann für einige Zeit (min. 0,5 s) konstant gehalten werden. Der höchste konstant gehaltene Kraftwert der drei Willkürkontraktionen wurde dann als Referenzwert für diesen Gelenkwinkel verwendet. Im Anschluss an die Maximalkraftmessungen erfolgten je drei isometrische Kontraktionen mit 80%, 60%, 40% und 20% der Maximalkraft. Es musste eine Mindestdauer von einer Sekunde pro Kontraktion erreicht werden. Das Erreichen und Halten der nötigen submaximalen

isometrischen Kontraktion wurde per Kraft-Feedback auf einem Feedbackmonitor sichergestellt.

In Abbildung 3.2 ist ein Proband während einer submaximalen Kontraktion zu sehen. Gut zu erkennen ist die Positionierung der EMG-Elektroden am lateralen Bereich des Unterschenkels (3), sowie die zur Gelenkwinkelberechnung notwendigen 2-D-Marker.

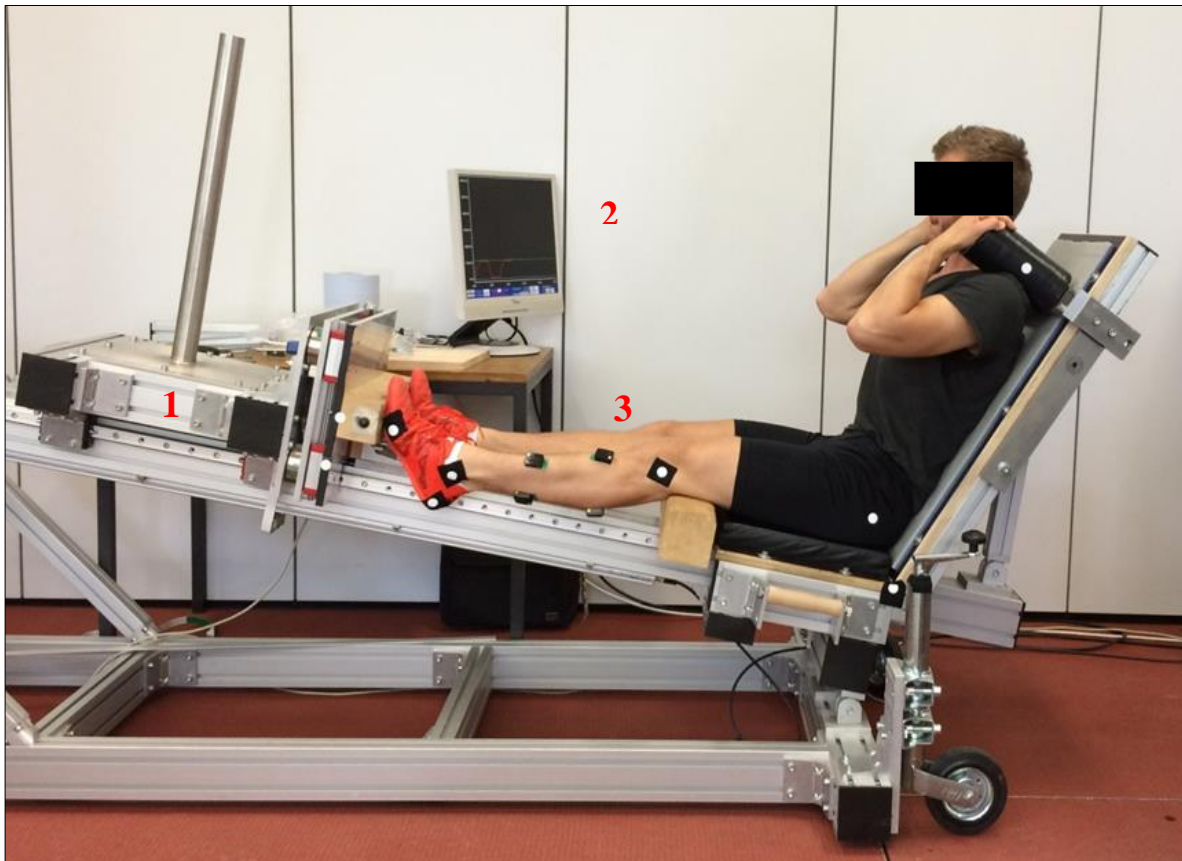


Abbildung 3.2: Versuchsdarstellung einer submaximalen Kontraktion mit Kraftmessplatte (1), Kraft- Feedbackmonitor (2) und Proband mit EMG-Sensoren (3) sowie Markern an Gelenkszentren.

Für jeden Gelenkwinkel wurde der Schlittenabstand angepasst und die isometrische Maximalkraft erfasst. Die Probanden sollten isometrische Kontraktionen bei den Sprunggelenkwinkeln (definiert als Winkel zwischen Tibia und Fußsohle) 70° (Dorsalflexion), 90° (0-Stellung), 110° , 130° und 150° (Plantarflexion) ausführen. Im Anschluss an die isometrischen Kontraktionen führten die Probanden aus einem Sprunggelenkwinkel von 80° jeweils drei konzentrische Kontraktionen durch. Das Gewicht des Schlittens wurde dabei variiert und lag bei 25 kg, 75kg und 125 kg. Die dynamischen Versuche wurden durchgeführt,

um die Validierung der Simulation im dynamischen Bereich durchführen zu können, und um die Hill-Gleichung kritisch zu überprüfen.

Im Anschluss an die Messung wurde bei allen Probanden im Stehen bei gestrecktem Knie (0° Flexion) und neutralem Sprunggelenk (90°) per Ultraschall der Ansatz und Ursprung der Plantarflexoren (SOL, GM und GL) zur Modellierung bestimmt.

3.1.4 Auswertung der isometrischen Versuche

Zur Auswertung wurde die Software DiaMess (Wank, 2016), SimiMotion 9.2.0 (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim) und MATLAB R2016b (The Mathworks Inc., Natick MA) verwendet. Die erhobenen Kraft- und Positionsdaten wurden durch eine Splinefunktion geglättet. Die EMG-Daten wurden gleichgerichtet und mit einem Moving Average Verfahren geglättet, das Filtern von Bewegungsartefakten innerhalb der EMG-Daten war aufgrund der Signale-Güte nicht notwendig.

Zur Überprüfung der Gelenksstellung (besonders des Sprunggelenks) wurden die Videos der Probanden in Simi Motion eingelesen und die geklebten Markerpunkte entsprechend ihrer Position am Probanden analysiert. Dabei wurde festgestellt, dass durch Weichteilverschiebungen bei einer Kontraktion im Durchschnitt eine Winkeländerung von $11,5 \pm 4,3^\circ$ im Vergleich zur Ruheposition stattfand. Zudem stimmte die berechnete Schlittenposition durch Messfehler/Einstellungsfehler an der Beinpresse nicht immer mit den gewünschten Winkeln überein. Die festgestellte Abweichung führte zu einer neuen Einteilung der Gelenkwinkel entsprechend der in SimiMotion festgestellten Winkel unter MVC-Bedingungen (volle Kontraktion). Dabei wurden Winkel aus den Bereichen $\pm 5^\circ$ noch als jeweils zugehöriger Winkel betrachtet. Daraus ergab sich die in Tabelle 3.2 dargestellte Verteilung von Daten. Es wird in der Folge mit den Winkeln 70° , 90° , 100° , 110° und 120° weitergearbeitet.

Tabelle 3.2: Durch Weichteilverschiebung erhaltene Datenzuordnung aus den Messversuchen und deren Standardabweichung.

Winkelbedingung [°]	Mittelwert u. SD [°]
70	71,93 ± 2,3
90	89,98 ± 2,7
100	101,66 ± 2,7
110	109,49 ± 2,5
120	118,87 ± 2,45

Bei der Analyse der MVC-Versuche, wurde ein Bereich von 0,5 s während der maximalen isometrischen Kontraktion und bei konstantem Sprunggelenkwinkel und maximaler Kraft verwendet. Dieses Vorgehen wurde gewählt um das elektromechanischen Delay – unterschiedliche Werte in der Literatur von 20 – 50 ms (Vgl. Hopkins et al (2007) oder Smith et al. (2017)) – und um die durch Bewegung (Winkeländerung zu Beginn der Kontraktion) auftretende Veränderung des EMG-Signals auszuschließen. Die Werte innerhalb des Zeitfensters wurden gleichgerichtet und geglättet (moving average mit einem Residuum von 50). Über die so erhaltenen Werte wurde der Mittelwert gebildet. Der berechnete Wert wurde als Normierungswert für die restlichen Kontraktionen des Probanden bei gleichem Sprunggelenkwinkel verwendet. Abbildung 3.3 zeigt ein gleichgerichtetes und geglättetes Signal für GL, GM, SOL, TA und EDL. Zu erkennen ist dabei der deutlich erhöhte Anstieg zu Beginn der Kontraktion und das oben beschriebene elektromechanische Delay. In dem gezeigten Versuch wäre der Bereich von 6,5 s bis 7 s als Normierungsbereich zu verwenden. Ebenfalls gut zu sehen ist, dass die Antagonisten TA und EDL während der Kontraktion nahezu nicht aktiviert sind.

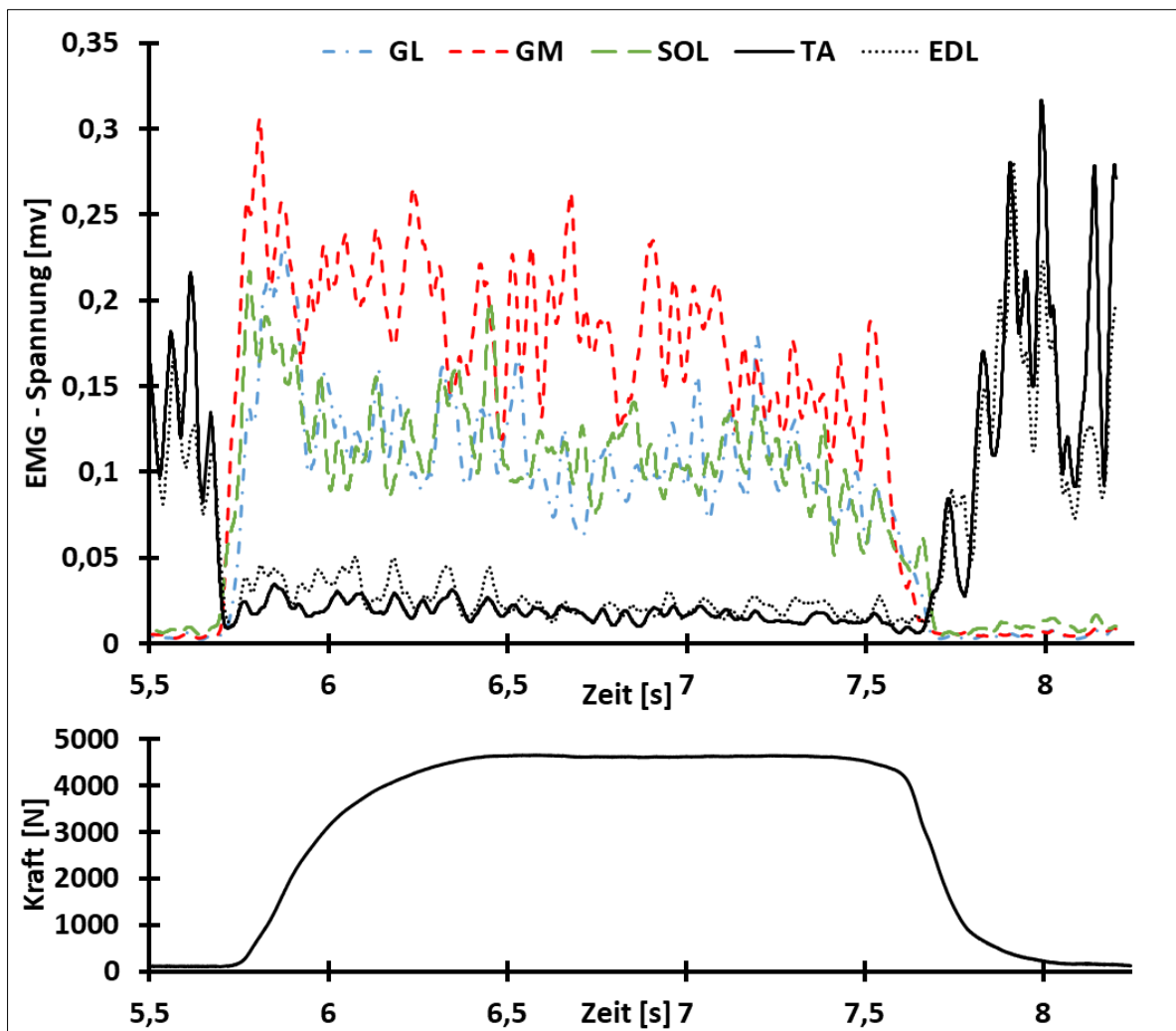


Abbildung 3.3: Gleichgerichtetes und geglättetes EMG-Signal der Muskulatur (oben) GL, GM, SOL, TA und EDL sowie der Verlauf der gemessenen Kraft (unten) bei einer isometrischen Maximalkontraktion eines Probanden bei 70° SG-Winkel.

Bei den submaximalen Kontraktionen wurde ebenfalls ein Zeitfenster von mindestens 0,5 s während konstantem Kraftwert entsprechend der submaximalen Schwelle (80%, 60%, 40%, 20%) ausgeschnitten. Zur Errechnung des Mittelwerts wurden die Daten gleichgerichtet und geglättet (s.o.). Der so erhaltene Wert wurde dann durch den Normierungswert geteilt und so in Relation zum MVC-Versuch bei dieser Gelenksstellung bzw. Muskellänge gesetzt.

3.1.5 Ergebnisse der isometrischen Kontraktionen

In Abbildung 3.4 wird der EMG-Kraftzusammenhang für GL dargestellt. Man kann bei vier Winkeln (70°, 90°, 100° und 110°) eine Abweichung von der Linearität (roter Bereich $\pm 5\%$) annehmen. Der EMG-Kraft-Verlauf beim Sprunggelenkwinkel von 120° bewegt sich innerhalb der Linearitätsgrenzen und wird somit als linear angenommen.

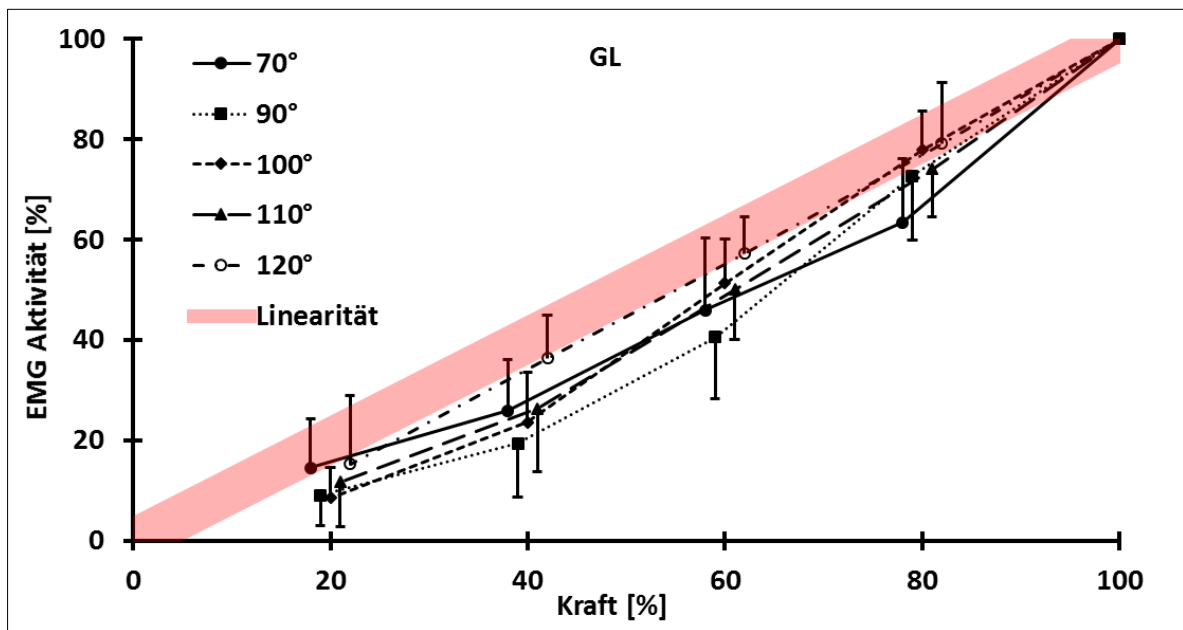


Abbildung 3.4: EMG-Kraftzusammenhang für GL. Dieser wurde für die verschiedenen Winkel über die Probanden berechnet, dazu ist die SD angegeben. Der rote Schlauch zeigt einen linearen Verlauf von 0-100% $\pm 5\%$ der Aktivierung.

Der EMG-Kraftzusammenhang für den GM wird in Abbildung 3.5 dargestellt. Es konnte festgestellt werden, dass der Werteverlauf von 70° und 90° nicht linear ist. Die Winkel 100° und 110° entsprechen der linearen Verteilung ($\pm 5\%$), wohingegen bei 120° eine nach oben verschobene Kurve entsteht und somit ebenfalls eine nicht lineare Beziehung zwischen EMG und Kraft angenommen werden kann.

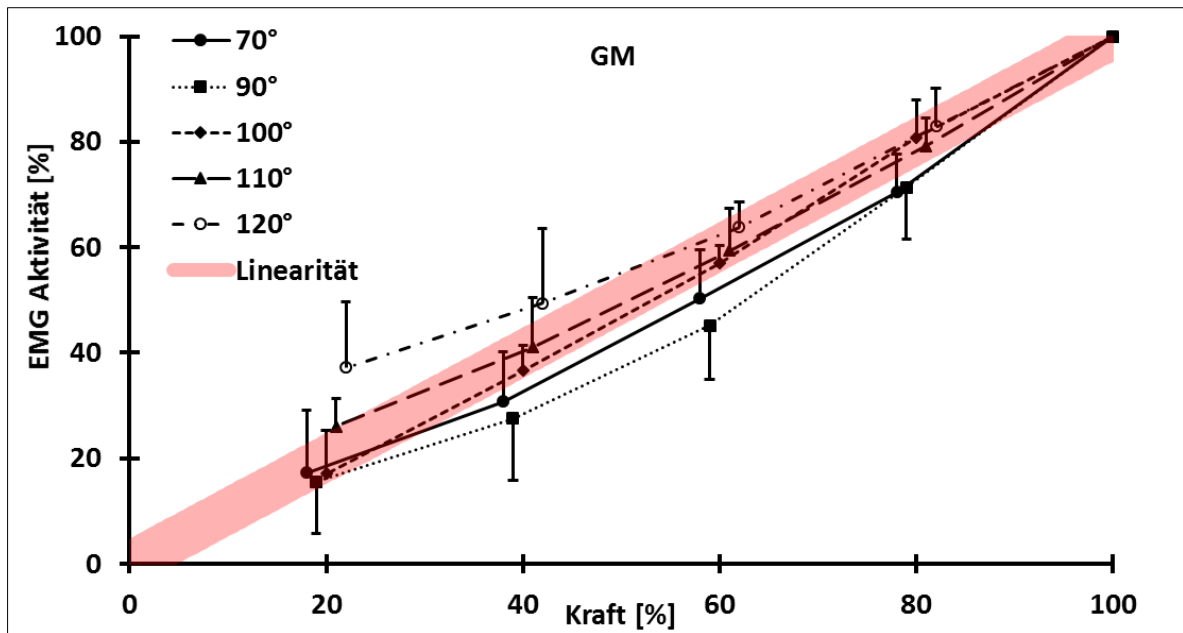


Abbildung 3.5: EMG-Kraftzusammenhang für GM, welcher für die verschiedenen Winkel über die Probanden berechnet wurde, dazu ist die SD angegeben. Der rote Schlauch zeigt einen linearen Verlauf von 0 - 100% \pm 5% der Aktivierung.

Für SOL wird der EMG-Kraftzusammenhang in Abbildung 3.6 dargestellt. Hier ist insgesamt eine geringere Variabilität der Daten im Vergleich zu GL und GM festzustellen. Man kann erkennen, dass für den 70° Winkel keine Linearität gegeben ist. Die anderen Winkel weisen eine geringere Abweichung von der Linearität auf, die zu großen Teilen innerhalb der Abweichung von \pm 5% (roter Schlauch in der Abbildung) liegen.

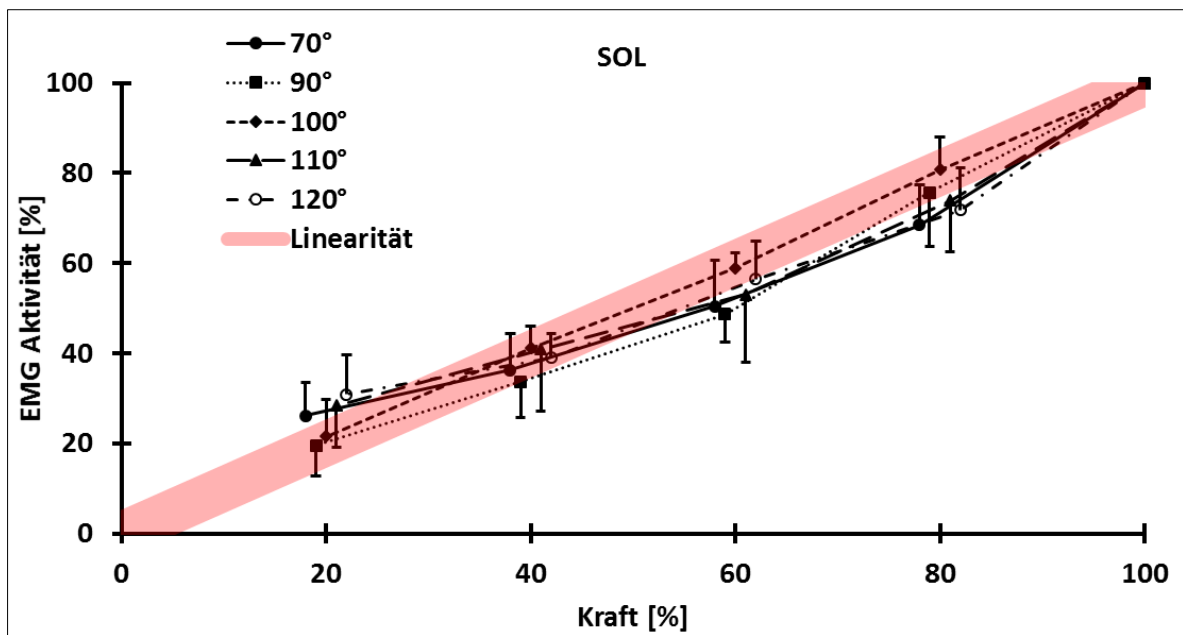


Abbildung 3.6: EMG-Kraftzusammenhang für SOL, dieser wurde für die verschiedenen Winkel über die Probanden berechnet, dazu ist die SD angegeben. Der rote Schlauch zeigt einen linearen Verlauf von 0 - 100% $\pm 5\%$ der Aktivierung.

Die zweite Frage der Studie bezüglich des Längeneinflusses auf das EMG-Signal ergab bei einer Untersuchung der Daten bezüglich dem Auftreten des absoluten MVC-Wertes (Höchste EMG-Amplitude über alle Winkel) kein eindeutiges Ergebnis. Bei GL und GM beispielsweise traten bei vier der getesteten Winkel Maxima auf, bei SOL waren sogar über alle fünf erfassten Winkel Maxima festzustellen. Diese erste Analyse zeigt keinen Einfluss der Muskellänge auf das EMG-Signal.

Eine weitere statistische Analyse der Daten ergab die in Abbildung 3.7 dargestellten Ergebnisse für den Muskel GL, GM und SOL. Alle statistischen Daten wurden mit MATLAB R2016b berechnet. Zur statistischen Überprüfung wurde aufgrund der Datenlage eine univariate Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt mit einem Signifikanzlevel von $p < 0,05$. Da man dadurch lediglich feststellen kann, ob alle Winkel der gleichen Gruppe angehören, wurde eine genauere Datenanalyse mit multcompare (MATLAB R2016b) durchgeführt, dies entspricht einer Datenuntersuchung mit Tukeys HSD. Somit konnte festgestellt werden bei welchen Winkeln Abweichungen und somit signifikante Unterschiede vorliegen.

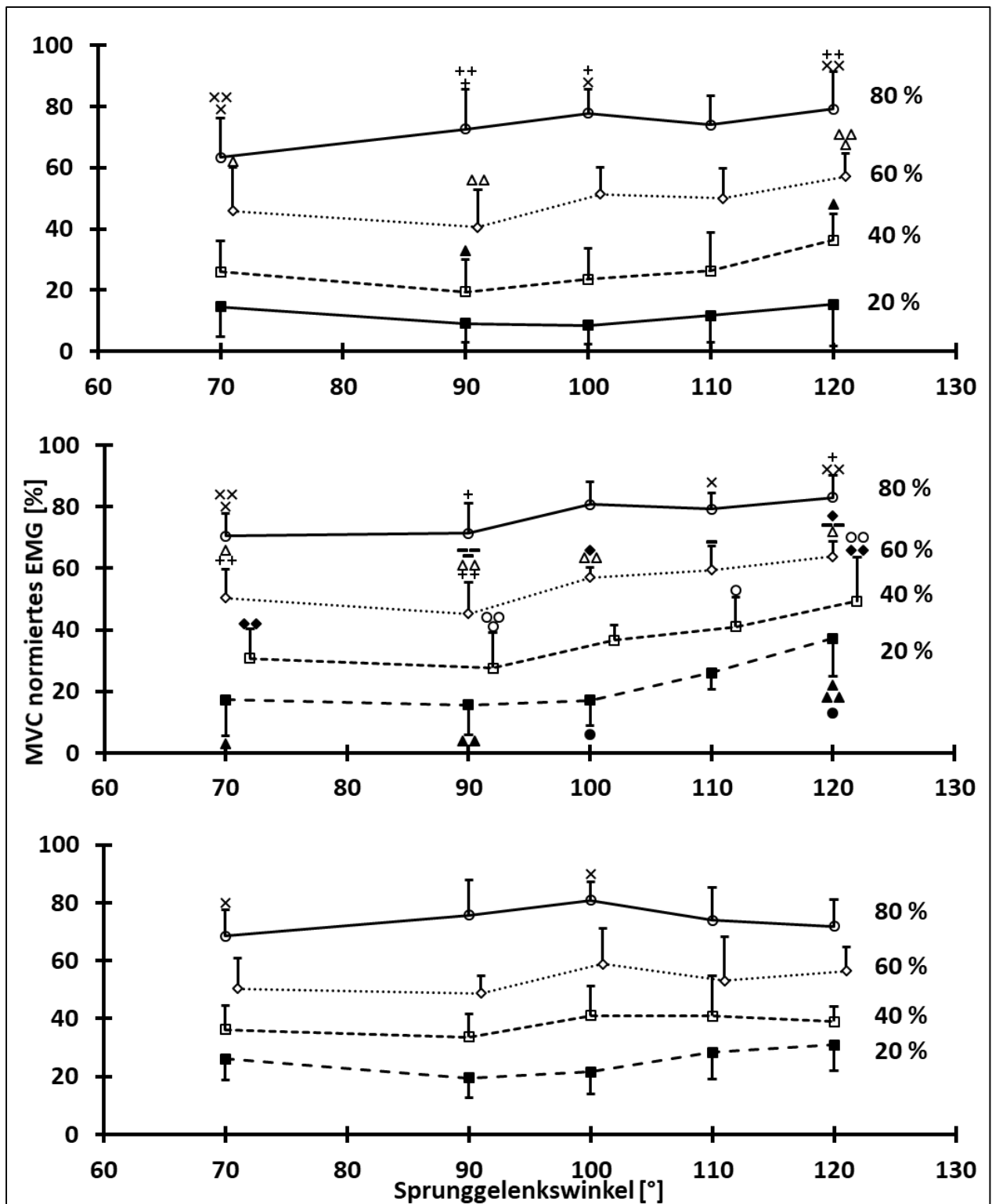


Abbildung 3.7: Einfluss des Sprunggelenkwinkels auf die Muskelaktivierung bei unterschiedlichen Kraftniveaus (GL = oben, GM = Mitte und SOL = unten). Signifikante Unterschiede sind mit x, +, Δ, o und - gekennzeichnet.

3.1.6 Diskussion der isometrischen Kontraktionen

Für keinen der drei untersuchten Muskeln konnte über die gesamten untersuchten Gelenkwinkel und den damit zusammenhängenden Muskellängenbereich ein linearer oder ein nicht linearer EMG-Kraftzusammenhang festgestellt werden. Der Großteil der erhobenen Daten weist auf einen nicht linearen Zusammenhang hin. Allerdings wurden bei jedem Muskel, Muskellängen/Gelenkwinkel festgestellt bei denen ein linearer Zusammenhang zwischen EMG-Signal und Kraft erreicht wird (z.B. GM bei 100° und 110°). Dieser Zusammenhang, so legen es die experimentellen Daten nahe, ist vom Winkel und der damit einhergehenden Muskellänge abhängig und kann nicht eindeutig für einen Muskel angegeben werden. Ähnliche Ergebnisse weist auch die Studie von Cresswell et al. (1995) auf. Die experimentell erhobenen Daten entsprechen somit der bisher bekannten Datenlage. In den untersuchten Studien von anderen Autoren, wurden dabei aber keine Unterscheidung in der Muskellänge/Gelenkwinkel vorgenommen, was in Zusammenhang mit den hier vorgestellten Daten, die einzelnen Aussagen bezüglich ihrer allgemeinen Gültigkeit relativiert (s. Bigland & Lippold (1953), Hof & van den Berg (1981a), Woods & Bigland-Ritchie (1983) oder De Luca (1997)).

Insgesamt entsteht aus den Daten der Eindruck, dass ein lineares Modell nicht ausreicht um den EMG-Kraftzusammenhang abzubilden. Allerdings reichen die Ergebnisse nicht aus ein Modell mit reinen nicht linearen Zusammenhängen rechtfertigen. So bietet die Datenlage für bestimmte Muskellängen einen linearen Zusammenhang an, für andere dagegen nicht. Insgesamt bleibt die Datenlage somit unklar, für eine abschließende Bewertung bezüglich des EMG-Kraftzusammenhangs sind weitere Studien mit großen Probandengruppen und unterschiedlichen Muskellängen notwendig. Für das weitere Vorgehen in dieser Arbeit bedeutet das, dass mit einem linearen Zusammenhang zwischen EMG und Kraft gearbeitet wird, da dies mit den bereits vorhandenen Modellen mathematisch abgebildet werden kann. Außerdem rechtfertigen die unklaren Ergebnisse eine Überarbeitung des Modells nicht.

Die zweite Frage die mit dieser Studie geklärt werden sollte war, ob die Muskellänge Einfluss auf die gemessene Aktivierung hat und somit der Ansatz von Hatze (1981) (welcher in seiner Gleichung die zur Aktivierungsberechnung die Muskellänge berücksichtigt) die Realität besser darstellt als das Modell von Zajac (1989). Durch die gewählte Auswertung mit muskellängenabhängigem Normierungswert, wird sich der von Cresswell et al. (1995) beschriebene Effekt, dass sich mit Muskellängenänderung die Anzahl von Muskelfasern im Einzugsbereich der Messelektrode verändert, vermeiden lassen. Die experimentellen Daten (s.

Abbildung 3.7) legen nahe, dass es Unterschiede in der Aktivierung der Muskulatur gibt die auf die unterschiedlichen Längen der Muskulatur zurückzuführen ist. Für die Muskeln GM und GL unterscheiden sich bei jeder Kontraktionsintensität (20-80%) bestimmte Gelenkwinkel und damit Muskellängen signifikant voneinander. Besonders deutlich ist der Unterschied zwischen den am weitesten auseinanderliegenden Gelenkwinkeln 70° und 120° sowie 90° und 120° die sich in 75% bzw. 87,5% der untersuchten Fälle signifikant voneinander unterscheiden. Eine Ausnahme bildet in dieser Studie der SOL da hier nur für ein Winkelpaar und eine Intensität (Intensität 80%, 70° & 100° , $p = 0.026$) ein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Die experimentell erhobenen Daten unterstützen somit den von Hatze (1981) gewählten Ansatz, bei der Berechnung der Muskelaktivierung die Muskellänge mit einzubeziehen. Die genaue Ursache für die muskellängenabhängigen Unterschiede in der Aktivierung ist mit dieser Studie nicht zu erklären, konnten aber für die Plantarflexoren bestätigt (Fugl-Meyer et al. 1979 oder Sale et al. 1982) werden.

3.1.7 Auswertung der dynamischen Versuche

Im Folgenden werden ausschließlich die Kraft- und Positionsdaten des Experiments beschrieben, die Auswertung und Verarbeitung der EMG-Daten wird unter 5.3 (Isometrische Versuche) erläutert. Die Daten der dynamischen Versuche wurden genauso ausgewertet, wie die der isometrischen Versuche (Glättung etc.). Der Verlauf der Positionsdaten (des Schlittens), dient als wichtiger Input zur Bestimmung der Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur. Über das Geometriemodell von Wank (2000) können aus den gemessenen Geometriedaten z.B. Ansatz/Ursprung der Muskulatur, die Muskellänge, sowie der Momenthebel und Momenthebelwinkel berechnet werden. Durch die von Ward et al. (2009) erhobenen Daten konnten die aus den experimentellen Kraftdaten und die über das Geometriemodell berechnete Kraft am Muskelansatz (Achillessehnenansatz am Calcaneus) prozentual auf die einzelnen Muskeln aufgeteilt werden (Muskelkraft). Im Anhang ist eine beispielhafte Berechnung der Muskelkraft angegeben (bei gegebener experimenteller Kraft und gegebenem Positionsverlauf).

3.1.8 Ergebnisse der dynamischen Versuche

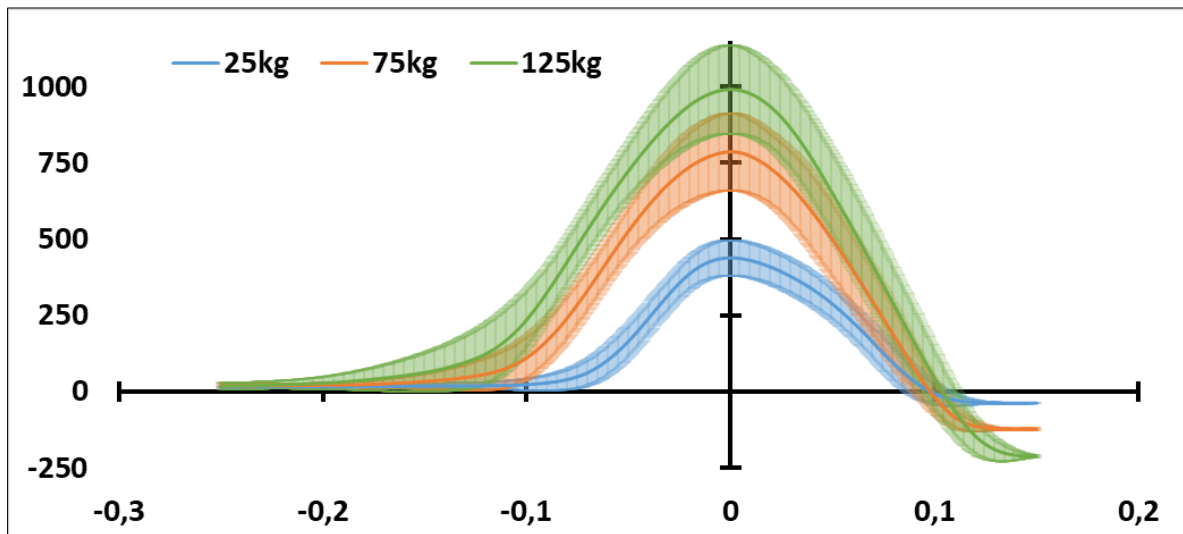


Abbildung 3.8: Mittelwert und SD des Kraft-Zeit-Verlaufs der dynamischen Versuche mit einer Last von 25 kg (blau), 75 kg (orange) und 125 kg (grün).

In Abbildung 3.8 ist der gemittelte Kraft-Zeit-Verlauf von je zwei Versuchen aller Probanden bei einer Schlittenlast von 25-125 kg aufgetragen. Dabei wurde der Zeitverlauf der Versuche bezüglich der maximal gemessenen Kraft (bei 0 s) synchronisiert. Dies ist notwendig um eine Vergleichbarkeit der einzelnen Versuche untereinander möglich zu machen, da das Timing meist unterschiedlich ist. Wie in Kapitel 3.2.1 (Versuchsablauf) beschrieben, wurden die Probanden aufgefordert, den Schlitten maximal schnell zu bewegen, so dass aus den erhobenen Daten eine Kraft-Geschwindigkeitskurve ableitbar ist. Zusätzlich zum Verlauf des Mittelwerts ist die Standardabweichung angegeben. In Abbildung 3.9 sind die Mittelwerte der Geschwindigkeit-Zeit-Verläufe für alle Probanden und alle Lasten inklusive Standardabweichung entsprechend des Kraftverlaufs (Abbildung 3.8) aufgetragen.

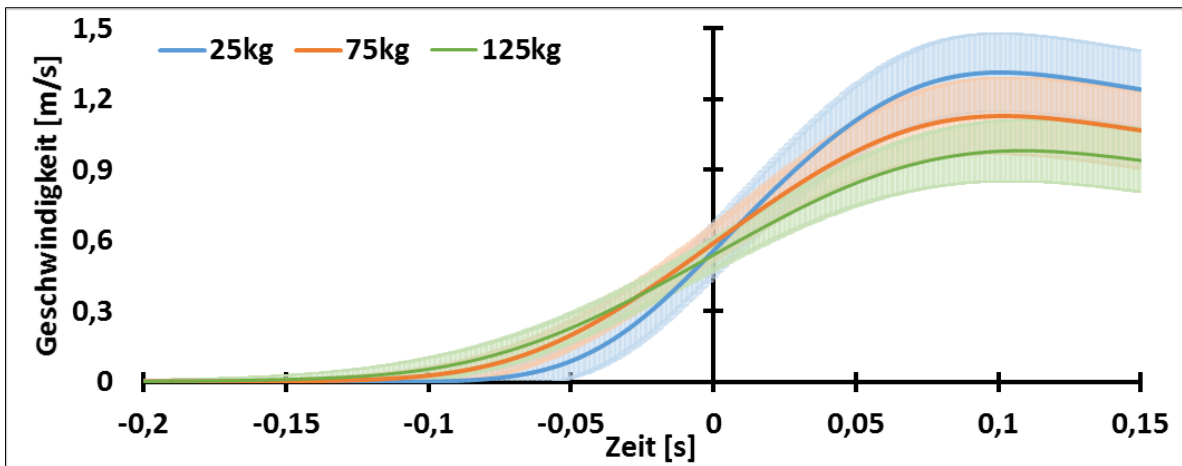


Abbildung 3.9: Mittelwerte und Standardabweichung der Geschwindigkeit des Lastschlittens bei unterschiedlichen Lasten 25 kg (blau), 75 kg (orange), 125 kg (grün).

Über den Positionsverlauf des Schlittens kann theoretisch über das Geometriemodell der Gelenkwinkelverlauf und daraus die Muskelverkürzungsgeschwindigkeit berechnet werden. Allerdings ist dieses Verfahren relativ fehleranfällig, da z.B. Vorspannungen von Sehnen etc. nicht rausgerechnet werden können. Legt man aber die Annahme zu Grunde, dass die Geschwindigkeit des Lastschlittens aus der Kontraktionsgeschwindigkeit und der aufbrachten Kraft resultiert, wird bereits aus den Daten für die Lastschlittengeschwindigkeit (Abbildung 3.9) der Einfluss der Last auf die Kontraktionsgeschwindigkeit deutlich. Die Errechnung der Muskelkontraktionsgeschwindigkeit aus dem Geometriemodell nach Wank (2000) führt zu klassischen Kraft-Geschwindigkeits-Kennlinien (s. Abbildung 3.10). Führt man eine Optimierungsrechnung nach Opfermann (1989) zur Bestimmung der Parameter für die klassische Hill-Gleichung durch, erhält man folgende in Tabelle 3.3 dargestellten Ergebnisse.

Tabelle 3.3: Optimierte Parameter (Nach Opfermann (1989)) der klassischen Hill-Gleichung. F0 für SOL = 5200 N und für GM = 3315 N.

Muskel & Last	SOL 125 kg	SOL 75 kg	SOL 25kg	GM 125 kg	GM 75 kg	GM 25 kg
A [N]	30	30	5	30	30	5
B [m/s]	0,1	0,085	0,029	0,075	0,07	0,025

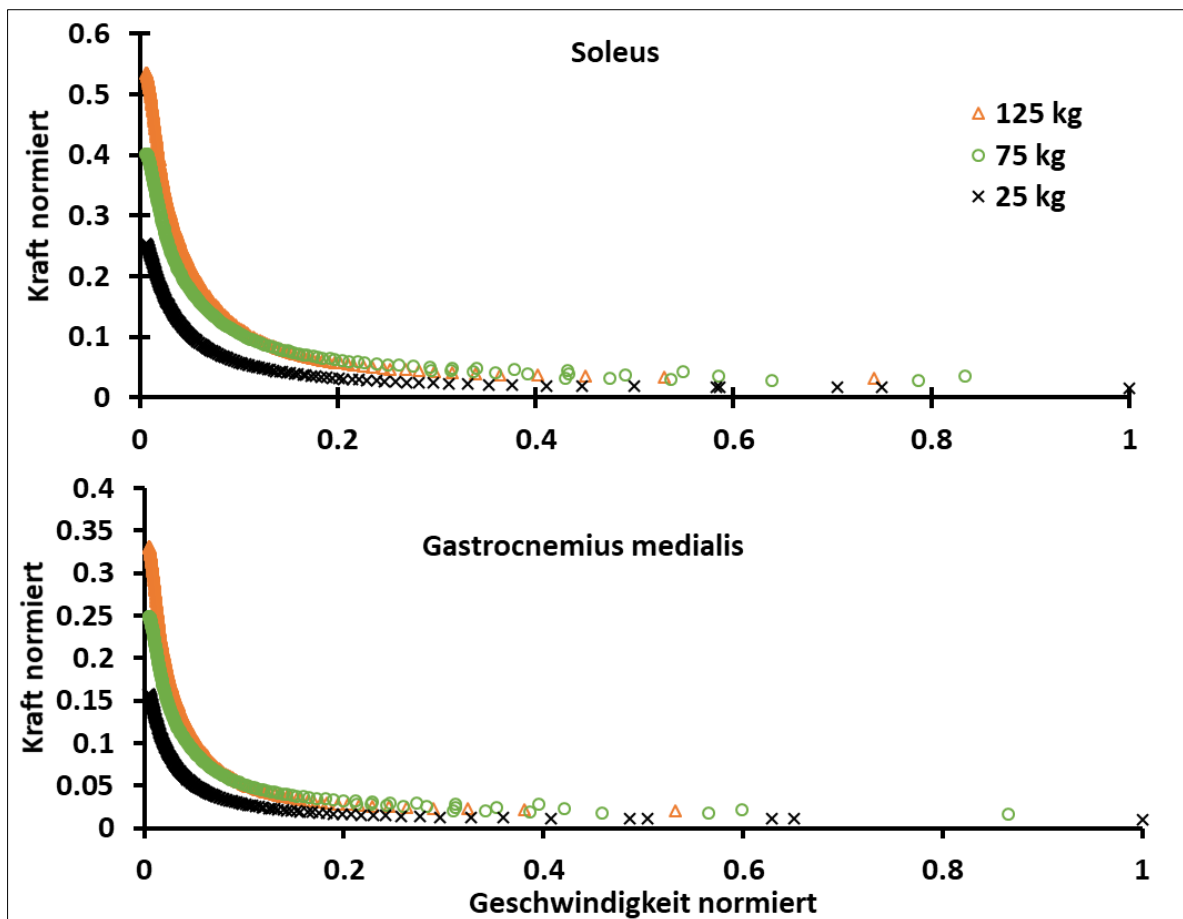


Abbildung 3.10: Kraft-Geschwindigkeitsverläufe der Muskeln Soleus (oben) und Gastrocnemius medialis (unten), errechnet mit dem Geometriemodell nach Wank (2000). Die Kraft wurde bezüglich $F_{\max,iso}$ normiert und die Geschwindigkeit bezüglich der maximalen erreichten Kontraktionsgeschwindigkeit je Muskel.

3.1.9 Diskussion der dynamischen Versuche

Primär wird aus den erhobenen Daten deutlich, dass die Verwendung von Hills Gleichung auf den ersten Blick für zutreffend gehalten werden kann und der klassische Kraft-Geschwindigkeitzusammenhang experimentell gut nachvollziehbar ist. Allerdings ist aus den vorgestellten Ergebnissen zu erkennen, dass die Verwendung eines festen Parametersatzes bezüglich der Hill-Gleichung bei verschiedenen Lasten kaum zu den gewünschten Ergebnissen führen kann. Besonders auffällig ist der Einfluss der Last bei einer Reduzierung des Schlittengewichts auf 25 kg. Dies zeigt sich im Vergleich der optimierten Variablen A und B der Hill-Gleichung. Zwischen den Versuchen bei 75 kg und 125 kg ändert sich lediglich der Wert für die Variable B (um 0,015 m/s bei SOL und 0,005 m/s bei GM) was einen geringen Einfluss vermuten lässt. Allerdings ändern sich beide Variablen deutlich stärker bei einer Schlittenlast von 25 kg. Experimentell lässt sich also der Einfluss der Last auf die

Kontraktionsgeschwindigkeit und somit auf den Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf bestätigen, der bereits von anderen Autoren (z.B. Wank (2000) u.a.) und auch in dieser Arbeit diskutiert wurde. Eine Verwendung von starren Parametern für die Simulation von Muskelkontraktionen mit der Hillschen Gleichung kann somit als fehlerhaft angesehen werden. Bereits durch die Verwendung von einfachen mathematischen Mitteln (s. Kapitel 4.3) können diese Fehler vermieden werden.

3.2 Experimentelle Studie auf dem Fahrradergometer

In dieser Studie wurden Positions-, Kraft- und EMG-Daten von sechs Probanden erhoben, welche dann zur Entwicklung und Validierung einer komplexen Mehrkörpersimulation herangezogen wurden. Ursprünglich wurden verschiedene Sitzpositionen und deren Einfluss auf die kinematischen Daten untersucht. Die Ergebnisse dieser Studie werden von Paffhausen (2017) vorgestellt. In der vorliegenden Arbeit steht allerdings die Erhebung und Verwendung der für die Simulation nötigen Daten im Vordergrund.

3.2.1 Die Stichprobe

An der Studie nahmen insgesamt sechs Probanden teil, zwei weibliche und vier männliche, alle aktive Wettkampfradsportler mit einer entsprechend hohen jährlichen Kilometerleistung. Drei Probanden kamen aus dem Straßenrennsport und drei aus der Disziplin Mountainbike. Die durchschnittlichen anthropometrischen Daten und die Leistungsdaten der Probanden sind in Tabelle 3.4 dargestellt.

Tabelle 3.4 Anthropometrische Mittelwerte und leistungsbezogene Mittelwerte mit SD der untersuchten Probandengruppe.

Alter [a]	Körpergröße [m]	Gewicht [kg]	Fahrdistanz [km/Jahr]	Leistung bei anaerober Schwelle [W/kgK]
23,3 ± 5,4	1,74 ± 0,07	63 ± 9,6	13333,3 ± 2732,5	4,16 ± 0,7

Die Einheit Watt pro Kilogramm Körpergewicht gilt als ein allgemeiner Parameter für die aerobe Leistungsfähigkeit der Probanden. Der Wert der hier vermessenen Probanden wird von Allen & Coggan (2015) als „sehr gut“ eingestuft. Einer der Probanden in dieser Studie nahm ebenfalls an der Studie zur Plantarflexion teil und dient in dieser Arbeit als Modellproband.

3.2.2 Die Messtechnik

Zur Erfassung der Daten wurde ein Ergometer der Firma SRM (Schoberer Rad Messtechnik GmbH, Jülich) verwendet. Zur Aufzeichnung der Drehmomentdaten und der daraus berechneten Leistung, wurde die von SRM entwickelte Messtechnik angewendet, bei der die Daten von acht DMS Streifen am Kurbelstern verwendet werden. Die mit 31,62 Hz/Nm frequenzcodierten Drehmomente mussten, um eine zeitliche Synchronität mit den anderen erhobenen Parametern zu gewährleisten, durch eine eigene Umwandlung der Daten über D/A-

Wandler und Rück A/D-Wandler erfasst werden. Zur Erfassung der Pedalkraft wurden die Sensoren des Powertec-Systems (O-tec, Bensheim, Deutschland) verwendet. Das System misst eine radiale und eine tangentielle Kraftkomponente am Pedal. Der Messbereich liegt zwischen -500 N und 1500 N mit einer Datenrate von 2000 Hz. Die Positions- und damit verbundenen Kinemetriedaten wurden anhand eines mit zehn Kameras arbeitenden VICON-Systems (Vicon, Oxford, UK, Typ: Mx13) mit 200 Hz erfasst. Um diese Daten zeitlich zu synchronisieren, wurde ein TTL-Impulssignal das die Bildgebung der Kameras bestimmt, als analoges Signal mit den anderen Daten aufgenommen. Die Probanden wurden entsprechend des für Ganganalysen entwickelten und in der Software Vicon Nexus V 2.1.1 (Vicon, Oxford, UK) verwendeten Plug-in-Gait-Modells mit 47 Markerpunkten versehen. Die Bestimmung der Position des Ergometers und der Pedale erfolgte mit Hilfe von weiteren 17 Markern am Ergometer. Als Grundeinstellung am Ergometer wurde der hyperbolische Modus gewählt, bei dem die Leistung (in Watt) konstant bleibt, die Trittfrequenz aber frei wählbar ist.

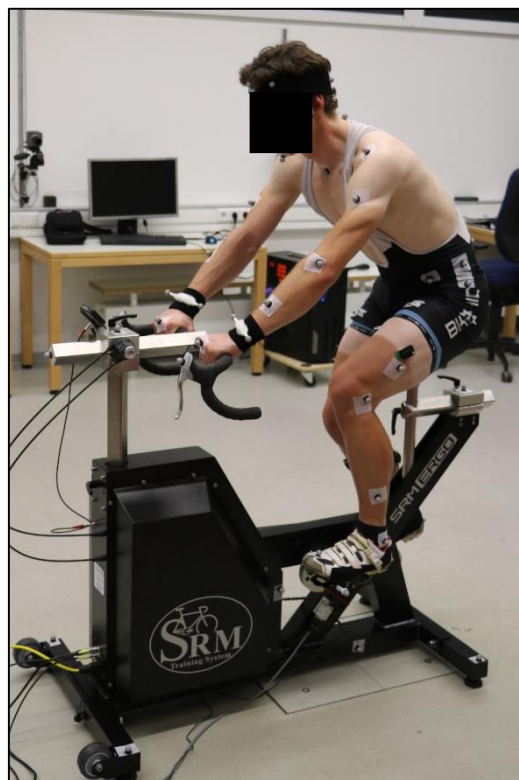


Abbildung 3.11: SRM – Ergometer mit Pedalkraftmessung und Proband mit Vicon Markern und EMG-Sensoren.

Die Steuerung der jeweils nötigen Wattzahl erfolgte über die SRM-Software. Die Bestimmung der Muskelaktivierung erfolgte durch EMG - Elektroden (Trigno, Delsys, Natick (USA)) auf zehn verschiedenen Muskeln der rechten unteren Extremität und zusätzlich zwei weiteren Sensoren als Kontrollsensoren auf der linken unteren Extremität. Die Muskeln SOL, GL, GM und TA des rechten Unterschenkels, m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m.

rectus femoris (RF), m. biceps femoris (BF), m. semitendinosus (SEMIT) des rechten Oberschenkels und m. gluteus maximus (GMAX) wurden als relevante und per EMG-Sensor erfassbare Muskulatur fürs Fahrradfahren gewählt. Am linken Bein wurde die Aktivierung von GM und VL erfasst. Alle Daten wurden mit Hilfe von DiaMess (Wank, 2017, Tübingen), SRMtorque (Schoberer Rad Messtechnik GmbH, 2016, Jülich) und Vicon Nexus V 2.1.1 (Vicon, 2015, Oxford, UK) erhoben. In Abbildung 3.11 ist ein Proband mit Vicon – Markern und EMG-Sensoren auf dem SRM-Ergometer mit Pedalkraftmessung zu sehen.

3.2.3 Der Versuchsablauf

Bei jedem Probanden wurden sechs unterschiedliche Sitzhöhen untersucht. Für die Auswertung in dieser Arbeit wird nur die eigene Sitzposition (entspricht der Wettkampfposition auf dem Fahrrad) von einem Probanden herangezogen. Vor Messbeginn führen sich die Probanden für zehn Minuten bei 50% der individuellen anaeroben Schwellenleistung ein. Im Anschluss wurden zwei Messfahrten durchgeführt, eine bei 90% der Schwellenleistung und die andere bei 130%. Innerhalb der Messfahrten wurde ein Zeitfenster von 20-30 s zur Auswertung der Daten aufgezeichnet. Zur Erfassung der MVC-Daten für die Muskelaktivierung führten die Probanden im Anschluss an die Messung eine Fahrt mit 60% der Schwellenleistung durch, welche dann auf eine maximal einstellbare Leistung von 2500 Watt erhöht wurde, sodass die Probanden ihre Muskulatur maximal kontrahieren mussten um eine Pedalbewegung zu realisieren. Dies entspricht einer „dynamische MVC-Messung“, die wegen der extrem langsamen Bewegung mit einem MVC unter isometrischen Bedingungen vergleichbar ist. Um eine sichere Verbindung zwischen Schuh (Fuß) und Pedal zu gewährleisten nutzten alle Probanden Klicksysteme.

3.2.4 Die Auswertung

Die Auswertung der Daten erfolgte mit DiaMess, MatLab R2016b und Microsoft Excel 2016.

Abbildung 3.12 zeigt beispielhaft sechs der erfassten Datenkanäle aus DiaMess.

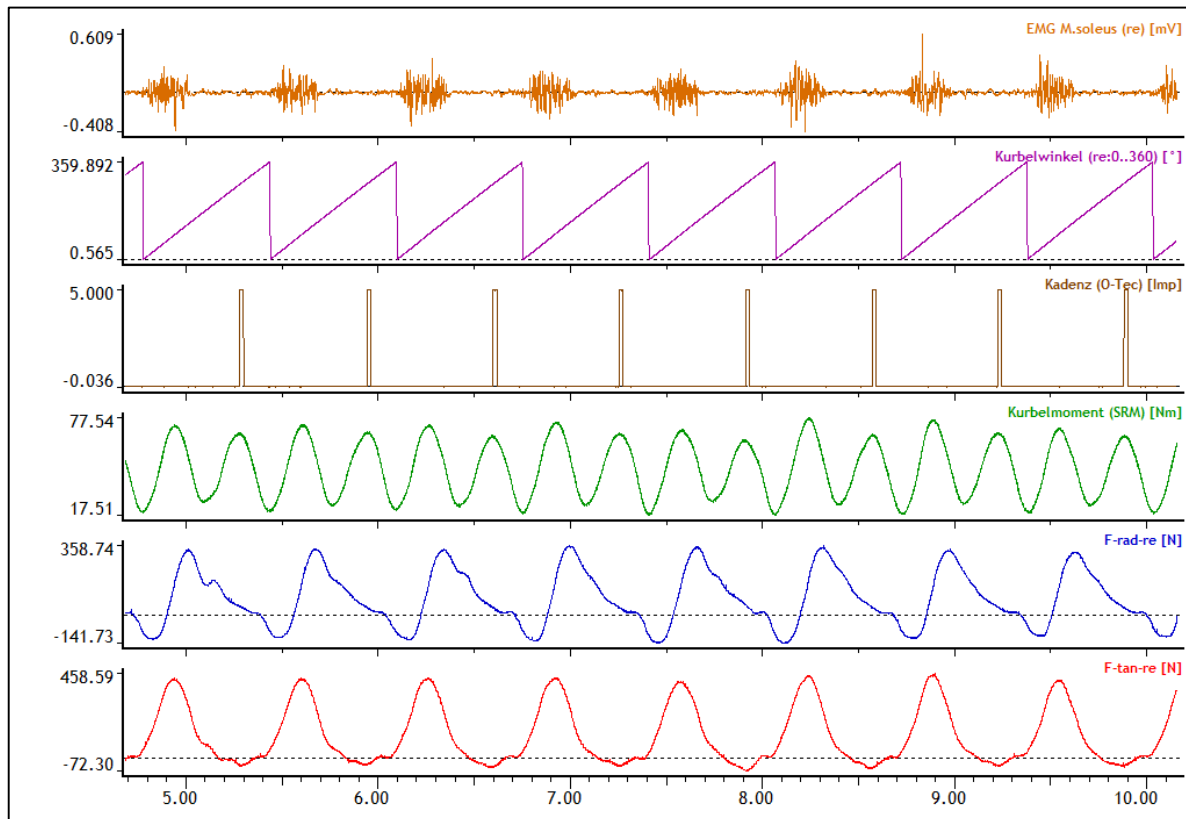


Abbildung 3.12: Beispielhafte Darstellung der Messdaten in DiaMess. Es wird das Messsignal für die EMG-Daten des m. Soleus, den Kurbelwinkel, die Kadenz, das Kurbelmoment, die F_{rad} und die F_{tan} dargestellt.

Sowohl die Daten der Pedalkräfte als auch die der Drehmomente wurden mittels einer Spline-Approximation (Reinsch, 1967) geglättet. Die 3D kinematischen Daten wurden von Vicon anhand des „Plug-In-Gait-Modells“ erstellt, welches die Gelenkzentren für die untere Extremität berechnet. Somit konnten die Gelenkwinkel für Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk zeitlich synchronisiert zum mit Vicon erfassten Kurbelwinkel (Pedalstellung) bestimmt werden. Die für diese Arbeit wichtigen EMG-Daten wurden zunächst gleichgerichtet und mit dem „Moving Average“ Verfahren bei einem Residuum von 30 Samples geglättet. Eine Besonderheit stellt die Erfassung der MVC-Normierung dar. Hier wurden die letzten beiden vollständigen Umdrehungen der Kurbel (Z1 und Z2) genutzt um eine Mittelwertberechnung durchzuführen. Die Mittelwerte für Z1 und Z2 wurden über einen Winkelbereich von 30° bis 50° (entspricht ca. $0,123 \text{ s} - 0,2025 \text{ s}$) bei maximaler Aktivierung durchgeführt (s. Abbildung 3.13). Zur Normierung wurde dann der höhere der beiden Mittelwerte gewählt.

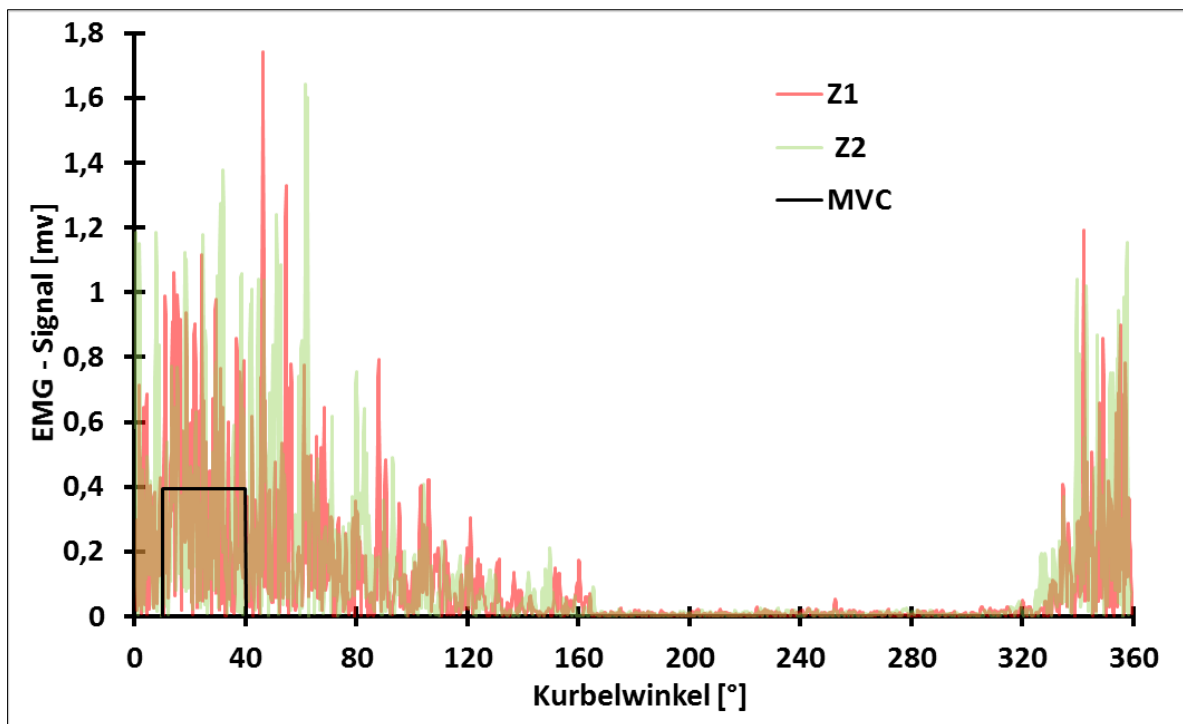


Abbildung 3.13: Gleichgerichtetes und geglättetes EMG - Signal des VL im MVC-Versuch (2500 W) über den Kurbelwinkel. Z1 ist der letzte Zyklus vor Stillstand der Pedale und Z2 der vorletzte Zyklus. Das schwarze Intervall markiert den zur MVC-Berechnung herangezogenen Bereich und den aus dem Intervall errechneten Wert (Höhe des Bereichs).

3.2.5 Die Ergebnisse

Um eine Darstellung der erhobenen Parameter bezüglich des Kurbelwinkels zu ermöglichen wurden die Daten in Radzyklen getrennt. Dadurch, dass die Geschwindigkeit der Pedalzyklen etwas variiert und damit deren Dauer und Samplezahl, konnten von den 44 aufgenommenen vollständigen Zyklen lediglich 16 für eine Mittelwertberechnung verwendet werden. Dabei wurden nur Pedalzyklen mit gleicher Länge ($t = 0,65$ s) verwendet. Um die Kurbelwinkeldaten die von Vicon mit 200 Hz erfasst wurden, mit den mit 2000 Hz aufgezeichneten Daten (z.B: Kraftdaten) verwenden zu können, wurden die Kurbelwinkeldaten auf 2000 Hz interpoliert. Die Winkeldaten stellen den Kurbelwinkel folgendermaßen dar: 0° und 180° entsprechen der Vertikalstellung der Kurbel mit rechtem Pedal oben bzw. unten, 90° und 270° entsprechen somit der Horizontalstellung der Kurbel mit rechtem Pedal vorne bzw. hinten. In den Ergebnissen dieser Arbeit, werden nur die Daten von einem Probanden bei der 130% Schwellenleistung dargestellt.

Zunächst werden die erfassten Kraftdaten vorgestellt. Das oben beschriebene Messsystem (Powertec) erfasst eine Radialkraft (wirkt auf die Kurbel in Richtung Drehzentrum (F_{rad})) und

eine Tangentialkraft (wirkt tangential zur Kurbel (F_{tan})), wodurch sich die Gesamtkraft (F_{res}) berechnen lässt. Abbildung 3.14 gibt einen Überblick über die Kraftdaten, des in dieser Arbeit ausgewerteten Probanden.

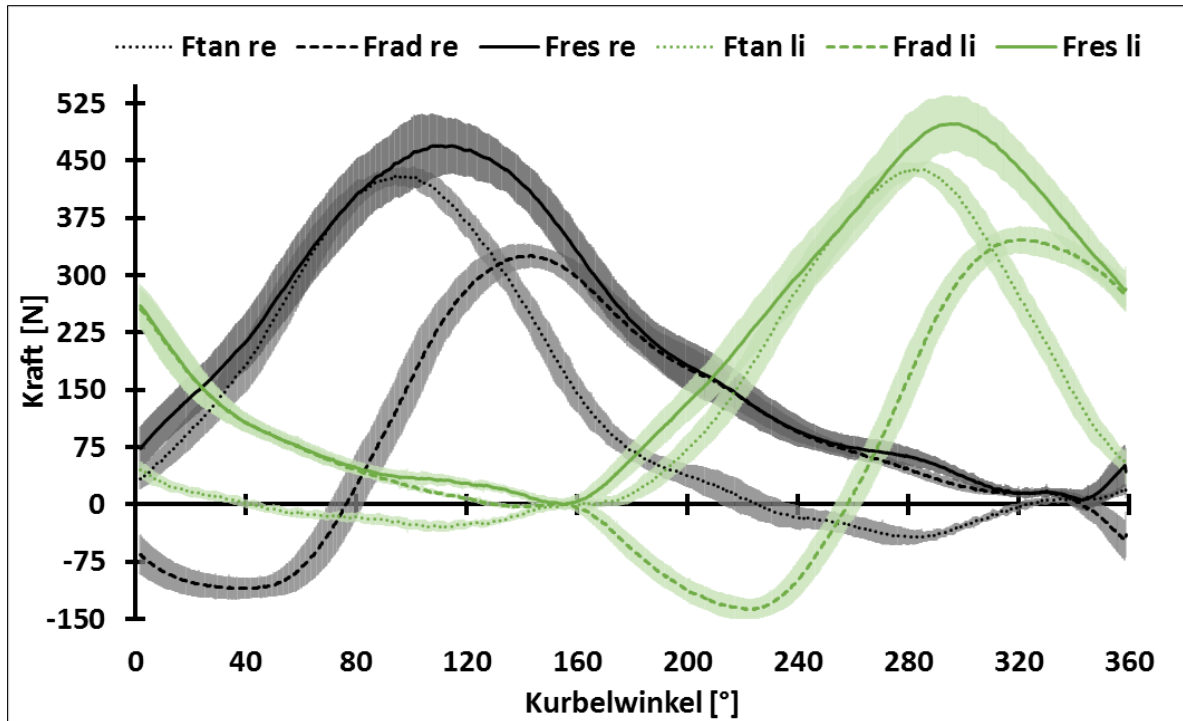


Abbildung 3.14: Kraftdaten (F_{tan} , F_{rad} und F_{res}) eines Probanden gemittelt aus 16 zeitnormierten Radzyklen, die Standardabweichung wird durch den farbigen Schlauch angezeigt.

Aus F_{tan} und der Kurbelarmlänge (in diesem Fall 172,5mm) lässt sich das erzeugte Drehmoment des Probanden berechnen.

$$M = F_{tan} * r \quad [3.1]$$

Somit lassen sich die Daten vom SRM-Ergometer, welches Drehmomente erfasst, mit den aus Kraftdaten (erfasst durch Powertech) berechneten Drehmomenten vergleichen. Der Vergleich ist in Abbildung 3.15 dargestellt.

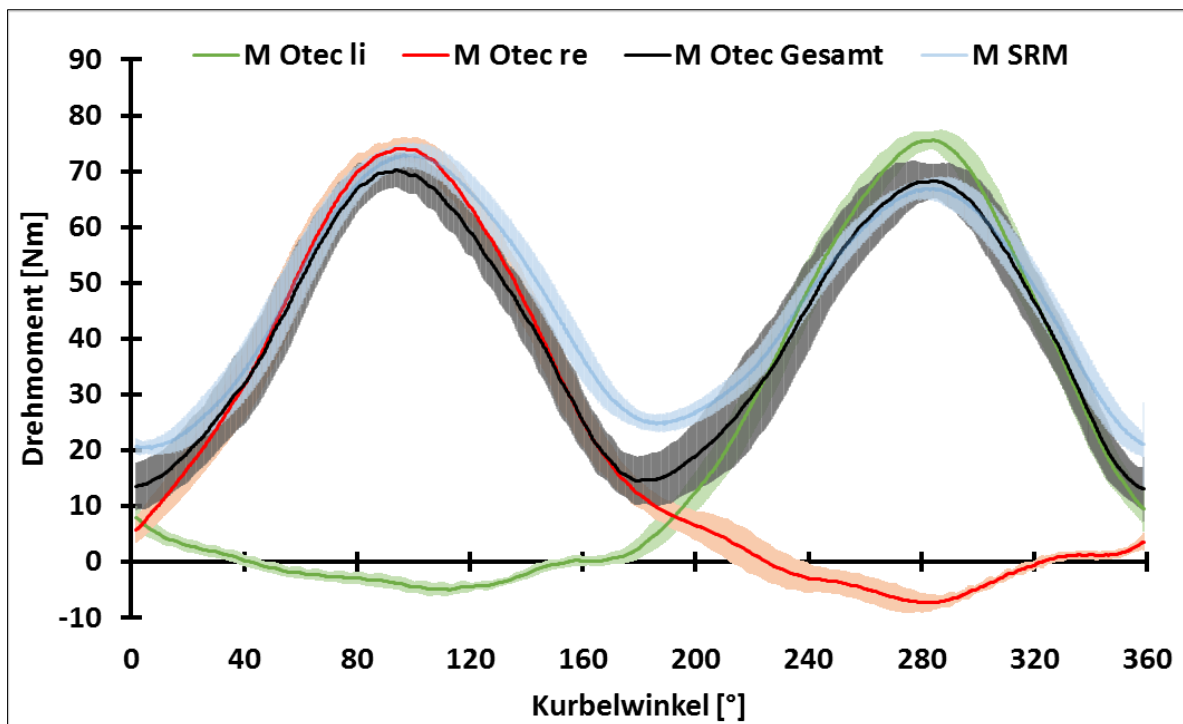


Abbildung 3.15: Aus Otec Kraftdaten (grün für das linke Pedal, rot für das rechte Pedal und Schwarz für beide Pedale zusammen) berechnetes und von SRM (blau) ausgegebenes Drehmoment über einen gemittelten Winkelzyklus von 16 Radzyklen. Die Standardabweichung wird durch den jeweiligen farbigen Schlauch angegeben.

Die Berechnung der Leistung aus den Drehmomentdaten erfolgt aus dem Produkt der zurückgelegten Winkel pro Zeit (Winkelgeschwindigkeit = ω) mit den Drehmomentdaten, also mit Gleichung 3.2.

$$P = M * \omega \quad [3.2]$$

Zur Berechnung der Winkelgeschwindigkeit der Kurbel wurden die interpolierten Daten des Vicon-Systems verwendet. In Abbildung 3.16 werden die Leistungsdaten von SRM und Otec gegenübergestellt. Im arithmetischen Mittel über den gesamten Zyklus, führen die berechneten Werte von Otec zu einer Leistung von 403 W und die von SRM zu einer Leistung von 445 W. Eingestellt war in der SRM-Steuerung eine Leistung von 455 W (130% der aeroben Schwellenleistung).

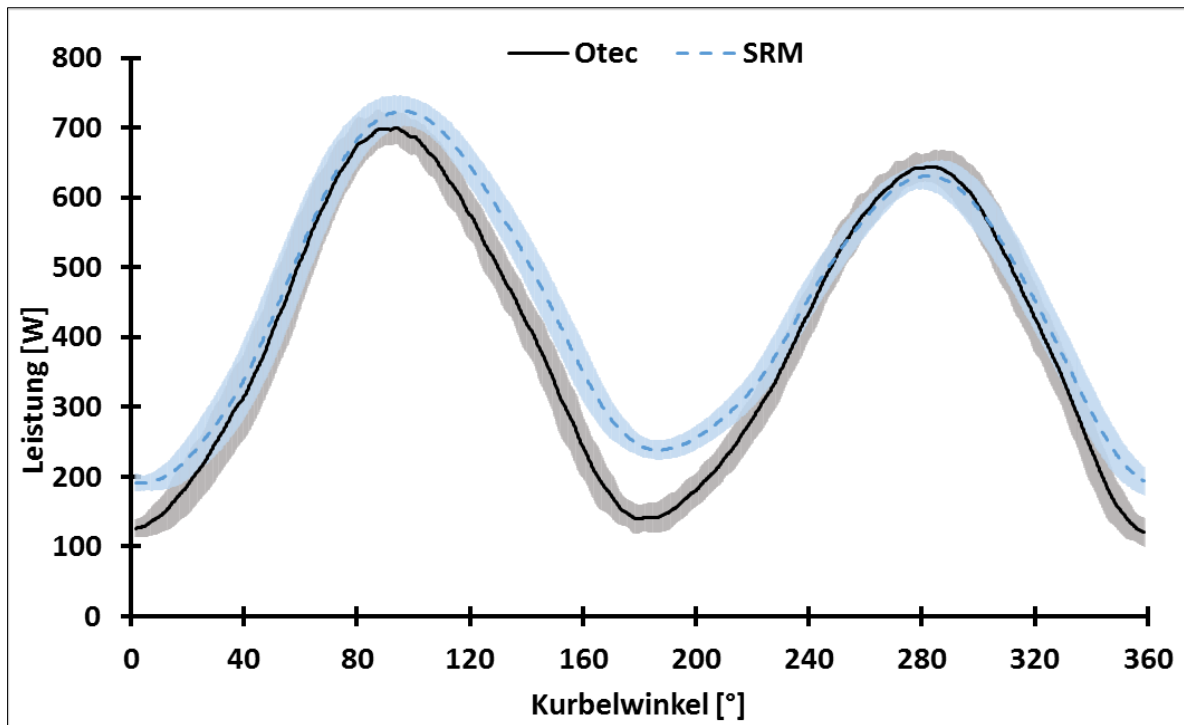


Abbildung 3.16: Leistungsdaten von Otec (schwarz) und SRM (blau) im Vergleich, sowie die Standardabweichung (Schlauch) aus 16 Radzyklen.

Die Daten zur Gelenkbewegung wurden aus den mit Vicon erfassten Daten entnommen und haben deswegen eine Auflösung von 200 Hz, auch hier wurden dieselben 16 Zyklen verwendet wie in den vorhergehenden Daten für Kraft oder Drehmoment. Das Sprunggelenk weist einen Wert von 0° auf wenn es sich in Neutralnullstellung befindet, d.h. weder Plantarflexion noch Dorsalextension (Thomann et al. (2009)) sind festzustellen. Die Plantarflexion ist durch positive Winkel gekennzeichnet, die Dorsalextension durch negative. Das Kniegelenk nimmt bei voller Streckung den Wert 0° an (Neutralnullstellung), die Knieflexion wird durch positive Winkel dargestellt. Das Hüftgelenk entspricht der Neutralnullstellung ebenfalls bei voller Streckung (aufrechter Stand), die Hüftflexion wird durch positive Winkel dargestellt. Abbildung 3.17 gibt einen Überblick über die während eines Kurbelzyklus erreichten Sprung-, Knie- und Hüftgelenkwinkel in Bezug auf Flexion und Extension.

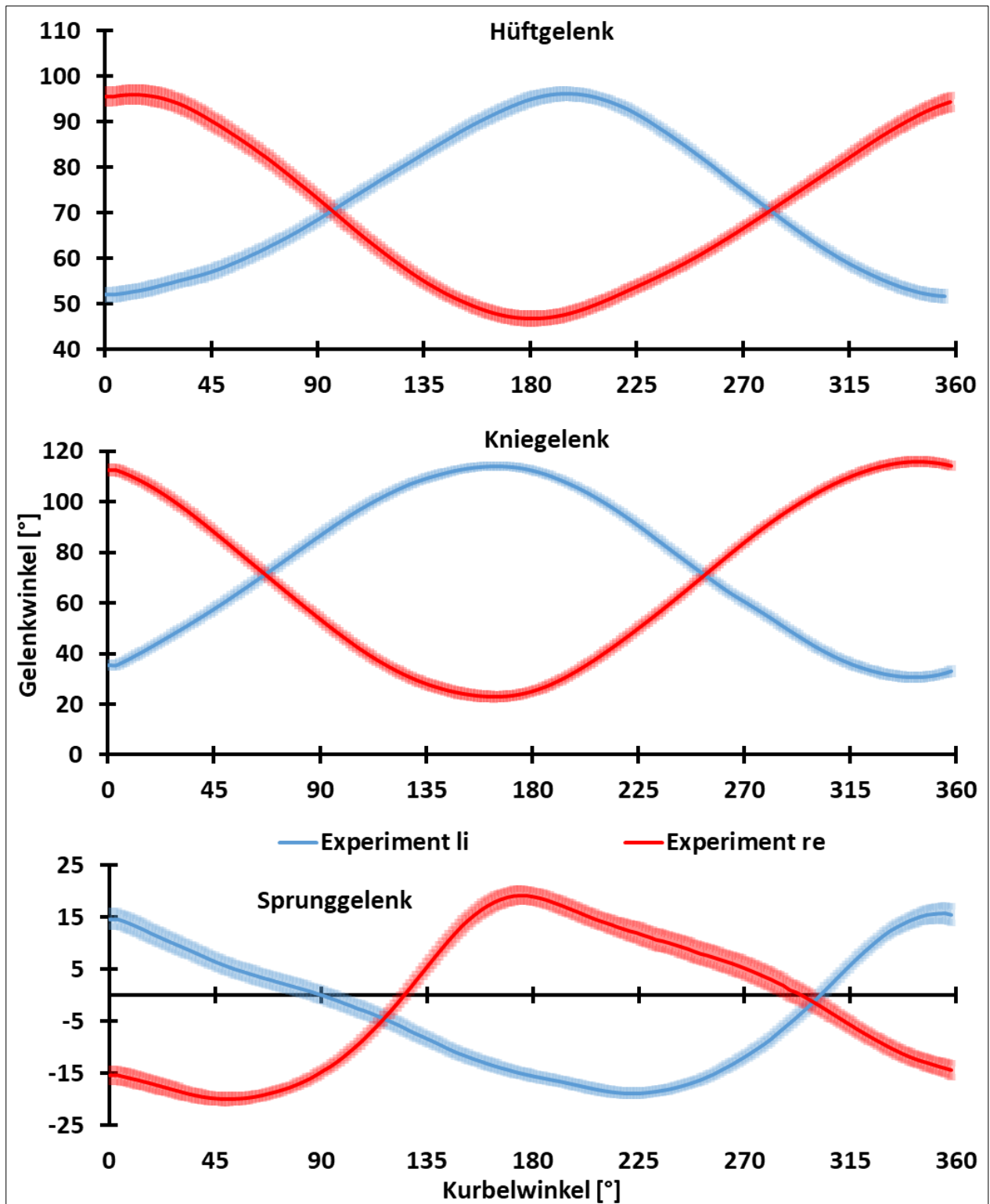


Abbildung 3.17: Sprunggelenks- (oben) , Kniegelenks- (Mitte) und Hüftgelenkwinkel (unten) während einer Kurbelumdrehung. Positive Winkel zeigen eine Flexion, negative Winkel eine Extension des Gelenks. Mittelwertverlauf von 16 gleichlangen Zyklen mit Standardabweichung.

Für die EMG-Daten wurden die gleichen Zyklen verwendet wie für die anderen Daten (Kraft, Drehmoment, etc.), allerdings wird auf die Darstellung der Standardabweichung aufgrund der

Übersichtlichkeit verzichtet. Abbildung 3.18 zeigt beispielhaft den EMG Verlauf von fünf der 16 gemittelten Zyklen des VL sowie den daraus berechneten gemittelten Verlauf, welcher auf einen Kurbelzyklus normiert wurde.

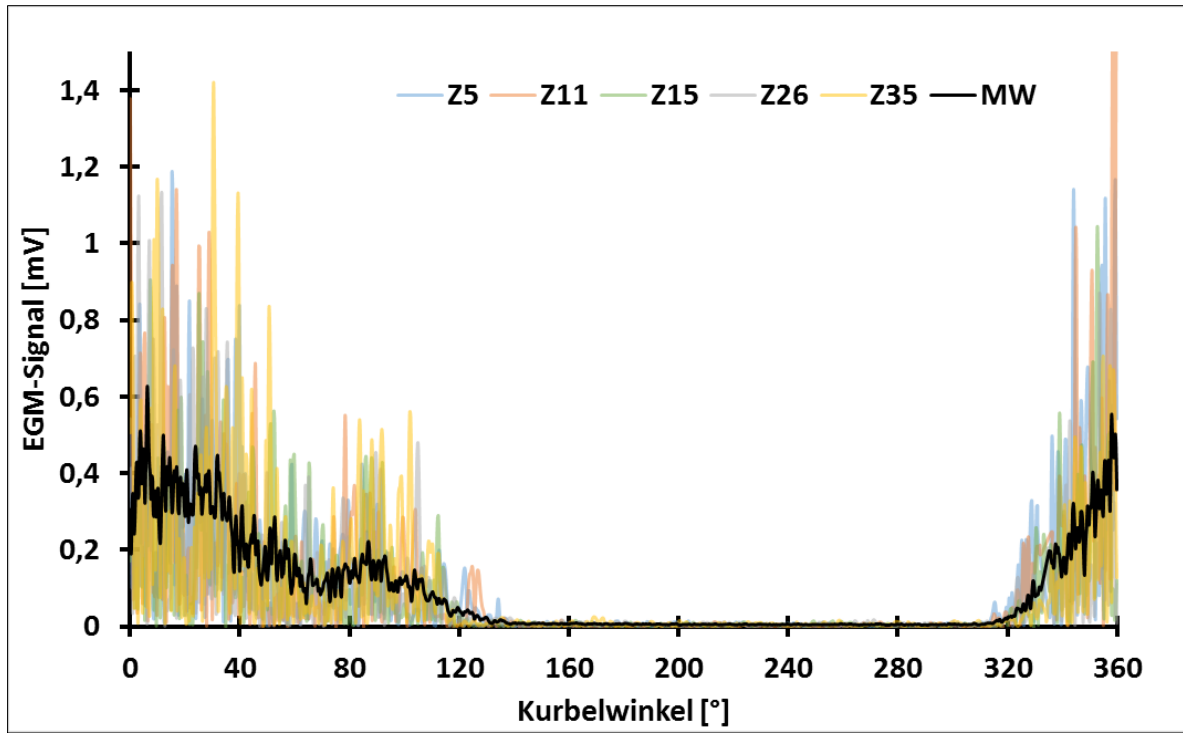


Abbildung 3.18: EMG-Daten von fünf zufällig ausgewählten Zyklen, von den 16 zur Auswertung herangezogenen Radzyklen, sowie der Mittelwertverlauf aller 16 Zyklen.

Die Normierung erfolgte auf den wie oben beschriebenen festgelegten MVC-Wert. Abbildung 3.19 zeigt die EMG-Verläufe der erfassten Muskulatur des rechten Beines, eingeteilt in Unterschenkelmuskulatur (oben) und Oberschenkelmuskulatur (unten).

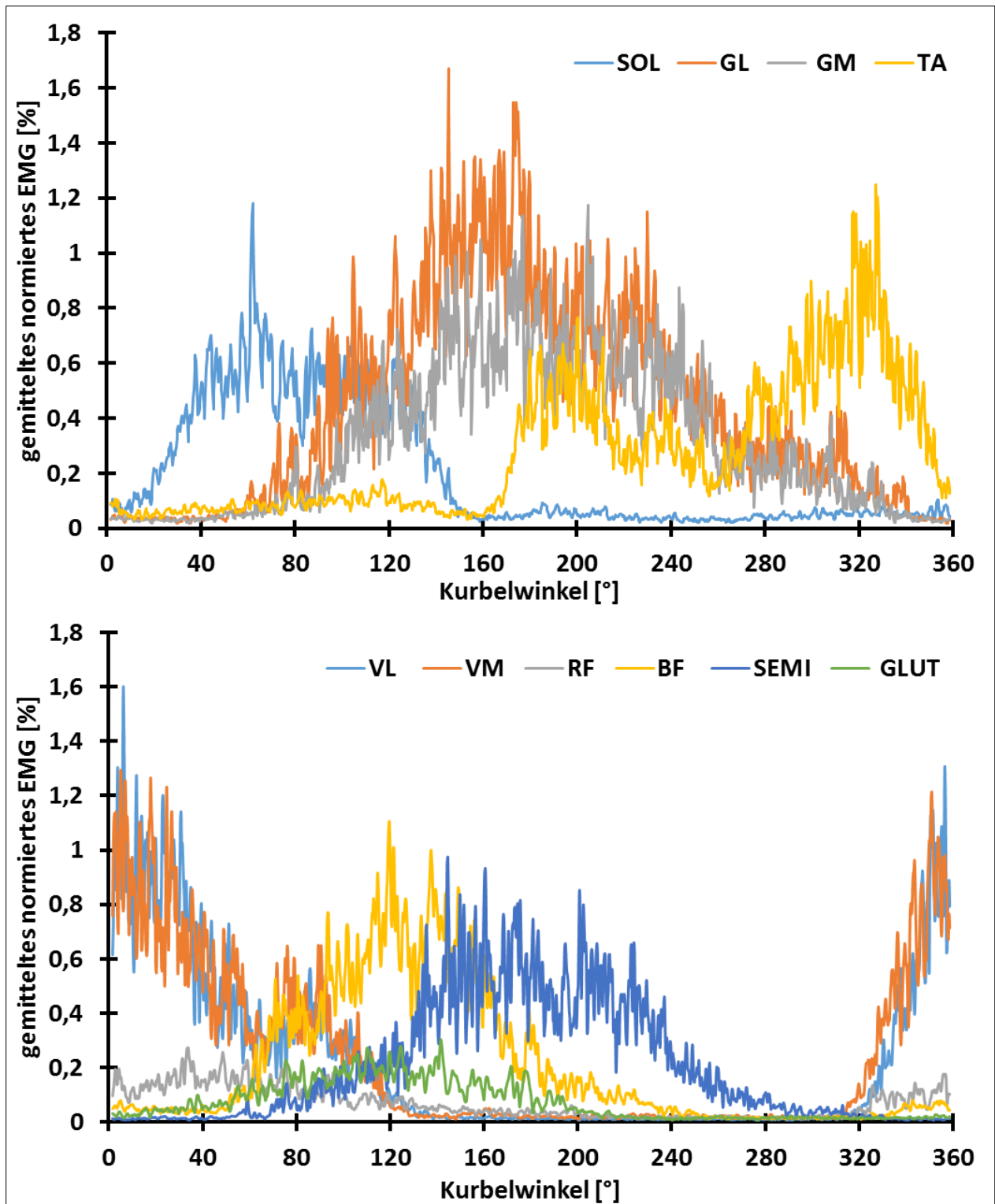


Abbildung 3.19: Normiertes und bezüglich MVC gemittelttes EMG-Signal der Muskulatur von Unterschenkel (oben) und Oberschenkel (unten) des rechten Beines.

3.2.6 Diskussion der Ergebnisse

Bereits in den Kraftdaten ist eine Asymmetrie zu erkennen. Auf der linken Seite bringt der Proband insgesamt etwas größere Kräfte auf, als rechts. Eine Erklärung dafür ist auf den ersten

Blick nicht zu erkennen. Werden die Drehmomentverläufe im Gesamten untersucht wird deutlich, dass das rechte Bein stärkere negative Drehmomente aufbringt und sich somit in der Addition das Bild umdreht. Es wird also bei der ersten halben Umdrehung (Winkel 0° - 180°) d.h. rechtes Bein drückt und linkes Bein zieht, ein höheres Drehmoment erzeugt, als im zweiten Teil der Umdrehung (180° - 360°) d.h. linkes Bein drückt und rechtes Bein zieht. Vergleicht man die Drehmomente aus dem SRM-System mit den aus den Kräften berechneten, ist ein sehr ähnlicher Verlauf festzustellen. Das SRM-System gibt allerdings eine etwas geringere Amplitude nach unten aus und somit ein höheres Drehmoment, was zu einer insgesamt höheren Leistung in den SRM-Daten führt. Für diesen Probanden entsteht der Eindruck, dass in der ersten Hälfte des Kurbelzyklus effektiver gearbeitet wird als in der zweiten. Dies weist darauf hin, dass die Koordination des linken und rechten Beines für die erste Hälfte des Zyklus besser funktioniert als für die zweite. Allerdings sind diese Unterschiede hinreichend klein, so dass für die Simulation die Annahme, dass für beide Beine die gleiche EMG-Aktivierung gilt, möglich ist. Aus den Gelenkwinkeln lässt sich feststellen, dass die rechte Seite einen erhöhten Bewegungsumfang hat im Vergleich zur linken Seite. Dies zeigt sich in allen untersuchten Gelenken (Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk) und ist ein weiteres Indiz für die bereits in der Kraft und im Drehmoment festgestellten links-rechts Differenzen.

Die EMG-Daten geben keine Auskunft über links-rechts Unterschiede, da hier die Daten lediglich auf der rechten Seite erfasst wurden. Das gewählte Vorgehen bezüglich der Mittelung über mehrere Zyklen nimmt dem gemessenen EMG-Signal den typischen stochastischen Charakter und ermöglicht eine gute Abbildung des Aktivierungsverlaufs (s. Abbildung 3.18). Betrachtet man die Aktivität der Synergisten bzw. Antagonisten bezüglich der einzelnen Gelenke, so ist zu erkennen, dass im Sprunggelenk sowohl Plantarflexoren (GL und GM) als auch deren Antagonist (TA) aktiv sind. Ob hier eine Ineffizienz herrscht ist schwierig zu beurteilen, da GL und GM als zweigelenkige Muskeln auch an der Knieflexion beteiligt sind. Für die Oberschenkelmuskulatur ist keine zeitgleiche Aktivierung von Agonisten und Antagonisten festzustellen. Insgesamt fällt allerdings auf, dass trotz Mittelwertbildung über 16 Zyklen in manchen Bereichen normierte EMG-Werte von größer als eins auftreten.

4. Aufbau des Simulationsmodells

In diesem Abschnitt wird die Simulationsumgebung SIMPACK und der Co-Simulationspartner MATLAB vorgestellt. Zudem werden grundlegende Angaben zur Modellierung des verwendeten Modells gemacht, damit die grundsätzlichen Parameter der Modellierung verständlich sind.

4.1 Die Simulationsumgebung

Als Simulationsumgebung wurde die Software SIMPACK (Release 2018.1) der Firma Dassault Systèmes (Frankreich) verwendet. Die Software bildet die physikalischen Gesetzmäßigkeiten ab und ermöglicht es, verschiedene Körper zu definieren und sie in Interaktion mit anderen Körpern treten zu lassen. Sie ist somit eine klassische Mehrkörpersimulations-Software. Zusätzlich bietet die Software eine Schnittstelle für Co-Simulationen mit MATLAB oder SIMULINK an. Für die Simulation des Radfahrers wurde diese Möglichkeit genutzt, da eine einfache mathematische Modellierung des EMG-Signals als STIM in MATLAB/SIMULINK gut umsetzbar war. Für die Modellierung der Muskulatur wurde das Erweiterungspaket der Firma Biotion Solutions (Tübingen) verwendet, da dort grundlegende muskuläre Modelle hinterlegt sind, welche in dieser Arbeit ihre Anwendung finden. Die grundlegenden und in dieser Arbeit verwendeten Berechnungsmodelle wurden bereits in Kapitel 2 vorgestellt.

Prinzipiell werden in der Software SIMPACK Körper definiert. Damit der definierte Körper in Interaktion mit anderen Körpern treten kann, müssen für diesen sogenannte Markerpunkte definiert werden. Diesen werden unterschiedliche Funktionen zugeordnet. Sie dienen z.B. als Ansatzpunkt von Kraftelementen (Bändern, Sehnen, Muskulatur), Kontaktelementen oder für die Definition von Gelenken zwischen zwei Körpern. Zusätzlich können verschiedene Inputfunktionen definiert werden, die dadurch eine Steuerung des Modells (z.B. der Muskulatur) über externe oder interne Datenquellen ermöglichen.

Aktuell gibt es auch andere Anbieter von Simulationssoftware die sich auf die Simulation menschlicher Bewegung spezialisiert haben. Dazu zählen AnyBody Technology A/S (Dänemark) oder die Open-Source Software OpenSim, welche das von Delp et al. (1990) entwickelte Menschmodell verwendet. Es steht zur freien Verfügung und kann aus dem Internet heruntergeladen werden. Das Menschmodell von Delp (1990) ist auch in dieser Arbeit von besonderer Bedeutung und wird im nächsten Absatz vorgestellt.

4.2 Das anthropometrische Modell

Das verwendete Menschmodell „Anthropion“ wurde von Prochel (2009) in dessen Dissertation eingehend beschrieben und wird in dieser Arbeit mit einigen Anpassungen verwendet. Das Modell beruht auf der von Delp et al. (1990) vorgestellten Arbeit und wurde in dieser Arbeit durch Angaben von Arnold et al. (2010) und Ward et al. (2009) mit einem neuen Datensatz für die Muskelfaserlängen und Muskelkräfte aktualisiert. Dieser neue Datensatz basiert auf der Studie von Ward et al. (2009) mit einer Probandenzahl von $n = 17 - 21$ und stützt sich somit auf eine belastbare Datengrundlage. Die zuvor vorgestellten Modelle beruhten in der Regel auf sehr kleinen Stichproben von $n = 3$ oder $n = 2$ von Wickiewicz et al. (1983) bzw. Friederich und Brand (1990). Die Daten für das Modell sind für OpenSim frei erhältlich und konnten auf die getestete Muskulatur in dieser Arbeit übertragen werden.

Dadurch, dass das ursprüngliche Modell nur für eine Körpergröße von 1,70 m konzipiert wurde, war es für diese Arbeit notwendig das Modell an die Probandengröße anzupassen, bzw. zu skalieren. Da die Segmentlängen von Fuß, Unterschenkel und Oberschenkel der Probanden gemessen wurden, konnte für jedes Segment entsprechend des Probanden ein Skalierungsfaktor errechnet werden. Dieser Faktor wurde in SIMPACK den Markern zugewiesen, so dass das Modell folglich angepasst wurde. Entsprechend der Knochengometrie wurde auch die Masse der Segmente und die Drehzentren des neuen Modells bestimmt. Die Daten von Ward et al. (2009) legen nahe, dass die Körpergröße und damit die Segmentlänge einen Einfluss auf die Muskelfaserlänge hat. In der Studie von Ward et al. (2009) wurden 21 Personen mit einer durchschnittlichen Unterschenkellänge von $37,0 \pm 2,2$ cm erfasst. Für die Muskellänge (Muskel-Sehnen-Komplex) des SOL bedeutete das eine Länge von $40,54 \pm 8,32$ cm. Für die Muskelfaserlänge wurde eine SD von 0,99 cm angegeben. In dieser Arbeit wird davon ausgegangen, dass eine Segmentverlängerung im Modell mit einer entsprechend längeren Sehne und einer entsprechen längeren Muskelfaser einhergeht, so dass der gleiche Skalierungsfaktor, welcher für das Knochengement errechnet wurde, auch für den Muskel-Sehen-Komplex verwendet wurde.

4.3 Die Kraftberechnung der Muskulatur

Für die Kraftberechnung der Muskulatur wurde das unter 2.2.4 abschließend beschriebene Hill-Modell verwendet, allerdings wurden während der Simulation mit diesem Modell einige Fehlerquellen entdeckt, deren Korrekturen werden im weiteren Verlauf erläutert. Die Variable Factor(q) von van Soest (1992) ist in der ursprünglichen Form nicht anwendbar, wenn die

Aktivität nicht in Stepwisefunction verwendet wird, da die Regelung der Variable dazu führt, dass die Geschwindigkeit sich bei einer Aktivierungsänderung von 0,3 auf 0,31 (oder gegenläufig) sprunghaft verändert. Um diesen Fehler zu beheben wurden zwei Möglichkeiten für den Factor (q) entwickelt (s. Gleichung 4.1 bis 4.4). Die erste Möglichkeit wurde von Günther et al. (2007) beschrieben. Dabei wird der von Chow und Darling (1999) entdeckte Einfluss der Aktivität auf die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit berücksichtigt. Factor(q) wird in diesem Fall mit einer Gleichung gesteuert. A_{rel} und B_{rel} werden abhängig von der Aktivierung und der Muskellänge berechnet.

$$A_{rel} = A_{rel,0} * L_{Arel} * Q_{Arel} \quad [4.1]$$

$$B_{rel} = B_{rel,0} * L_{Brel} * Q_{Brel} \quad [4.2]$$

Wobei $A_{rel,0}$, $B_{rel,0}$ und L_{Brel} konstante Werte sind. L_{Arel} nimmt abhängig von der Länge des kontraktiven Elements den Wert 1 (für Bereiche in denen $l_{ce} < l_{ceopt}$ also verkürzt ist) oder den Wert von F_{iso} (für Bereiche in denen $l_{ce} > l_{ceopt}$ also verlängert ist) an. Q_{Arel} und Q_{Brel} werden von Günther et al. (2007) in folgender Weise berechnet.

$$Q_{Arel} = \frac{1}{4} * (1 + 3 * q) \quad [4.3]$$

$$Q_{Brel} = \frac{1}{7} * (3 + 4 * q) \quad [4.4]$$

Wobei q dem Wert der Aktivierung entspricht.

Die zweite Möglichkeit, die in dieser Arbeit einbezogen wurde, ist die Verwendung eines beliebigen Faktors (in dieser Arbeit konstant), der über eine Inputfunktion im Modell gewählt werden kann.

Da in dieser Arbeit der Einfluss von verschiedenen Aktivierungsfunktionen auf das Ergebnis der Simulation im Vordergrund steht, konnte zwischen den beiden beschriebenen Aktivierungsfunktionen (nach Hatze (1981) oder nach Zajac (1989)) gewechselt werden, während alle anderen Parameter konstant gehalten wurden. Als Input für die Aktivierung wurden die in den experimentellen Studien erhobenen und verarbeiteten EMG-Signale in Form von Input-Functions verwendet (die genaue Verarbeitung wird bei den konkreten

Simulationsbeispielen erläutert). Für die anderen Elemente zur Simulation von Muskulatur, das PEE, PDE, SDE und SEE wurden die unter 2.2.4 beschriebenen Modelle verwendet.

Die Skalierung der Knochengometrie führte im Vergleich zum Originalmodell zu veränderten Muskelgesamtlängen, sodass Parameteranpassungen notwendig wurden. Um die Sehnenlänge bei Entlastung zu bestimmen, wurden die Gelenke im Modell in neutrale Stellungen eingestellt und im Anschluss die Muskellänge im Modell von Marker zu Marker gemessen. Folglich konnten die neuen Muskellängen bei skaliertem Knochengometrie berücksichtigt werden.

Zur besseren Verständlichkeit des Informationsverlaufs stellt Abbildung 4.1 die Struktur der Simulation schematisch dar. Die Simulation wird maßgeblich über die Aktivierung der Muskulatur gesteuert, was zu einer Zustandsänderung im Modell führt. Bei entsprechend entwickelten Feedback-Loops kann diese Zustandsänderung weiter beeinflusst werden, oder aber es wird eine zeitabhängige Funktion hinterlegt, welche einen reinen Feedforward-Prozess steuert und keine Feedbackinformationen verarbeitet.

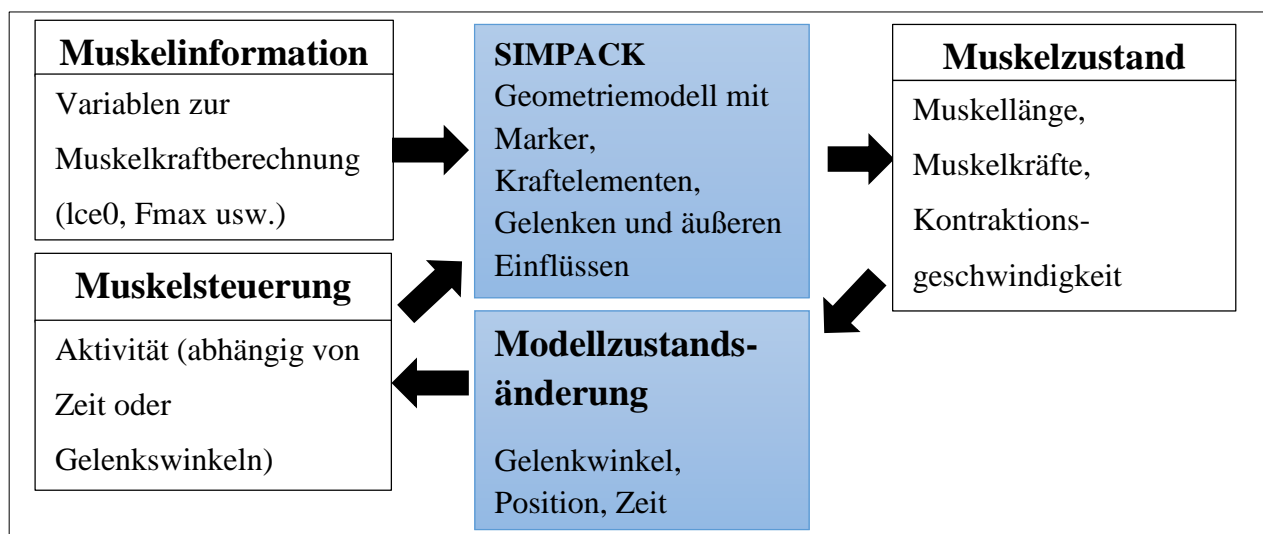


Abbildung 4.1: Schematischer Aufbau der Simulationsoberfläche. Das Modell und die Informationsquellen zur Simulation über die Muskelsteuerung (in diesem Fall durch die Aktivität).

Für die Handhabung der unter 2.2.4 vorgestellten Gleichungen benötigt die Muskulatur bestimmte Parameter, bei manchen Parametern bietet sich eine globale Verwendung (für alle Muskeln gleich) an. Für andere Parameter ist eine muskelabhängige Einstellung notwendig. In Tabelle 4.1 werden einige Steuerungsvariablen, die nicht unmittelbar mit einer mathematischen

Modellierungsfunktion zusammenhängen, erläutert (s. Abschnitt 2 z.B. Kraft-Länge, Kraft-Geschwindigkeit oder Aktivierungsfunktion).

Tabelle 4.1: Beschreibung und Erklärung der zur Simulation von Muskelkontraktionen in dieser Arbeit notwendigen Parameter.

Parameterbezeichner	Erklärung
Sel_source (0/1/2)	Auswahlmöglichkeit: Aus welcher Quelle kommt der Inputparameter für die Aktivierung (U-Vektor/Parameter/Input Funktion).
Sel_input (0/1/2)	Auswahlmöglichkeit: Welcher Inputparameter für die Aktivierung gewählt wurde (STIM/q).
Sel_akt.dyn (0/1)	Auswahlmöglichkeit: Welche Aktivierungsfunktion soll verwendet werden (Hatze/Zajac).
Masse von P	Bei massebehaftetem Modell Eingabe der Masse.
MP_dim	Anzahl der Markerpunkte die zur Berechnung der Gesamtlänge des Muskels herangezogen werden.
Factor(q) (0/1/2)	Auswahlmöglichkeit: Welche Art der Berechnung des Factor (q) verwendet werden soll (van Soest, Günther et al. oder Input Function).

Um die allgemeine Gültigkeit des in dieser Arbeit verwendeten Modells zu überprüfen, wurde zunächst eine Validierung anhand von isolierten Muskeldaten durchgeführt.

4.4 Modellvalidierung

Die oben beschriebene mathematische Modellierung der einzelnen Muskelfunktionen wurde anhand von isolierten Muskeldaten validiert, welche von Wank (2000) an isolierten Schweinemuskeln erhoben wurden. Zur Validierung wurde in SIMPACK ein Modell entwickelt, das den gewählten Versuchsaufbau von Wank (2000) widerspiegelt und somit eine exakte Abbildung des Experiments in entscheidenden Muskeleigenschaften (z.B. Länge der Muskelfasern, Maximalkraft etc.) ermöglicht. Die Daten für die isolierte Muskulatur können aus Günther et al. (2007) entnommen werden, dort wurde eine ähnliche Validierung für ein von Günther und Co-Autoren (2007) vorgestelltes Berechnungsmodell durchgeführt.

Für die Simulation einer isolierten Muskelkontraktion wie sie von Günther et al. (2007) beschrieben wurde, wurden folgende in Tabelle 4.2 beschriebenen Parameter gewählt.

Tabelle 4.2: Parameter zur Validierung des in dieser Arbeit verwendeten Berechnungsmodells.

l_{SEE0} [m]	$U_{SEE,q}$	$U_{SEE,l}$	F_{sum} [N]	l_{start}	$F_{PEE,max}$
0,045	0,05	0,0366	60	1	2

l_{ceopt} [m]	Width	F_{max} [N]	A_{rel}	B_{rel}	$F_{max,ex}$
0,015	0,655	30	0,1	1	1,8

Slopefactor	q_0	M_{act}		Beta	Dämpfung [kg/s]
2	0,0001	80	50	0,4	6

Die im folgenden abgebildeten Kurven beruhen, sofern nicht anders angegeben, auf der Simulation mit der Aktivierungsfunktion nach Zajac.

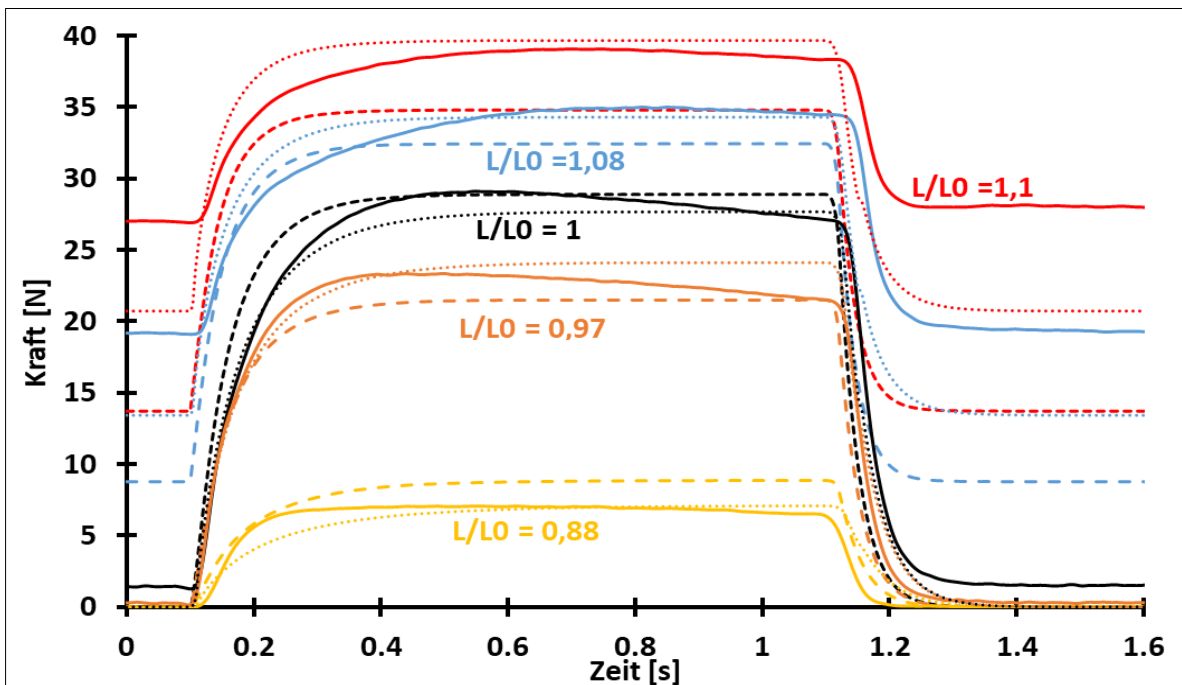


Abbildung 4.2: Vergleich der experimentell erhobenen Daten von isometrischen Muskelkontraktionen (durchgezogene Linie) mit denen im Simulationsmodell berechneten Kraftverläufen (gestrichelte Linien) bei unterschiedlichen Muskellängen. Die gepunkteten Linien stellen die durch eine Anpassung von l_{start} und $F_{PEE,max}$ erreichten Verläufe dar.

Ein Vergleich der isometrischen Kontraktionsdaten wird in Abbildung 4.2 dargestellt. Die Aktivierung der Muskulatur erfolgte in der Simulation wie im Experiment ab 0,1 s bis 1,1 s. Die gestrichelten Linien stellen den Verlauf der simulierten Ergebnisse dar, die durchgezogenen Linien die experimentell erhobenen Daten. Die gepunkteten Linien zeigen eine durch Anpassung der Werte $l_{start} = 0,99$ und $F_{PEE,max} = 4,9$ erreichte Verbesserung der Übereinstimmung der Verläufe.

Wie zu erkennen ist, stimmen die durch die Simulation erreichten Verläufe mit denen des Experiments sehr gut überein. Abweichungen zwischen Experiment und Simulation sind für eine verlängerte Muskulatur zu erkennen. Durch die Anpassung der Parameter konnte eine bessere Übereinstimmung der Kurven erreicht werden. Dies zeigt sich auch in Abbildung 4.3 in der die normierten Kraft-Längen-Kennlinien dargestellt werden.

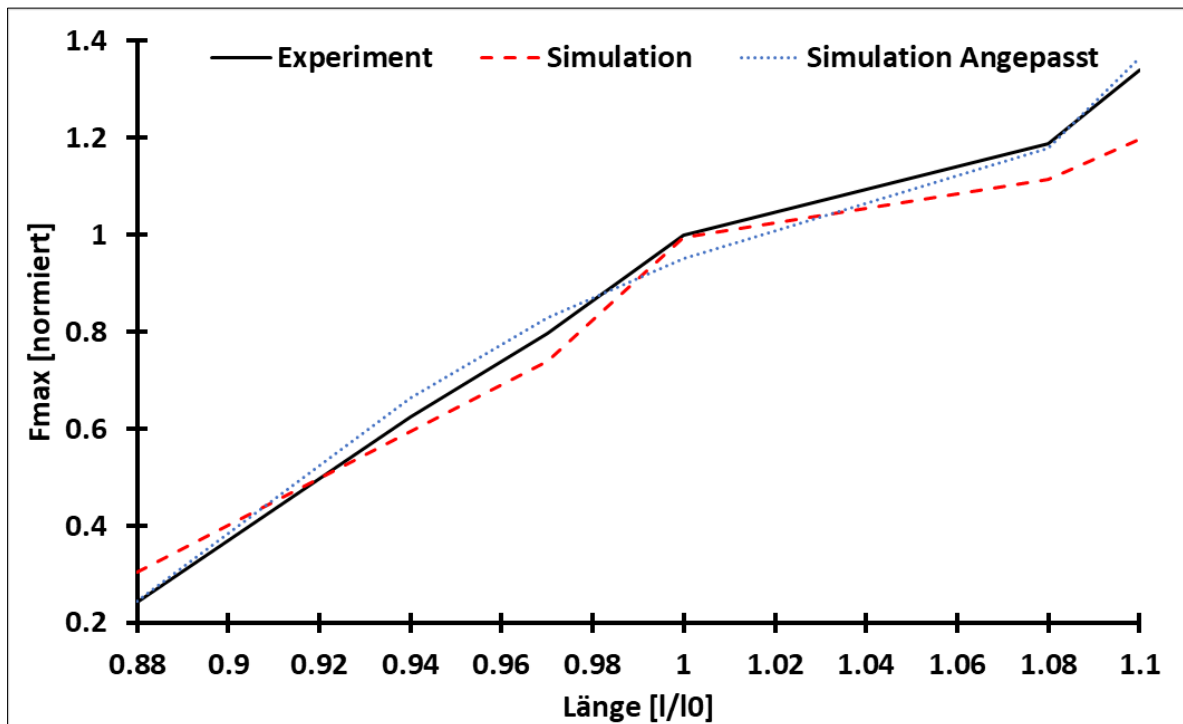


Abbildung 4.3: Vergleich der Kraft-Längen-Kennlinien für das Experiment, die Simulation und die angepasste Simulation. F_{\max} wurde dabei auf die maximale isometrische Kraft bei $l/l_0 = 1$ im Experiment normiert.

Insgesamt zeigt sich, dass die Verläufe vergleichbar sind, wenngleich sich auch ein paar Abweichungen zwischen Simulation und Experiment ergeben.

Ein weiterer Vergleich wurde für konzentrische Kontraktionen durchgeführt, dabei werden unterschiedliche Gewichte von der Muskulatur angehoben. Damit die Muskellänge zu Beginn der Kontraktion konstant bleibt, wurde in der Simulation ein Kontaktmodell eingebaut, wodurch das Gewicht in Ruhe auf einer Ablage lag (vergleichbar mit dem Versuchsaufbau im Experiment von Wank (2000)). Die in der Abbildung 4.4 dargestellten Graphen zeigen eine gute Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation, besonders was die maximalen Werte der Geschwindigkeit bei den

verschiedenen Lasten betrifft. Unterschiedlich ist im weiteren Verlauf der Kontraktion die Dämpfung, was auf Unterschiede im SEE zwischen Simulation und Experiment hinweist.

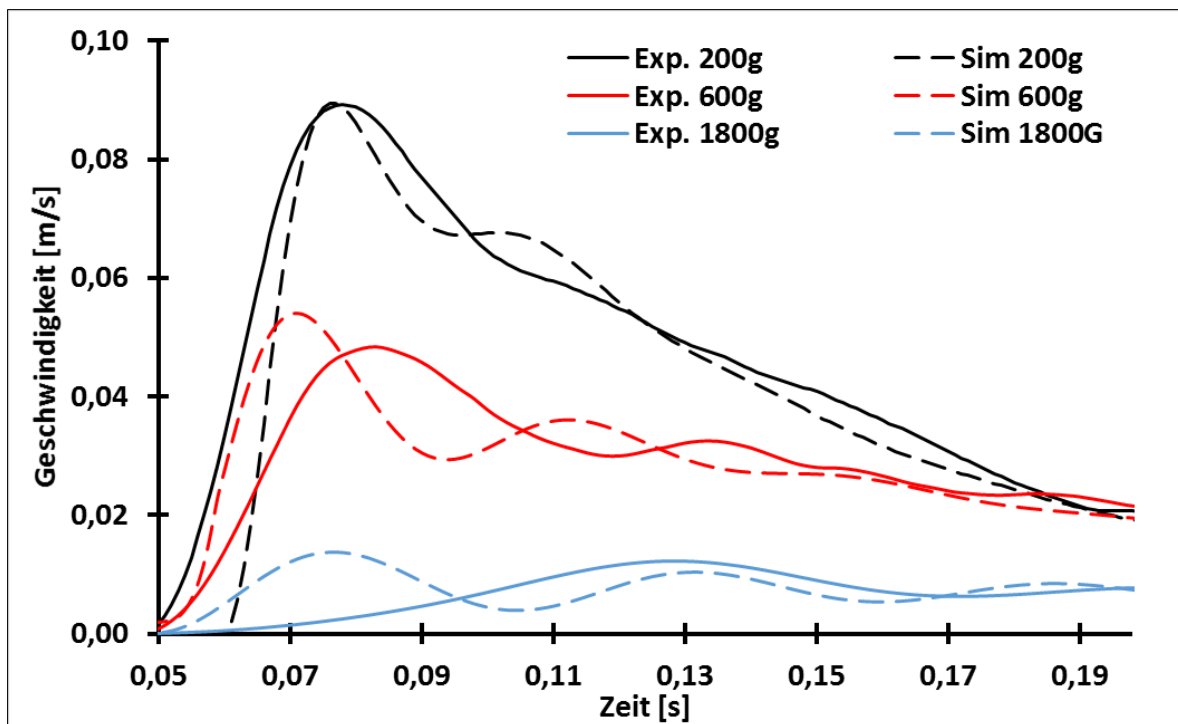


Abbildung 4.4: Vergleich der experimentell erhobenen Kontraktionsgeschwindigkeiten von konzentrischen Muskelkontraktionen (durchgezogene Linien) mit denen von der Simulation berechneten (gestrichelte Linie) bei unterschiedlichen Lasten (schwarz = 200g, rot = 600g und blau = 1800g).

Eine weitere Parameterserie, die bei isolierten Muskelexperimenten erhoben wird, ist das Quick-Release-Experiment. Dabei wird die Muskulatur in einer isometrischen Kontraktion maximal aktiviert. Nach voller Aktivierung erfolgt die Freigabe des Gewichts, so dass es zu einer maximal schnellen konzentrischen Kontraktion kommt. In der Regel sind die dabei erzielten maximalen Geschwindigkeiten höher als bei normalen konzentrischen Kontraktionen die ohne Vorspannung erfolgen (vgl. Maximalgeschwindigkeit bei 200g in Abbildung 4.4 und Abbildung 4.5). Eine Erklärung dafür, wie in der Literatur beschrieben (z.B. Hill (1938) oder Wilkie (1956)) ist die bereits vorgespannte Sehne, welche zu Beginn der konzentrischen Kontraktion eine hohe Beschleunigung ermöglicht. In Abbildung 4.5 werden Daten der Quick-Release-Versuche von Experiment und Simulation verglichen, zudem wird eine Kurve (rot) für den Last-Geschwindigkeitszusammenhang (Hill (1938)) erstellt. Auch für die Quick-Release-Experimente ist eine gute Übereinstimmung zwischen Simulationsmodell und Experiment festzustellen.

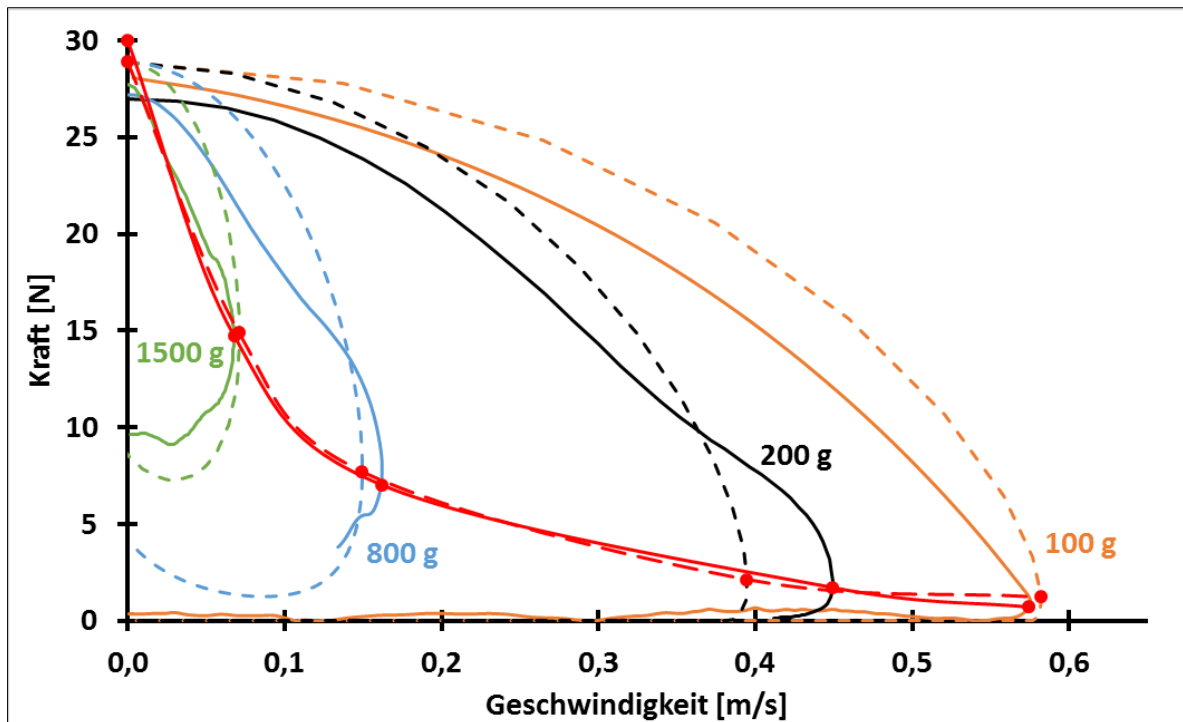


Abbildung 4.5: Vergleich von Quick-Release-Kontraktionen im Experiment (durchgezogene Linie) und in der Simulation (gestrichelte Linie) bei verschiedenen Lasten. Außerdem wird eine mögliche aus den Kurven abgeleitete Last-Geschwindigkeitsrelation für Experiment und Simulation (rot) aufgezeigt.

Ein erster Vergleich der beiden Aktivierungsdynamiken und der damit zusammenhängende Einfluss auf die Simulation wird in Abbildung 4.6 und Abbildung 4.7 dargestellt. Als Input galt für beide Aktivierungsdynamiken das gleiche STIM Signal, welches dem eines Rechteckimpulses (vergleichbar mit dem im Experiment verwendeten Signal) entspricht. Da die für die Simulation mit Hatze (1981) notwendige Calcium-Ionen-Konzentrationsänderung nicht erfasst wurde, aber eine maximale isometrische Kontraktion erfolgt, wird für die Simulation nach Hatze eine maximale Aktivierung ($STIM = 1$) angenommen. Das entspricht dem Vorgehen von van Soest et al. (1992). In beiden Abbildungen ist ein Sonderfall (blaue gepunktete Linie) mit der Aktivierungsdynamik von Hatze simuliert, hierbei wurde M_{act} (Parameter für den Anstieg der Aktivierung) auf den von Hatze vorgeschlagenen Wert von $11,25 \text{ 1/s}$ für schnelle Muskulatur gesetzt.

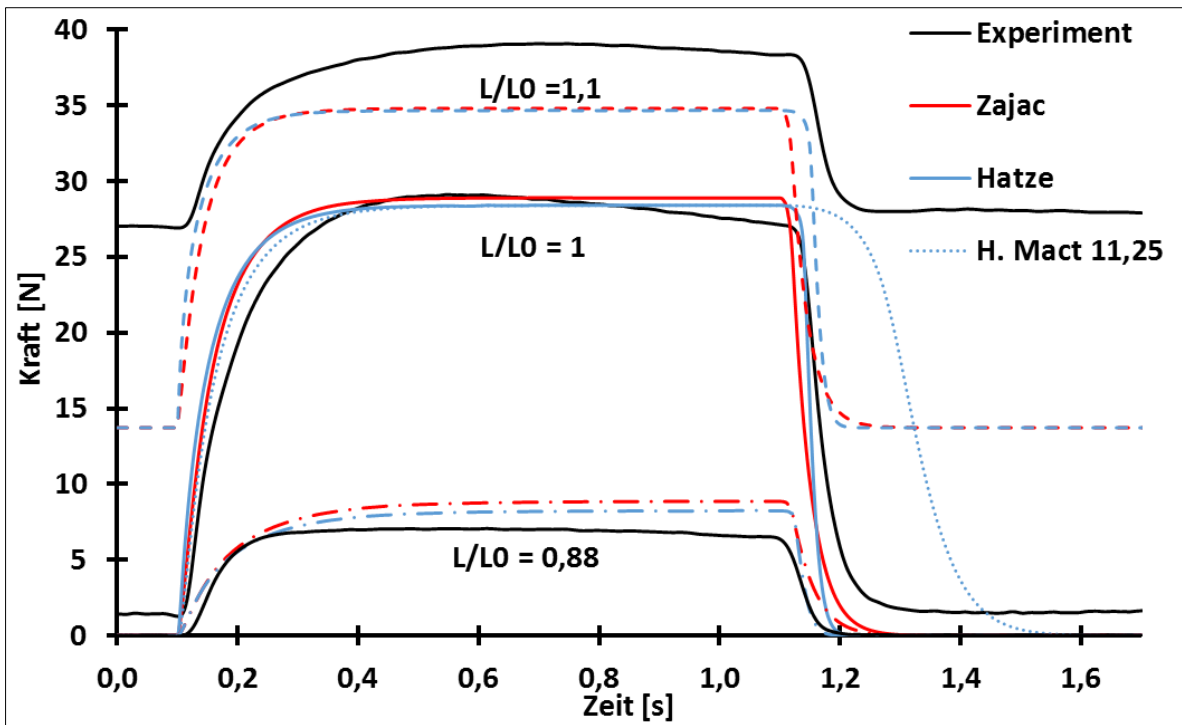


Abbildung 4.6: Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf die Kraftentwicklung Zajac (rot) und Hatze (blau) sowie der Vergleich mit den Daten des Experiments (schwarz) bei unterschiedlichen Muskelausgangslängen. Die gepunktete Linie zeigt einen Sonderfall ($M_{act} = 11,25$).

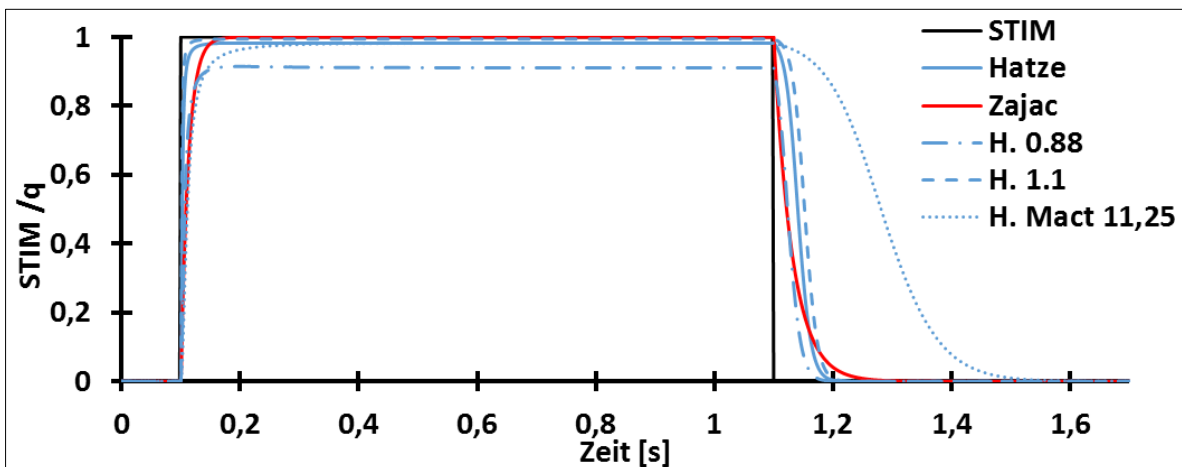


Abbildung 4.7: Einfluss der Aktivierungsfunktion auf die Berechnung von q aus STIM (schwarz) für die Aktivierungsfunktion nach Hatze (blau) und nach Zajac (rot).

Aus den Abbildungen ist bereits ein erster Unterschied in der Deaktivierung zu erkennen. Dies liegt unter anderem an der unterschiedlichen Steuerung der beiden Aktivierungsfunktionen. Die Aktivierungsfunktion von Zajac erlaubt eine vom Aktivierungsprozess (Beginn der Aktivierung) unabhängige Steuerung des Deaktivierungsprozesses, während bei Hatze für beide Fälle der gleiche Parameter zur Steuerung dient. Dies führt dazu, dass bei der Wahl von

Hatzes vorgeschlagenem Parameter für M_{act} (=11,25) ein zu langsamer Kraftabfall im Deaktivierungsprozess erfolgt. In der Folge wurde für die Simulation für M_{act} ein Wert von 50 1/s gewählt, da damit bessere Ergebnisse erzielt wurden. Ein weiterer Unterschied fällt in der Höhe der Aktivierung auf: während bei Hatze (1981) die Länge des kontraktilen Elements Einfluss auf die Aktivierung nimmt, bleibt sie bei Zajac für alle Längenbedingungen gleich. In der Kraftentwicklung des Muskels spiegeln sich diese Unterschiede ebenfalls wieder.

Abschließend ist festzuhalten, dass verschiedene Kontraktionstypen von isolierter Muskulatur mit dem in dieser Arbeit verwendeten Berechnungsmodell berechnet werden können, das Modell nach Hatze allerdings nur bei einem stark erhöhten Wert (im Vergleich zur Literatur) zu realistischen Ergebnissen kommt. Inwiefern menschliche Bewegungen und Kontraktionen aus EMG-Daten mit dem vorgestellten Modell nachgebildet bzw. simuliert werden können, wird im nächsten Kapitel untersucht.

5. Modell zur Plantarflexion

In diesem Kapitel wird das zur Berechnung der Plantarflexion entwickelte Modell vorgestellt sowie die bei der Simulation zu beachtenden Besonderheiten erläutert. Das gesamte Modell wurde für einen Probanden der unter 3. beschriebenen Experimente modelliert.

5.1 Knochengeometrie und Beinpresse

Das verwendete Modell der unteren Extremität basiert auf dem von Prochel (2009) verwendeten Knochendatensatz und den von Ward et al. (2009) veröffentlichten Datensätzen zur Muskulatur, die von Arnold et al. (2010) zur Weiterentwicklung des Delp Modells in OpenSim veröffentlicht wurden. Damit das Modell geometrisch zum Versuchsaufbau passt wurden die einzelnen Körpersegmente (Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß) entsprechend der am Probanden gemessenen Daten skaliert. Die Segmentlängen im Modell konnten durch Messung von Gelenksabständen bestimmt werden. In Tabelle 5.1 sind die entsprechenden Skalierungsfaktoren beispielhaft für den modellierten Probanden dargestellt.

Tabelle 5.1: Vergleich der Originalmodelldaten mit denen des Probanden und die daraus bestimmten Skalierungsfaktoren für Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß.

Körpersegment	Modellgröße [m]	Probandengröße [m]	Skalierungsfaktor
Oberschenkel (Hüft- bis Kniegelenk)	0,388	0,445	1,147
Unterschenkel (Knie- bis Sprunggelenk)	0,38225	0,397	1,038
Fuß (Sprung- bis Zehengelenk)	0,1525	0,152	1,0

Für die Bestimmung der Drehzentren der Kniegelenke wurde die Längendifferenz der Oberschenkel verwendet. Die Skalierbarkeit des Modells, ist besonders für eine individuelle Anpassbarkeit bezüglich des Probanden wichtig. Allerdings spiegelt sich diese Skalierbarkeit zunächst nur in der Knochengeometrie wieder. Um die Muskulatur anzupassen werden die Muskeln in neutraler 0-Stellung des Modells vermessen.

Für eine bessere Übersichtlichkeit wurde die nicht verwendete Muskulatur des Modells (Oberschenkel und Hüfte) deaktiviert und ausgeblendet (siehe Abbildung 5.1). Zusätzlich wurde

ein Kontaktpunkt in der Mitte des Fußes eingebaut, wodurch eine zentrale Kraftübertragung sichergestellt werden konnte. Für die Simulation der Plantarflexion wurde zusätzlich das Kniegelenk als Gelenk mit 0 Freiheitsgraden definiert, gleiches erfolgte mit dem Hüftgelenk, den Zehengelenken und - zur Stabilisierung des Sprunggelenks - ebenfalls mit dem unteren Sprunggelenk (zwischen Os talus und Os calcaneus) in welchem eine Supination und Pronation stattfindet (Aumüller (2007), oder Platzer (2009)).

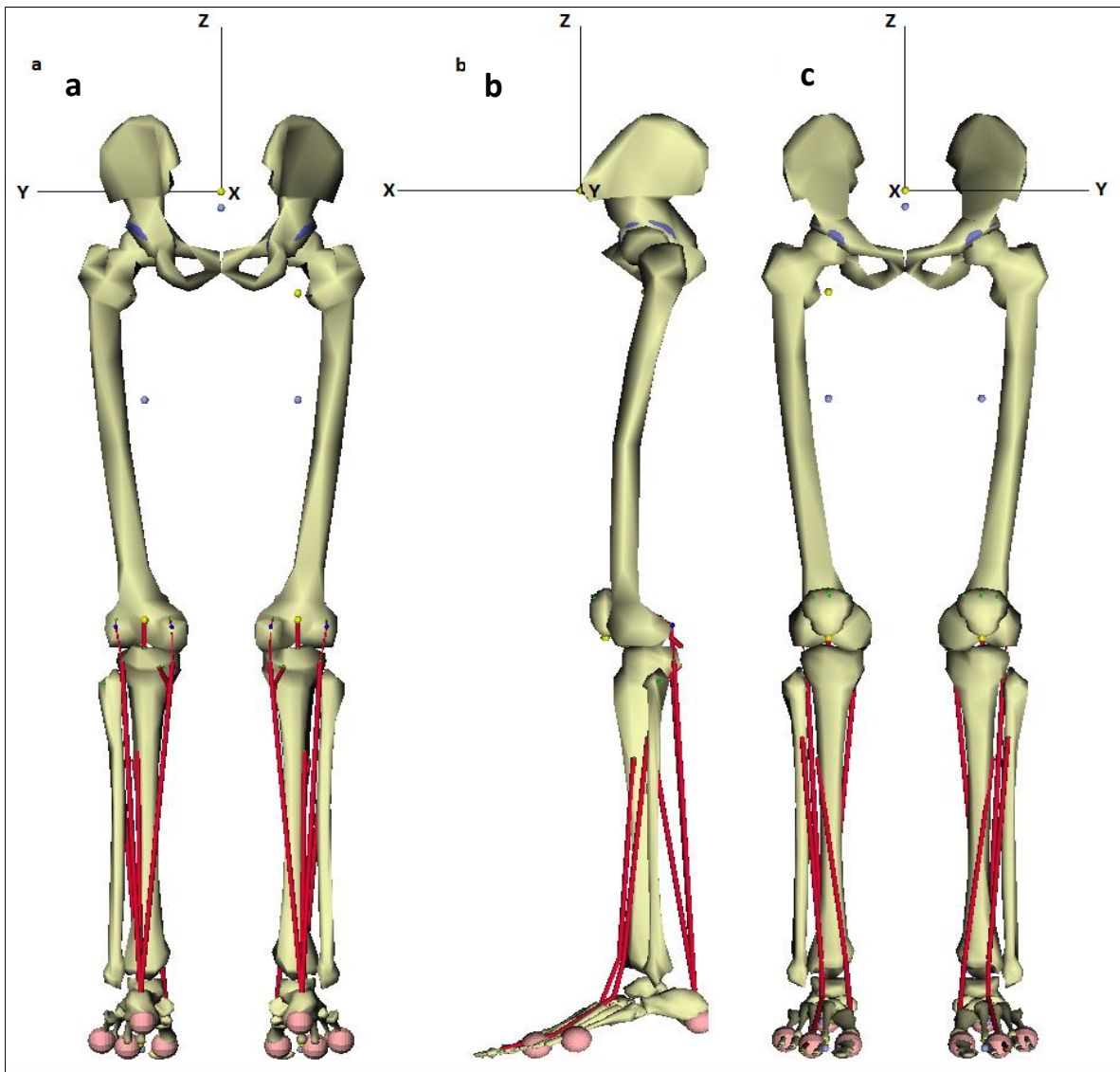


Abbildung 5.1: Abbildung des für die Simulation der Plantarflexion verwendeten Modells der unteren Extremität von posterior (a), von links (b) und von anterior (c). Die Muskulatur wird durch rote Linien dargestellt.

Die im Experiment verwendete Beinpresse wurde originalgetreu modelliert. Besondere Relevanz hat der Schlitten der Kraftmessplatte sowie deren Kontaktmodalitäten, da es hier zur Interaktion mit dem Geometriemodell des Probanden kommt. Der Schlitten wurde der Realität

nachempfunden und ist daher nur in einer Achse beweglich (abgesehen von den isometrischen Versuchen). Die im Experiment verwendete Position konnte im Modell über Berechnungen hergestellt werden. Die korrekte Positionierung des Unterkörpermodells in der Beinpresse wurde über die Position des Trochanter Major gewährleistet. Im Experiment wurde diese Position in Bezug zum Ursprung (der Rückenlehne in der Beinpresse) erfasst. Im Modell wurde der Trochanter Major des Modells an die gleichen Koordinaten gesetzt, so dass davon ausgegangen werden kann, dass der Proband entsprechend der Realität platziert wurde. Eine Überprüfung der Sprunggelenkwinkel, bei Abstandsvorgabe des Schlittens entsprechend des Experiments, ergab sehr gute Übereinstimmungen (Winkelgenauigkeit von ca. $0,5^\circ$ in Ruhe) zwischen Modell und Experiment. Es kann also davon ausgegangen werden, dass die oben getroffenen Maßnahmen zu einer realistischen Abbildung der experimentellen Verhältnisse führten (s. Abbildung 5.2).

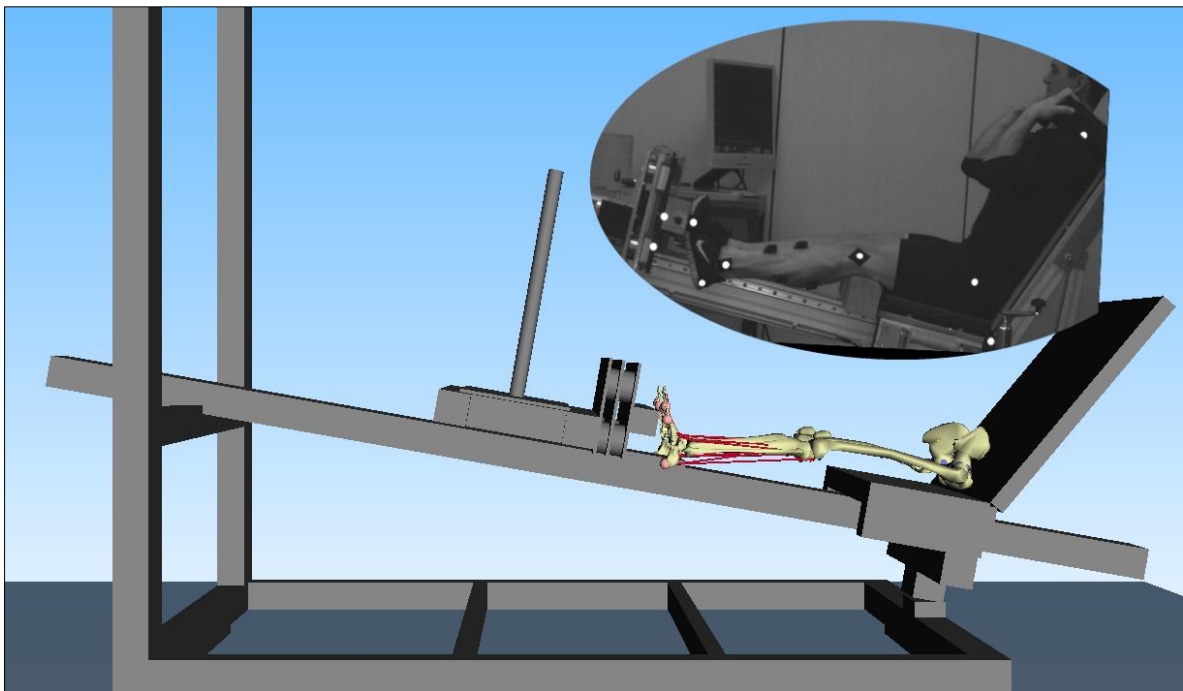


Abbildung 5.2: Vergleich des Aufbaus des Experiments und des Simulationsmodells.

5.2 Muskulatur

Wie in Abbildung 5.1 zu erkennen ist, wurde in dem Modell für die Plantarflexion lediglich ein Teil der Muskulatur des Unterschenkels modelliert, genauer wurden SOL, GL und GM als Gruppe der Plantarflexoren (Unterschenkelrückseite) sowie TA und EDL als Gruppe der Dorsalextensoren (Unterschenkelvorderseite) modelliert. Diese fünf Muskeln gelten als

hauptverantwortlich für die Plantarflexion und Dorsalextension im Sprunggelenk. Besonders für die Plantarflexion, die in diesem Teil der Arbeit im Vordergrund steht, ist eine Reduktion der Muskelanzahl sinnvoll. Eine Studie von Murray et al. (1976) kommt zu dem Ergebnis, dass 80% der Kraft bei einer Plantarflexion durch die in diesem Modell modellierte Muskulatur (SOL, GM und GL) entsteht. Zudem wurde in der experimentellen Datenerhebung die restliche Unterschenkelmuskulatur aufgrund der anatomischen Beschaffenheit (keine EMG-Signal Erfassung über die Haut möglich, da tiefliegende Muskulatur) und dem geringen Beitrag zur Gesamtbewegung nicht berücksichtigt. Tabelle 5.2 zeigt, dass die übrige Muskulatur der Unterschenkelrückseite auf Grund der geringen Maximalkräfte nur wenig Kraft zur Plantarflexion beitragen (ca. 28% im Maximum).

Tabelle 5.2: Maximalkraft der Unterschenkelmuskulatur die zur Plantarflexion benutzt wird, nach Werten von Arnold et al. (2010).

Muskel	Maximalkraft nach Arnold et al. (2010) in N
m. peroneus longus	653,3
m. peroneus brevis	305,9
m. tibialis posterior	905,6
m. flexor digitorum longus	274,4
m. soleus	3585,9
m. gastrocnemius lateralis	606,4
m. gastrocnemius medialis	1308,0

Der anatomische Muskel und Sehnenverlauf der Unterschenkelrückseite über die mediale bzw. laterale Seite der Maleolengabel (Platzer, 2009), macht deutlich, dass die Muskulatur nur bedingt bei der Plantarflexion beteiligt ist. Beispielsweise liegt die Funktion des m. flexor digitorum longus in der Flexion der Zehen. Der m. tibialis posterior bewegt bei fixiertem Sprunggelenk den Unterschenkel in Richtung Fuß. Und die Muskeln der Peroneus Gruppe dienen maßgeblich der Pronation des Sprunggelenks.

In Tabelle 5.3 werden die für das Simulationsmodell verwendeten Parameter im Muskelmodell dargestellt. Die Multiplikation mit dem Faktor 1,56 bezüglich der Maximalkraft der einzelnen

Muskeln, ist mit der Studie von Lexell (1995) oder Marcell et al. (2014) zu erklären, welche eine abnehmende Muskelmasse mit dem Alter feststellen.

Tabelle 5.3: Parameter zur Simulation der isometrischen Kontraktionen bei drei verschiedenen Gelenkwinkeln. Der mit * gekennzeichnete Parameter l_{SEE0} wurde nach Skalierung bei einem Sprunggelenkwinkel von 110° errechnet (l_{mu-lce_opt}). Der mit ** gekennzeichnete Parameter wurde aus Tabelle 5.2 entnommen und mit dem Faktor 1,56 multipliziert. Der mit *** gekennzeichnete Parameter kam nur für die Aktivierungsdynamik nach Zajac zum Einsatz. Die Daten für $l_{ce,opt}$ wurden aus Arnold et al. (2010) entnommen.

l_{SEE0} [m]*	$U_{SEE,q}$	$U_{SEE,l}$	F_{sum} [N]**	l_{start}	$F_{PEE,max}$
Je nach Muskel	0,1	0,04	Je nach Muskel	1	2

l_{ceopt} [m]	Width	F_{max} [N]	A_{rel}	B_{rel}	$F_{max,ex}$
Je nach Muskel	0, 65	= F_{sum}	0,1	1	1,8

Slopefactor	q_0	M_{act}	Beta ***	Dämpfung [Ns/m]
2	0,0001	80 (Zajac)	1	6
		50 (Hatze)		

5.3 Isometrische Versuche

Um eine richtige Parametrisierung der Muskulatur für die dynamischen Kontraktionen sicherzustellen, wurden die ebenfalls im Experiment durchgeführten isometrischen Maximalkraftversuche zur Einstellung der Muskelparameter verwendet. Eine Schwierigkeit war es, das EMG-Signal zu STIM zu verarbeiten, so dass es in der Simulation als Input verwendet werden konnte. Bereits in der Versuchsauswertung (siehe 3.1.4) wurde gezeigt, dass die EMG-Signale nicht ohne weitere Bearbeitung zu verwenden sind. In Abbildung 5.3 wird beispielhaft für GM gezeigt, wie der Input für die Simulation erzeugt wurde. Dabei wurde die Zeitachse des experimentell erhobenen Verlaufs entsprechend der Simulationszeit bezüglich des Inputs STIM verschoben. Da der experimentelle Verlauf der EMG-Werte bei einer Normierung mit dem MVC Werte von über 1 annimmt, wird das EMG-Signal ab einem Wert von 1 abgeschnitten und auf 1 gesetzt. Über den Verlauf der Kontraktion folgt STIM dem

erhobenen EMG-Signal, so dass hier der abgebildete Verlauf (schwarze gestrichelte Linie) entsteht.

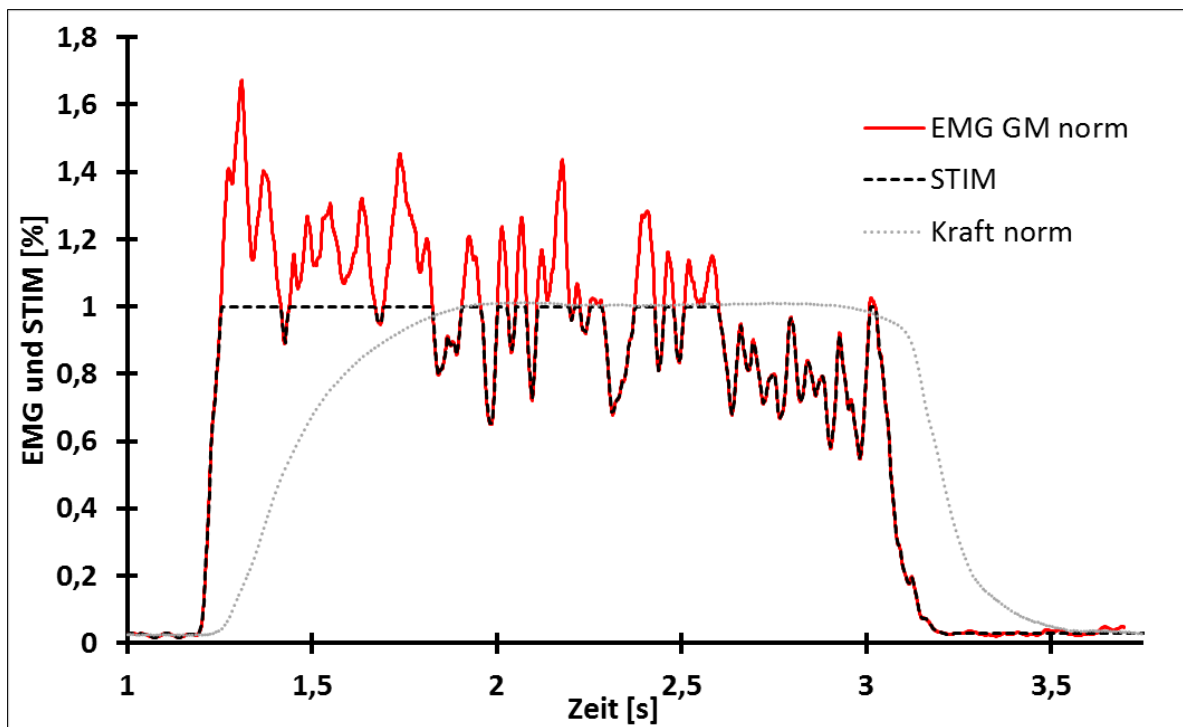


Abbildung 5.3: Vergleich normiertes EMG - Signal von GM (rot) und normierter Kraftverlauf (grau) aus dem Experiment (SG –Winkel 70°) sowie der daraus errechnete Input STIM (schwarz) der Simulation.

Der gezeigte berechnete Modellverlauf von STIM wurde für die gesamten erfassten Muskeln in gleicher Form und für jeden experimentell erfassten Gelenkwinkel durchgeführt.

5.3.1 Ergebnisse

Die Simulation des vorgestellten Modells mit der Aktivierungsfunktion nach Zajac oder Hatze, ergab für die isometrische Kontraktion bei 70°, 90° und 120° Sprunggelenkwinkel die in Abbildung 5.4 dargestellten Ergebnisse. Zu erkennen ist, dass der Kraftanstieg bei der Simulation zu früh erfolgt. Dies entsteht durch die nicht Berücksichtigung des elektromechanischen Delays. Zudem erreicht die Simulation bei 90° und 120° höhere Absolutwerte als die experimentellen Daten.

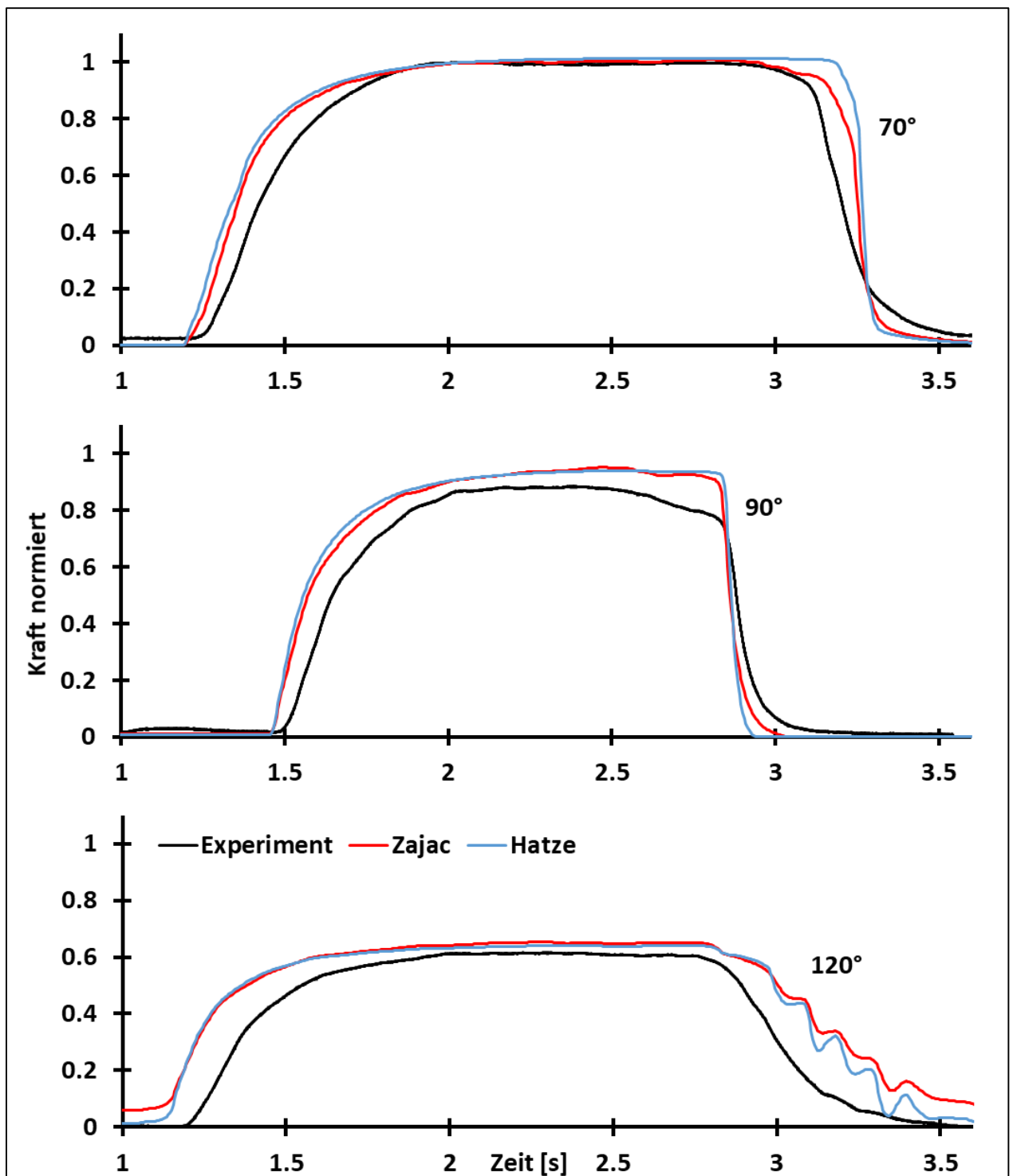


Abbildung 5.4 Vergleich der auf den maximal erreichten Kraftwert normierten Kraftverläufe im Experiment (schwarz) bezogen auf zwei Beine, sowie der Vergleich der Simulation für das linke Bein bei 70° (oben), 90° (mitte) und 120° (unten) mit der Aktivierungsfunktion nach Zajac (rot) oder nach Hatze (blau).

In Abbildung 5.5 ist die Kraftentwicklung des SOL bei 70° Sprunggelenkwinkel in der Simulation mit den beiden Aktivierungsfunktionen gegenübergestellt. Im unteren Bereich der Abbildung ist zu erkennen, dass das elektromechanische Delay in der Berechnung von q in den Aktivierungsfunktionen keine Rolle spielt und mit der Eingabe von STIM direkt q berechnet wird.

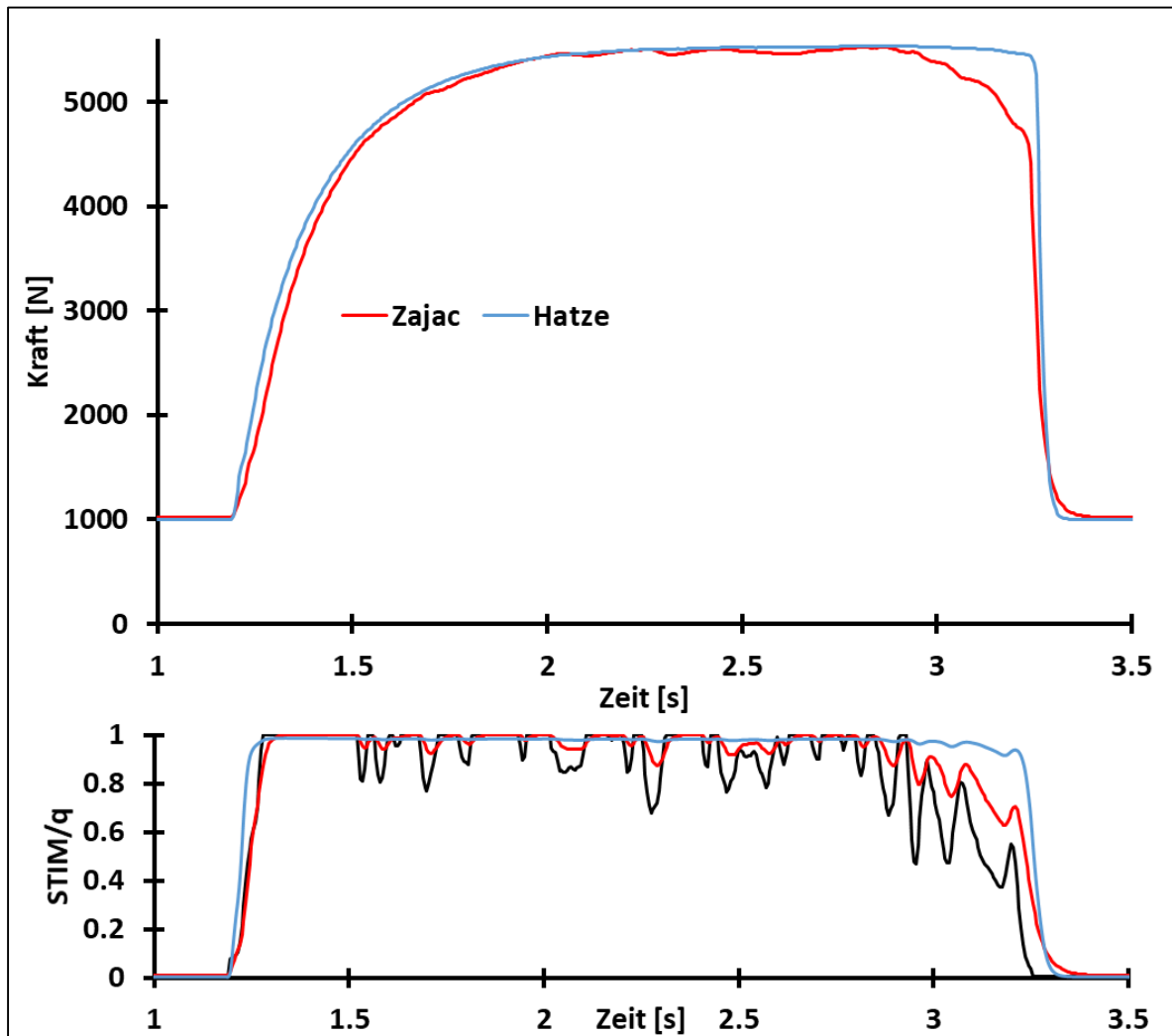


Abbildung 5.5: Kraftentwicklung des SOL bei einer isometrischen Maximalkontraktion mit einem Sprunggelenkwinkel von 70° (oben) mit den unterschiedlichen Aktivierungsdynamiken. Im unteren Teil der Abbildung sind die aus STIM (schwarz) berechneten Aktivierungsverläufe (q) von beiden Aktivierungsdynamiken dargestellt.

Der Einfluss der Muskellänge (durch unterschiedliche Sprunggelenkwinkel) auf die Kraftentwicklungsverläufe wird in Abbildung 5.6 abgebildet. In Abbildung 5.7 sind entsprechend die Längenverläufe des kontraktiven Elements normiert auf l_{ceopt} abgebildet. Somit ist zu erkennen, um wieviel Prozent das kontraktive Element gedehnt bzw. verkürzt ist.

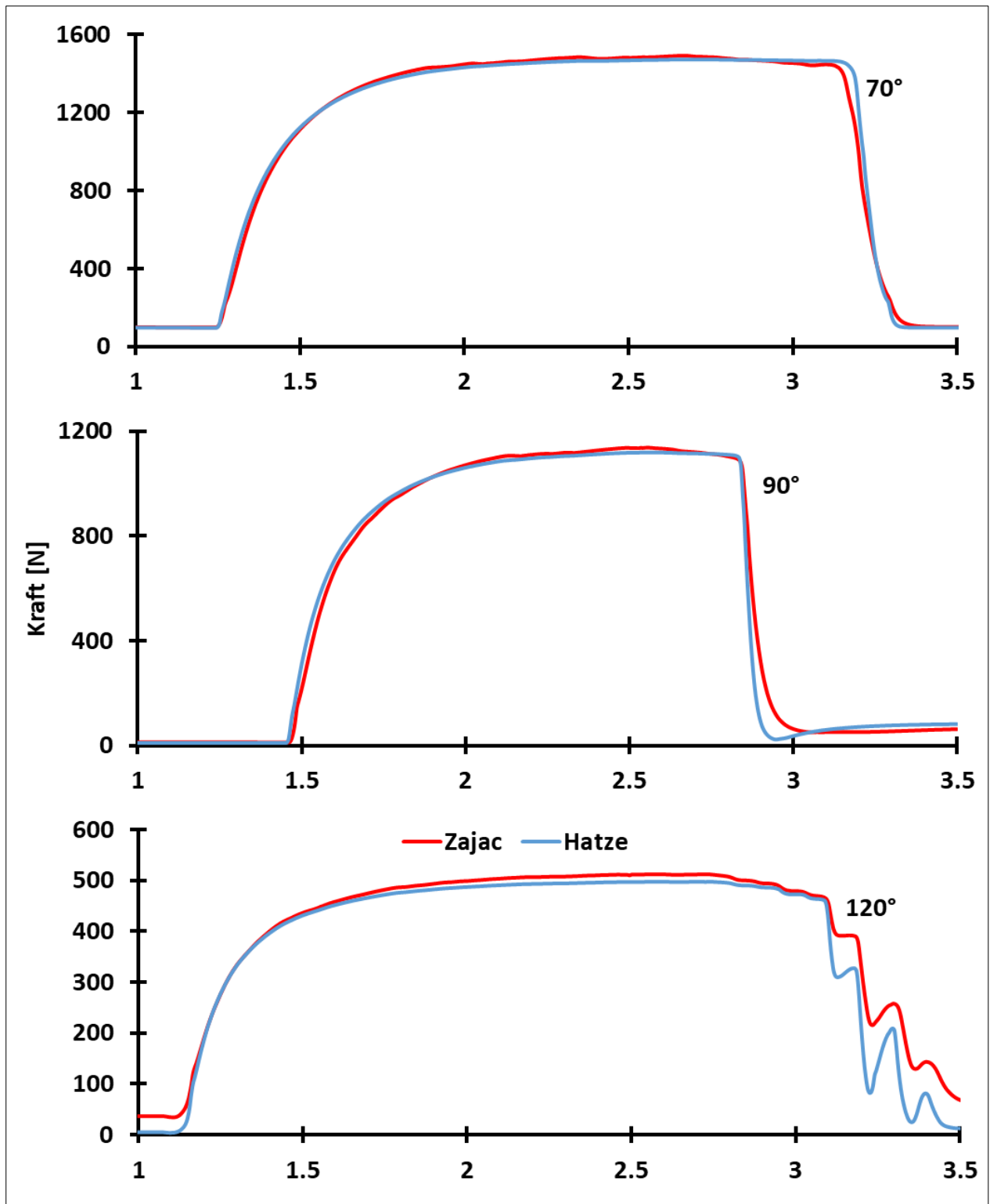


Abbildung 5.6: Kraftverlauf des GM bei unterschiedlichen Sprunggelenkwinkeln.

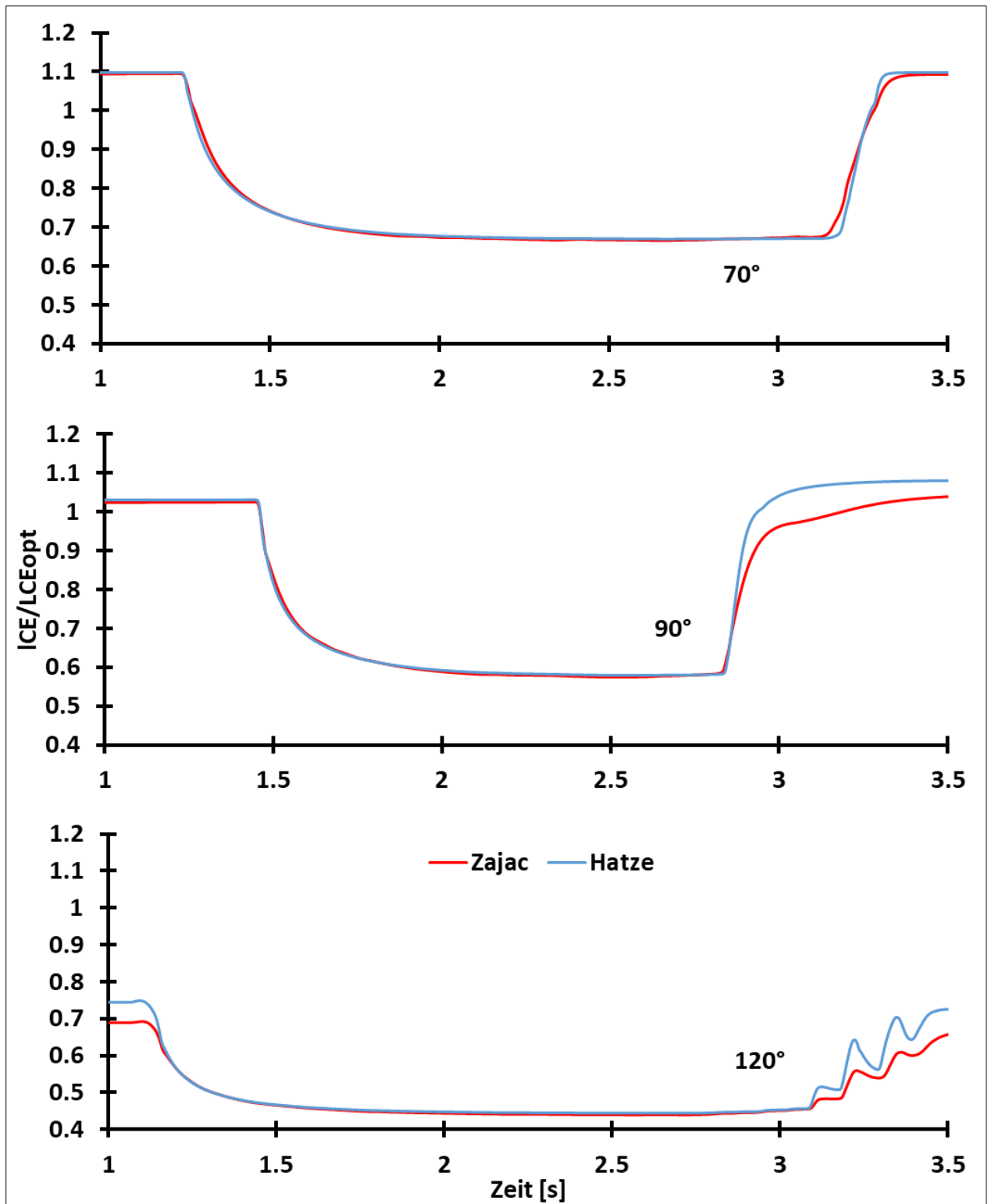


Abbildung 5.7: Längenverlauf des l_{CE} des GM bei unterschiedlichen Sprunggelenkwinkeln.

Aus Abbildung 5.7 ist zu erkennen, dass die größte Dehnung bei einem Sprunggelenkwinkel von 70° und keiner Aktivierung (1,1 fache des l_{ceopt}) auftritt, wohingegen die größte Verkürzung bei 120° und voller Aktivierung (0,436 fache des l_{ceopt}) festzustellen ist.

5.3.2 Diskussion

Ein großer Kritikpunkt, der auch bereits in den Ergebnissen angesprochen wurde, ist die Vernachlässigung des elektromechanischen Delays. Eine Auswertung der experimentellen Ergebnisse ergab für die modellierte Versuchsperson beim elektromechanischen Delay Werte von 0,03 s bis zu 0,048 s abhängig vom Sprunggelenkwinkel. Zur Bestimmung des elektromechanischen Delays wurde die Methodik von Smith et al. (2017) angewendet. Dabei werden drei Standardabweichungen des Signals ohne Aktivierung als Grundlage herangezogen um zu bestimmen, ab wann der Muskel aktiv ist. Gleiches gilt für die Kraft die an der Kraftmessplatte gemessen wurde. Da insgesamt drei Muskeln aktiv werden, aber nicht festzustellen ist welcher Muskel wann wieviel Kraft zur Gesamtbewegung beisteuert, wurde das elektromechanische Delay des Muskels, welcher als Erstes aktiviert wurde, als allgemein gültig für das bei dieser Kontraktion auftretende Delay angenommen. Um das elektromechanische Delay zu berücksichtigen, wurde das Kraftsignal der Simulation entsprechend des experimentell bestimmten Delays verschoben (s. Abbildung 5.8).

Es empfiehlt sich allerdings ein zeitlicher Eingriff bei der Eingabe des STIM-Signals zur Berechnung von q , um das elektromechanische Delay in zukünftigen EMG gesteuerten Simulationen zu berücksichtigen. Dabei sollte der errechnete Wert (q) zeitlich um das elektromechanische Delay zu STIM verschoben werden. In Abbildung 5.8 werden die Ergebnisse von Simulation und Experiment nach Berücksichtigung des elektromechanischen Delays nochmals verglichen. Zu erkennen ist hier eine bessere Übereinstimmung der Simulationsergebnisse und der experimentellen Daten bezüglich der Zeit.

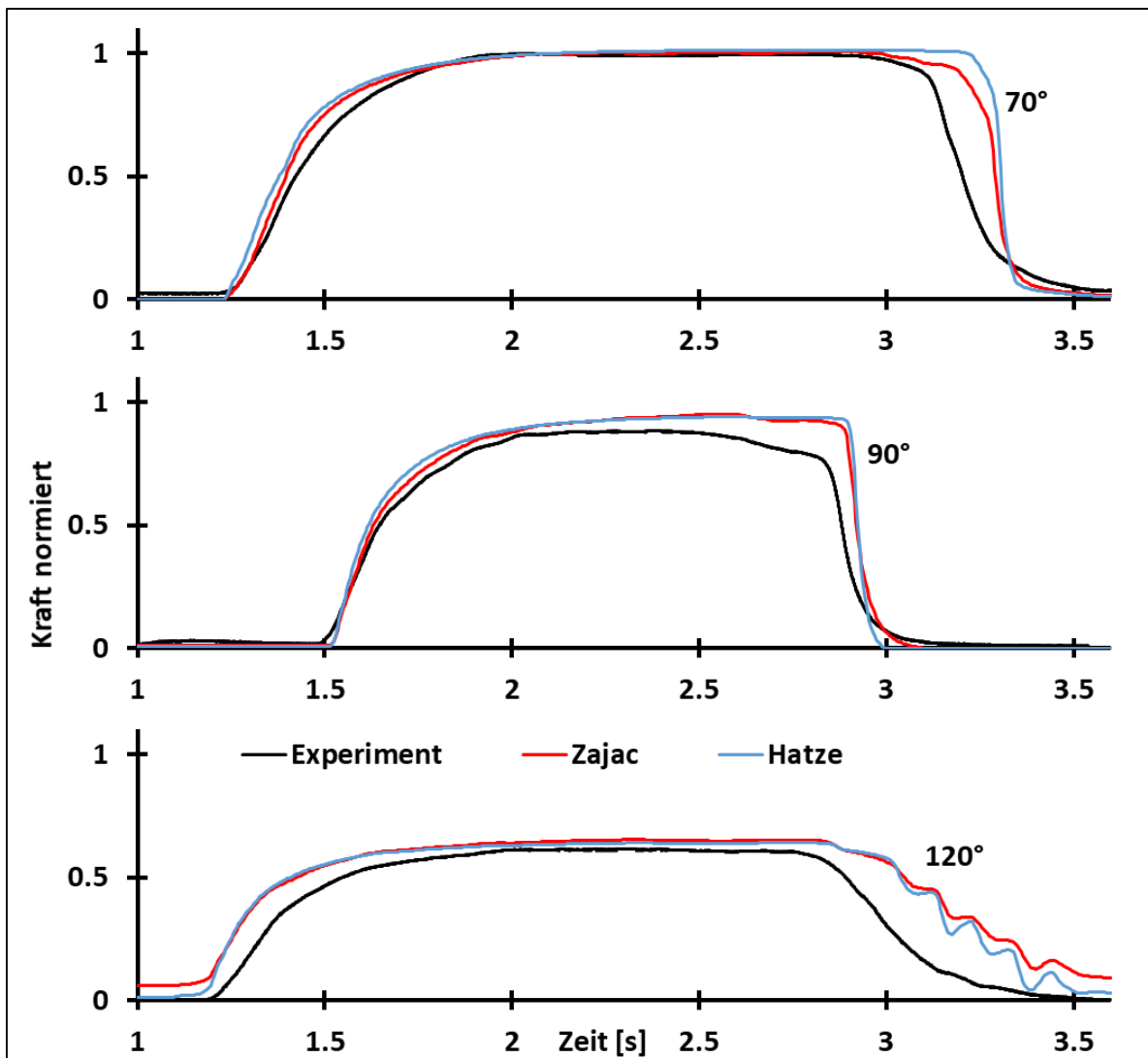


Abbildung 5.8: Vergleich Simulation und Experiment nach Berücksichtigung des elektromechanischen Delays in der Simulation. Oben 70°, Mitte 90° und unten 130°.

Ein großer Unterschied zwischen Experiment und Simulation ist vor allem in der Simulation von 120° zu erkennen, d.h. bei bereits verkürzter Muskulatur. Allerdings ergibt sich bei den gleichen Parametern (s. Tabelle 5.3) für die anderen Gelenkwinkel (70° und 90°) eine sehr gute Übereinstimmung mit dem experimentell gemessenen Verlauf. Dieses Phänomen ist bereits in Kapitel 4 bei der Validierung des Berechnungsmodells aufgetreten. Die Parameter der isolierten Muskulatur waren dort so gewählt, dass die verkürzten Bedingungen gut abgebildet werden konnten, die verlängerten hingegen nicht. Eine mögliche Lösung des Problems wurde von Günther et al. (2007) vorgestellt, indem zwei Parameter für Width verwendet wurden, was eine unabhängige Einstellung von verkürzter oder verlängerter Muskulatur ermöglichte. Diese Variante wird in dem zur Simulation herangezogenen Modell jedoch nicht berücksichtigt. Alle möglichen Parameterveränderungen (z.B. Steifigkeitsveränderung des SEE, Krafterhöhung,

Width Veränderung usw.) würden die Ergebnisse bei den anderen Gelenkwinkeln beeinflussen, so dass in dieser Arbeit die in Tabelle 5.3 dargestellten Parameter verwendet wurden. Um die im Experiment erfasste Kraft in der Simulation erreichen zu können, wurden die Maximalkraftwerte der Muskulatur (s. Tabelle 5.2), die als F_{sum} und F_{max} im Modell verwendet wurden, mit dem Faktor 1,56 multipliziert. Dieser Wert ist mit der Stichprobe zu begründen. Während in den von Ward et al. (2009) festgestellten Muskelparametern die Daten von alten Personen verwendet wurden, handelt es sich in der experimentell vermessenen Stichprobe um junge trainierte Personen vgl. Lexell (1995).

Eine große Anpassung der in der Literatur gefundenen Daten erfolgte bezüglich des Parameters M_{act} nach Hatze. In dieser Arbeit wird ein sehr viel höherer Parameter verwendet als von Hatze (1981) angegeben. Dies ist besonders der langsamen Reaktion bei Aktivierungsende mit dem ursprünglichen Wert (11,25 1/s) geschuldet (s. Kapitel 4).

Für die isometrischen Versuche sind die Kraft-Zeit-Verläufe von SOL oder GM in der Abbildung 5.5 oder in Abbildung 5.6 entsprechend des Inputs STIM dargestellt. Aus den Abbildungen wird deutlich, dass der Einfluss der Aktivierungsfunktionen bei isometrischen Funktionen besonders im Bereich des zeitlichen Timings zu verordnen ist. Besonders der anfänglich langsamere Abfall der Kraft bei der Simulation von Hatze (1981) erscheint hier erwähnenswert, zumal der Parameter für die Simulation hier deutlich höher gewählt wurde als in der Literatur angegeben. Der Parameter wurde in der angegebenen Höhe ($M_{\text{act}} = 50$) gewählt, damit der Bereich der Deaktivierung besser den Daten des Experiments entspricht. Eine weitere Erhöhung hätte aber Einfluss auf den Anstieg der Aktivierung (s. Abbildung 5.9).

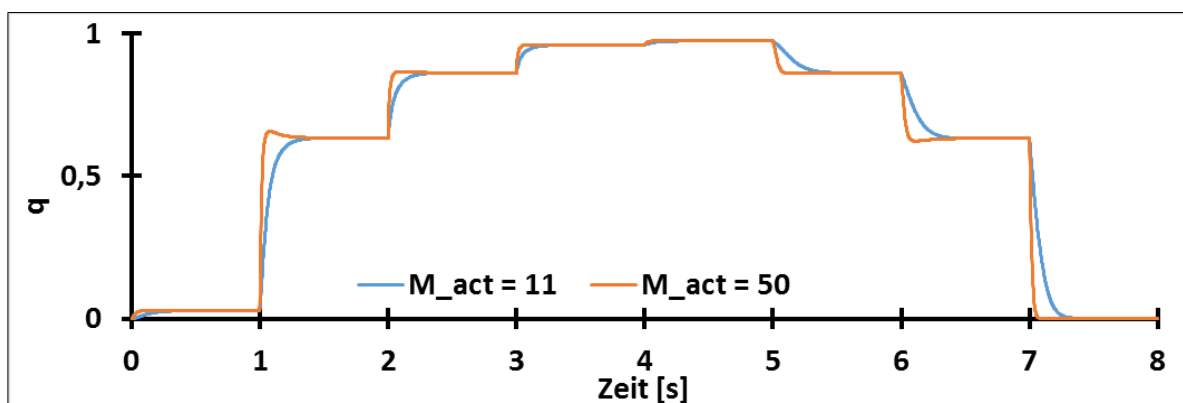


Abbildung 5.9: Einfluss des Parameters M_{act} auf die Berechnung der Aktivierung mit Hatze. Die blaue Wertereihe entspricht den Daten der Literatur, die orangene zeigt den Verlauf mit dem gewählten Wert von $M_{\text{act}} = 50$.

5.4 Dynamische Versuche

In der Literatur sind häufig lediglich isometrische Vergleiche und Validierungen bezüglich verschiedener Modelle zu finden. Dies liegt nach Herzog et al. (1998) daran, dass die modellierungstechnischen Zusammenhänge bei dynamischen Bewegungen häufig schwierig zu beschreiben sind. In diesem Abschnitt der Arbeit werden Methoden vorgestellt, die die Verwendung von experimentell erhobenen EMG-Signalen zur Simulation von dynamischen bzw. konzentrischen Kontraktionen ermöglichen sollen.

Ein Problem bei der Verwendung von EMG-Signalen in dynamischen Kontraktionen, ist die Normierung. Dabei wird in den meisten Arbeiten ein Modell gewählt, welches das EMG-Signal bezüglich eines isometrisch bestimmten Maximalwerts normiert. Diese, normalerweise übliche Normierung auf ein isometrisches Maximum, führte in dieser Arbeit wie bereits mit Abbildung 5.3 dargestellt zu dem Phänomen, dass Werte von über eins entstanden. Dieses Problem verdeutlicht sich bei der Betrachtung der Abbildung 5.10. Dabei wird das auf den isometrischen Maximalwert normierte EMG-Signal des GL bei konzentrischer Kontraktion mit unterschiedlichen Lasten dargestellt. Es ist zu erkennen, dass Werte bis zum 2,3-fachen des MVCs erreicht werden. Die Aktivierungsfunktionen sind für solche Bereiche nicht vorgesehen (max. Inputwert = 1), weshalb eine andere Regelung für die Normierung zu verwenden ist.

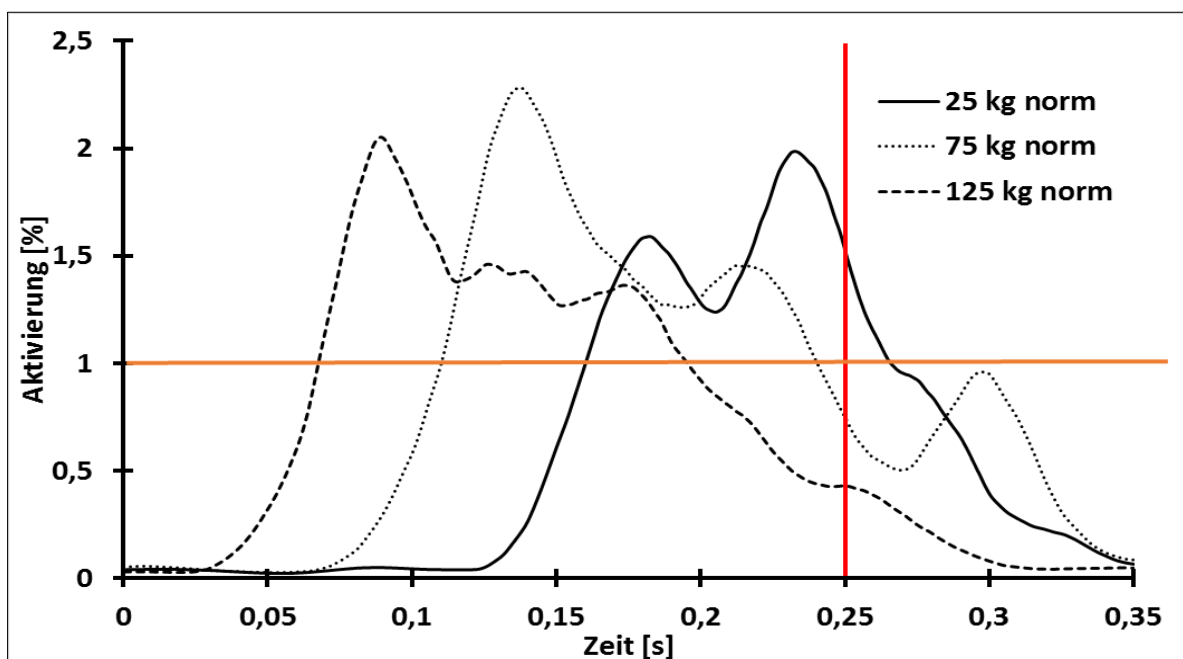


Abbildung 5.10: Auf isometrischen MVC normierte, Aktivierungsverläufe (EMG-Signal) des GL bei drei verschiedenen Lasten (25 kg, 75 kg und 125 kg). Die Verläufe wurden zeitlich auf die gemessene Maximalkraft bei 0,25 s gleichgesetzt (s. rote Linie). Die orange Linie verdeutlicht den isometrischen Normierungswert von eins, der gleichzeitig der höchst mögliche Input/Output der Aktivierungsfunktionen ist.

In der für diese Arbeit gesichteten Literatur konnte keine Regelung gefunden werden, welche anwendbar gewesen wäre, weswegen im Folgenden zwei verschiedene Normierungsmethoden erarbeitet werden. Es kommen zwei mögliche Methoden zur Normierung des EMG-Signals in Betracht. Zum einen kann das isometrisch festgestellte Maximum als Normierungsbasis dienen, d.h. alle Werte die über 1 liegen werden abgeschnitten wie bei der Simulation der isometrischen Kontraktionen, oder für jede Kontraktionsform wird ein eigenes Maximum bestimmt, sofern sie wie im experimentellen Fall dieser Arbeit mit maximaler Geschwindigkeit und Kraft durchgeführt wurden. Ein Abschneiden der Werte über eins, wie bei den isometrischen Kontraktionen, erscheint bei genauerer Betrachtung der Daten möglicherweise eine zu starke Vereinfachung und damit Verfälschung des eigentlichen Kontraktionsverlaufs zu sein, da vor allem die zunehmende Intensität der Kontraktion bezogen auf die Zeit hierbei nicht berücksichtigt wird. Ein Vorteil dieser Normierungsform ist allerdings eine gute Bestimmbarkeit des MVCs unter isometrischen Bedingungen und somit eine gute Reliabilität der Versuche. Die andere Möglichkeit, welche die oben beschriebenen Probleme berücksichtigt, wäre die versuchs- und damit lastenabhängige Normierung auf den maximal gemessenen Aktivierungswert. Hof et al. (1983) verwendeten ein dynamisch festgestelltes EMG-Maximum um den Gainfaktor ihres Modells zu bestimmen. Herzog et al. (1998) entwickelten ein Modell das rein auf der Grundlage des EMG-Signals die Kräfte der Muskulatur errechnen konnte. Clancy et al. (2001) beschreiben eine ähnliche Problematik von EMG-Signalen bei dynamischen Kontraktionen wie sie in dieser Arbeit beschrieben sind. Ein Problem bei dieser Art der Normierung ist allerdings die stochastische Natur des EMG-Signals, das bei ähnlicher Kontraktionsform unterschiedlich hoch ausfällt (s. Abbildung 5.11). Eine Normierung entsprechend des höchsten gemessenen Wertes bezüglich einer Kontraktionsform könnte dazu führen, dass bei einer Kontraktion trotz ähnlicher Kraftentwicklung eine geringere muskuläre Aktivierung angenommen wird. Diese Art der Normierung ermöglicht eine gute Anpassbarkeit der Kontraktion auf den experimentell festgestellten Verlauf, da zwei Kontraktionen niemals identisch sind. Beide Möglichkeiten haben ihre Vor- und Nachteile, welche besser geeignet ist, wird in der Simulation getestet. Die beiden Normierungsformen werden in der Folge als MVCiso und als MVCdyn bezeichnet.

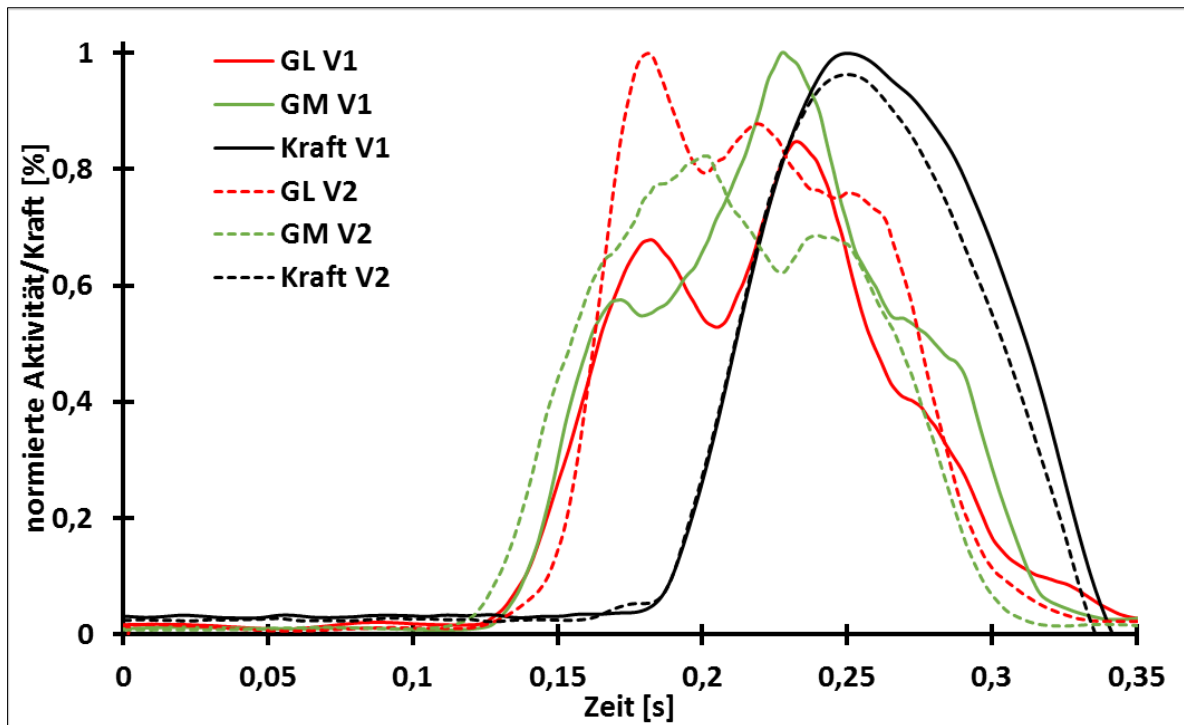


Abbildung 5.11: EMG- (GL & GM) und Kraftverläufe von zwei unterschiedlichen Versuchen bei gleicher Last (25 kg). Die Kraft und die Aktivierung sind auf den maximal gemessenen Wert der beiden Versuche normiert.

Ein erstes Simulationsmodell hatte Schwierigkeiten die gleiche Kraft auf der Kraftmessplatte zu erzeugen, wie die experimentellen Messungen ergaben. Die Auswertung der Kamerabilder ergab, dass über die gesamte Fußspitze bei den dynamischen Versuchen Kraft auf den Schlitten übertragen wurde. Infolgedessen wurde das Modell bzw. der Kontaktpunkt (zwischen Fuß und Kraftmessplattenschlitten) entsprechend angepasst. Der Kontaktpunkt wurde im Vergleich zu den isometrischen Versuchen um 3,2 cm in Richtung Fußspitze verschoben.

5.4.1 Ergebnisse

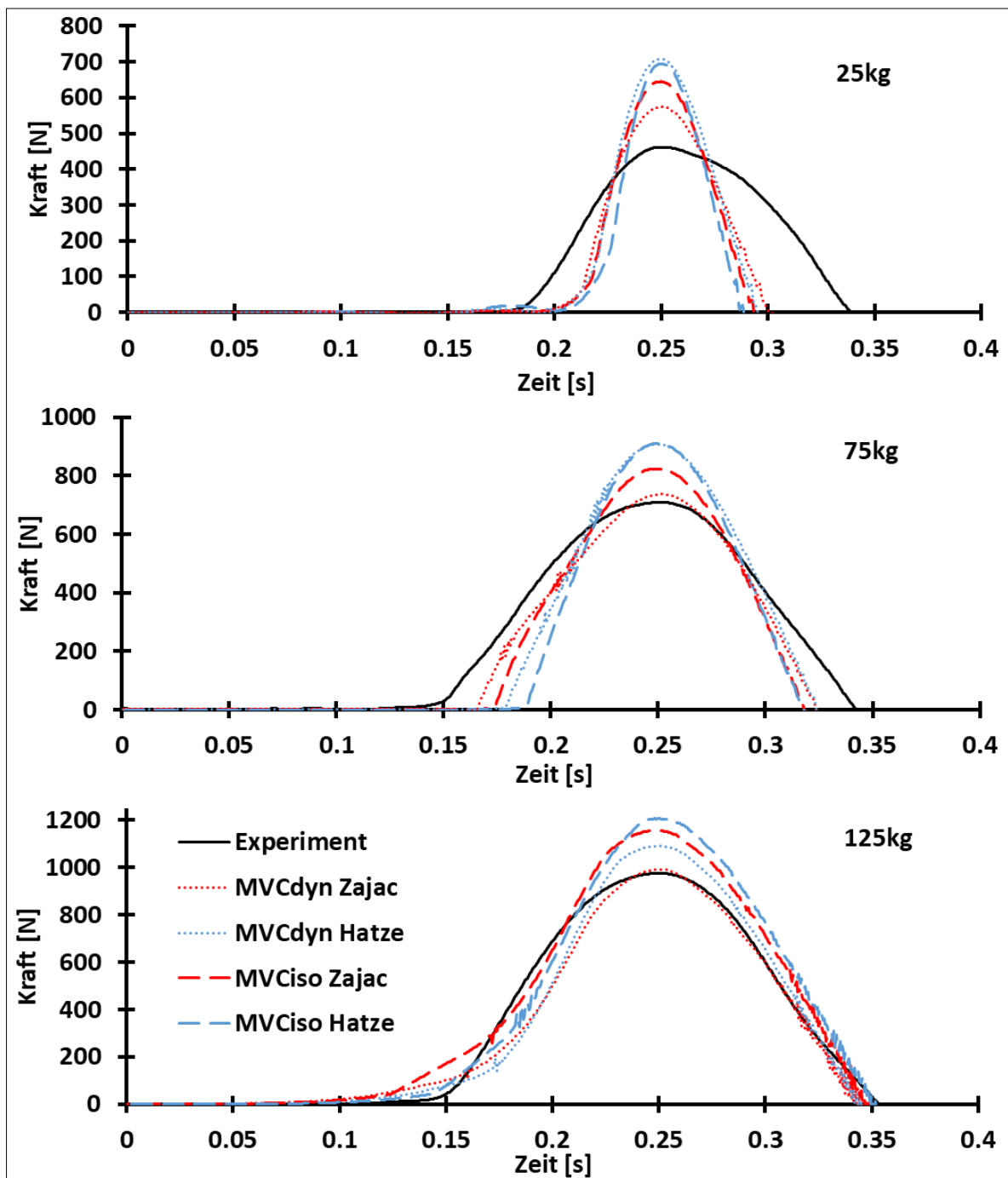


Abbildung 5.12: Vergleich der Fz-Kraft-Verläufe der dynamischen Versuche von Experiment und Simulation mit Aktivierungsfunktion nach Hatze oder Zajac. Bei drei verschiedenen Schlittenlasten (oben 25 kg, Mitte 75 kg, unten 125 kg). Der zeitliche Verlauf ist so verschoben, dass das Kraftmaximum jeweils bei 0,25 s erreicht wird.

In Abbildung 5.12 sind die Ergebnisse der Simulation und die des Experiments für die drei verschiedenen Lasten aufgezeichnet. Dabei wurde die Aktivierungsdynamik nach Zajac (rot) und Hatze (blau) zur Berechnung der Simulation verwendet. Zusätzlich werden die Ergebnisse

der beiden unterschiedlichen Normierungsvarianten (MVCdyn und MVCiso) dargestellt. Um eine bessere Vergleichbarkeit der beiden Aktivierungsfunktionen bezüglich der Kraft zu gewährleisten, wurden die Ergebnisse in Bezug auf das Kraftmaximum zeitlich gleichgesetzt. Des Weiteren wurde die notwendige Kraft um den Schlitten in Ruhe zu halten abgezogen, so dass zu Beginn (ohne konzentrische Kontraktion) keine Kraft auftrat (sowohl im Experiment als auch in der Simulation). Der Einfluss der Aktivierungsfunktion auf den zeitlichen Verlauf einer Kontraktion wird beispielhaft in Abbildung 5.13 für eine Kontraktion dargestellt. Dabei wird der Kraftverlauf entsprechend des EMG-Signals und des daraus resultierenden STIM-Signals zeitlich synchronisiert. Der Output von q erfolgt anhand des aus den experimentellen Daten berechneten elektromechanischen Delays (entsprechend Smith et al. (2017)) um 0,0795s verzögert.

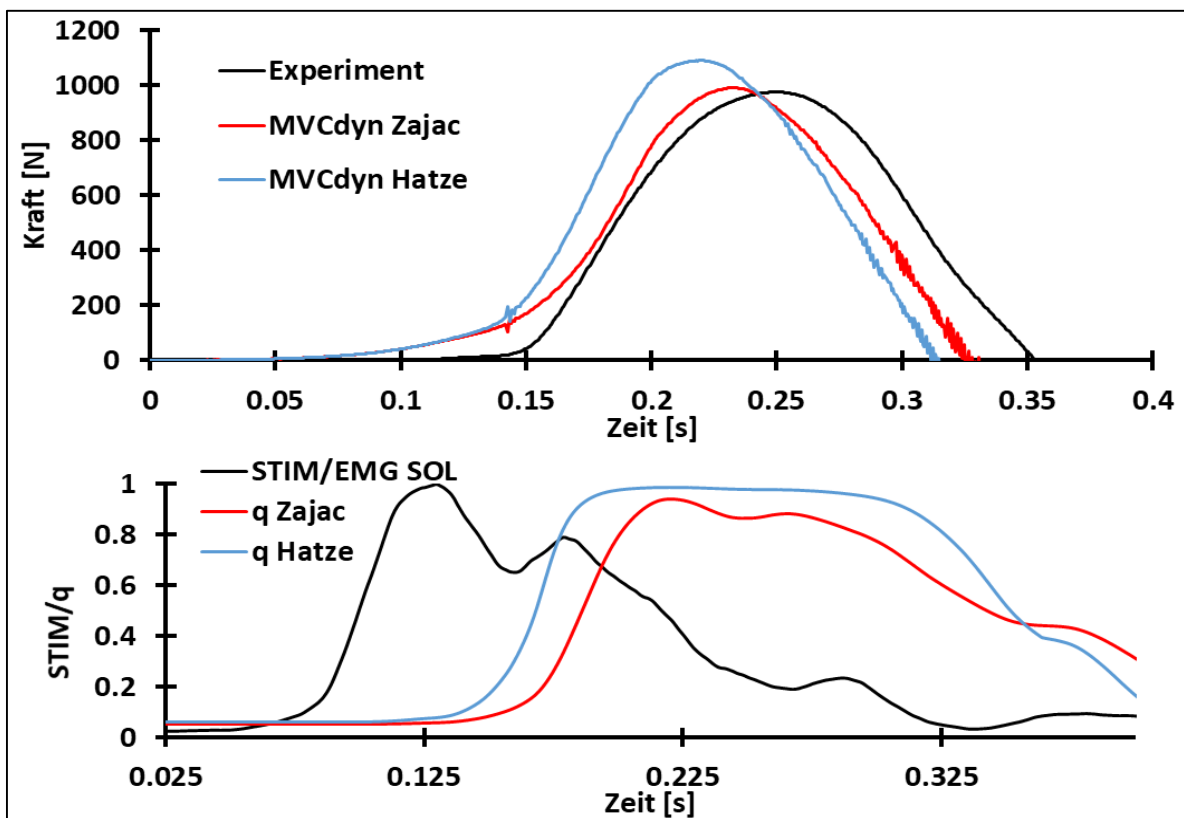


Abbildung 5.13: Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf das Simulationsergebnis. Im oberen Teil der Abbildung sind die Kräfte mit den unterschiedlichen Aktivierungsfunktionen abgebildet (125kg), im unteren Teil ist der unmittelbare Einfluss der Aktivierungsfunktion auf die Entwicklung von q abgebildet.

Ein Vorteil der Simulation ist die Möglichkeit feststellen zu können wieviel Kraft die einzelne Muskulatur zur Gesamtbewegung beisteuert (s. Abbildung 5.15 für SOL). Zudem sind Parameter

wie die Muskelfaserlänge oder die Kontraktionsgeschwindigkeit aus der Simulation ableitbar (s. Abbildung 5.14).

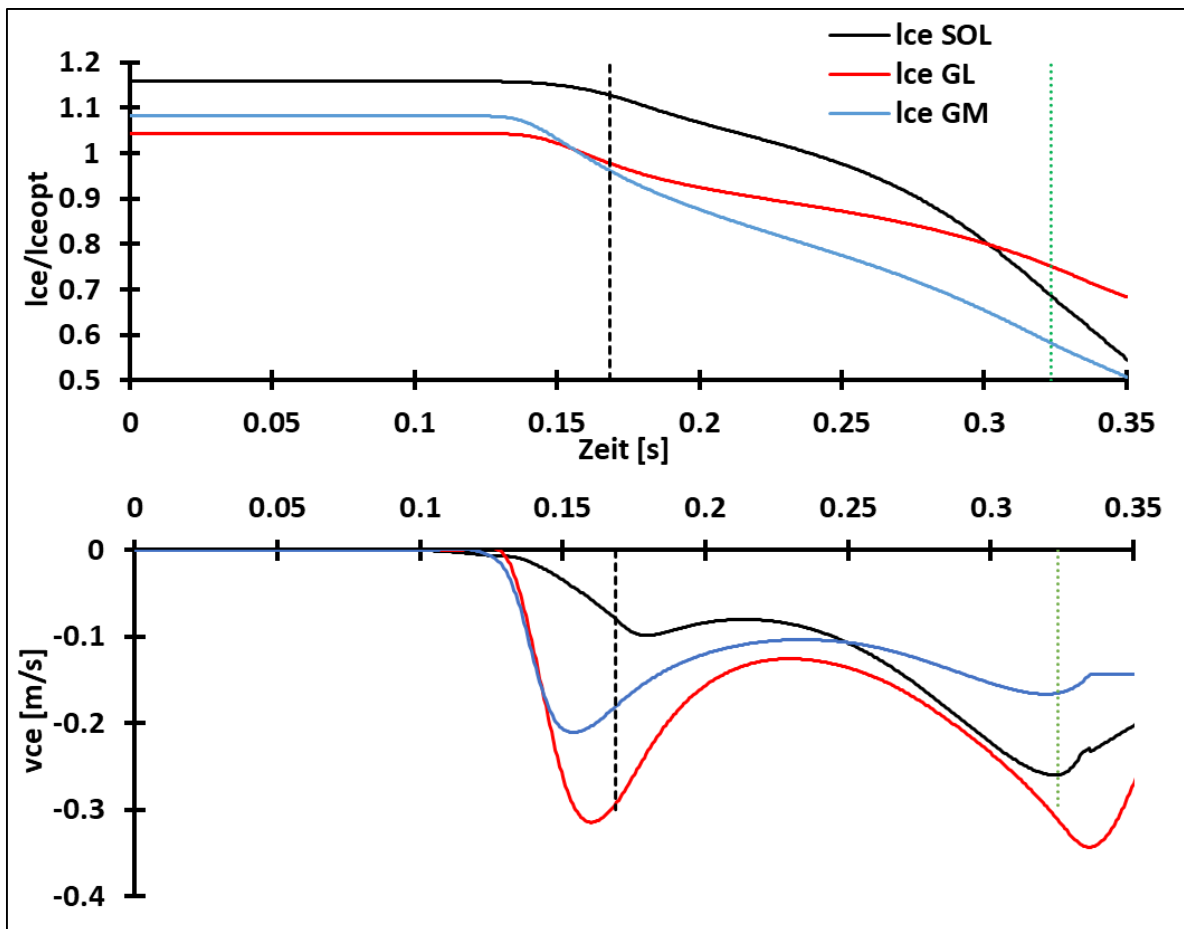


Abbildung 5.14: Länge des ICE (dynamischer Versuch mit: 125 kg, Hatze und MVCdyn) für SOL, GL und GM normiert auf die Länge des l_{iceopt} (oben). Kontraktionsgeschwindigkeit des entsprechenden CE (unten). Die schwarze gestrichelte Linie stellt den Zeitpunkt dar, an dem sich die Schlittenposition um einen cm verändert hat. Die grüne gepunktete Linie stellt den Zeitpunkt dar, ab dem kein Kontakt mehr zwischen Fuß und Schlitten besteht.

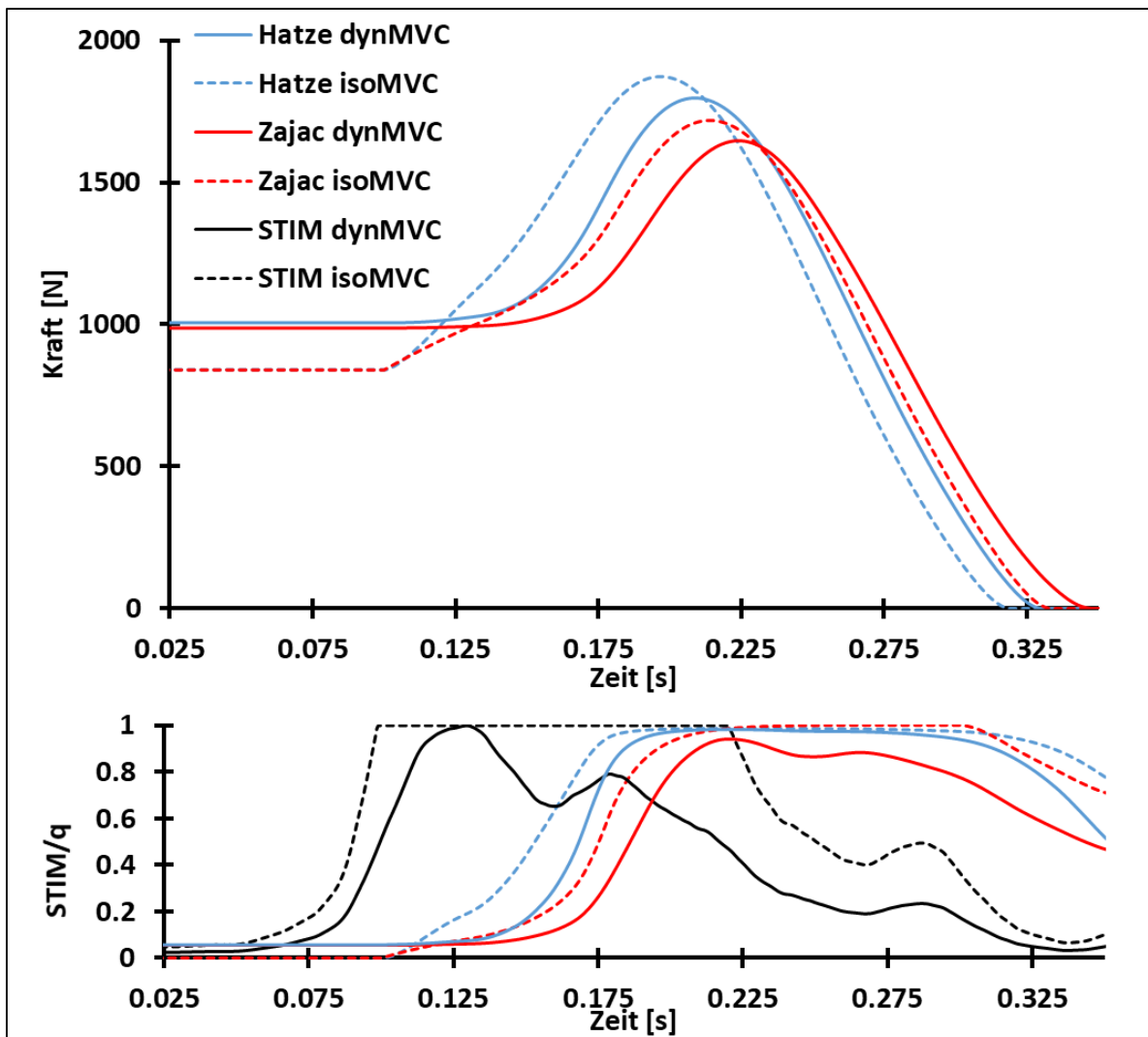


Abbildung 5.15: Kraftentwicklung des SOL bei einer Schlittenlast von 125 kg bei verschiedenen Aktivierungsfunktionen (blau = Hatze, rot = Zajac) mit MVCdyn (durchgezogen) und MVCiso (gestrichelt). Im unteren Teil der Abbildung ist der Input STIM (schwarz) und die daraus berechnete Muskelaktivierung q für Hatze (blau) und Zajac (rot) aufgezeichnet.

Die zu Beginn hohe Kraft des SOL lässt sich durch die passive Dehnung (durch das Gewicht des Schlittens und die aktiven Dorsalextensoren TA und EDL) des Muskels (PEE) erklären. Im unteren Teil der Abbildung 5.15 wird zudem der Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf die Berechnung von q und damit auf die Berechnung der Kraft der Muskulatur beispielhaft für einen Muskel und eine Schlittenlast (125 kg) dargestellt.

5.4.2 Diskussion

Aus den Ergebnissen lässt sich schließen, dass die Simulation in allen Fällen mit den Ergebnissen des Experiments vergleichbar ist. Dies spricht für ein valides Modell. Allerdings

gibt es Abweichungen zwischen Simulation und Experiment sowie zwischen den unterschiedlichen Aktivierungsfunktionen die im Folgenden erklärt bzw. diskutiert werden.

5.4.2.1 Geometrische und dynamische Einflussfaktoren

Ein wichtiger Punkt für die erfolgreiche Simulation war bei diesem Modell eine möglichst realgetreue Nachbildung der Geometrie des Skeletts. Bereits kleine Abweichungen wie z.B. die Lage des Kontakts zwischen Fuß und Schlitten, bei dynamischen und isometrischem Kontraktionsformen haben einen hohen Einfluss auf die Ergebnisse der Simulation. Durch eine mehrfache Kontrolle der Videos aus dem Experiment sowie eine genaue Auswertung, konnte eine genaue Modellierung sichergestellt werden. Die Simulation bildet die Kraftverläufe des Experiments gut ab, teilweise sind aber Unterschiede (bes. bei 25 kg Schlittenlast) zwischen Experiment und Simulation zu erkennen. Der Unterschied bei 25 kg dürfte besonders an der Kniestreckung im Experiment liegen, die dem Probanden eine längere Kraftentwicklung ermöglicht. Die Videoauswertung der experimentalen Versuche ergab eine Kniewinkeländerung von ca. 15° bei den dynamischen Versuchen, so dass die experimentell festgestellte Kraft des Probanden in diesem Fall nicht nur rein auf der Plantarflexion beruht. Diese Bewegung kann in der Simulation nicht berücksichtigt werden, da sich die zeitliche Synchronisation zwischen Kniestreckung und Muskelaktivierung der Plantarflexoren, als schwer umsetzbar erwies. Dieses Phänomen erklärt auch die längere Kraftwirkzeit bei den Versuchen mit 75 kg und 125 kg im Experiment. Zusätzlich hat die im Modell nicht modellierte Muskulatur des Unterschenkels ebenfalls einen gewissen Einfluss auf die Ergebnisse der Simulation.

Ein großer Einflussfaktor ist auch bei den dynamischen Kontraktionen das elektromechanische Delay, welches das zeitliche Timing der Kontraktion steuert. In diesem Fall lässt sich aus den experimentellen Daten das elektromechanische Delay relativ leicht ableiten, für die Simulation komplexerer Bewegungen erweist sich dies jedoch als Problem.

Ein weiterer Diskussionspunkt sind die unerwarteten zweifach auftretenden lokalen Maxima der Kontraktionsgeschwindigkeitskurve in Abbildung 5.14. Eine mögliche Erklärung aus den Daten der Simulation ist die zu Beginn vorgespannte Sehne, die den Muskel erstmal stark beschleunigt und so eine schnelle Kontraktionsgeschwindigkeit ermöglicht. Das Abflachen der Geschwindigkeitskurve geht mit der höheren aktiven Kraftentwicklung der Muskulatur einher, sobald der Muskel nicht mehr vorgespannt ist und die passiven Strukturen keine

Energie mehr zur Kontraktion beisteuern und entspricht so der Kraft-Geschwindigkeits-Kennlinie.

5.4.2.2 Einfluss der Aktivierungsfunktionen

Aus den Daten der Abbildung 5.12 wird deutlich, dass in nahezu allen Fällen mit der Aktivierungsdynamik nach Zajac (außer 25 kg), eine geringere Kraftspitze im zeitlichen Verlauf der Kontraktion auf den Schlitten übertragen wird, als das mit der Gleichung von Hatze der Fall ist. Ebenso geht aus den Daten hervor, dass die Art der Aktivierungsdynamik einen großen Einfluss auf das Simulationsergebnis hat, der bei gleichem Input teilweise sogar größer ist, als die Wahl des Normierungsfaktors (75 kg Versuche). Besonders deutlich zeigt sich dieser Unterschied beim 75 kg Versuch. Während bei der Aktivierung nach Hatze die Wahl der Normierungsmethode nahezu keinen Einfluss zeigt (MVCdyn und MVCiso erreichen Maximalkraftwerte von ca. 906 N), schwanken die Ergebnisse von Zajac stark in Abhängigkeit von der gewählten Normierungsmethode (MVCdyn = 770 N und MVCiso = 820N).

Wie groß der Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf die Kraftentwicklung der Muskulatur ist, wird noch deutlicher, wenn die Möglichkeiten der Simulation genutzt werden und die Kraftentwicklung der einzelnen Muskeln verglichen werden (s. Abbildung 5.15). Der Zeitpunkt der Kraftentwicklung unterscheidet sich bei gleichem STIM-Input zwischen Hatze und Zajac um 0,0215s (Erreichen des Kraftmaximums). Dies liegt aber insbesondere an der Berechnung von q aus STIM, da hier trotz gleichem Input der Anstieg der Aktivierung bei Hatze um 0,025 s früher die 90% Aktivierung erreicht als mit Zajac. Insgesamt fällt dabei auf, dass sich der Verlauf von q zwischen Hatze und Zajac deutlich unterscheidet. Die Aktivität q , welche mit der Funktion von Zajac berechnet wurde, verläuft wesentlich näher am Input-Signal, als wenn q nach Hatze berechnet wurde. Dies liegt am Einfluss der Muskellänge bezüglich der Aktivierung bei Hatze, sowie der einparametrischen Einstellung des Anstiegs bzw. Abfalls der Aktivierung über M_{act} . Der Einfluss von M_{act} auf die Simulation wurde anhand der isometrischen Versuche gezeigt (s. Abbildung 5.9), bei denen die Deaktivierung eine wesentliche Rolle spielt. Dabei wurde ebenfalls der Parameter für M_{act} festgelegt. Bei der Simulation einer konzentrischen maximal schnellen Bewegung spielt die Deaktivierung der Muskulatur keine beträchtliche Rolle, allerdings wurden die Parameter für die Simulation durch die isometrischen Versuche festgelegt und sollten somit auch für die dynamischen Kontraktionsformen gelten. In Abbildung 5.16 ist der Einfluss von M_{act} auf die Kraftentwicklung des SOL bei einer konzentrischen Plantarflexion dargestellt. Die Abbildung zeigt deutlich, dass eine Anpassung des Parameters

M_{act} für die Simulation einer konzentrischen Kontraktion sinnvoll ist und die Ergebnisse von Zajac und Hatze sich mit der Verwendung des von Hatze vorgegebenen Parameters annähern.

Das beschriebene Timing Problem bei den Simulationsergebnissen mit Hatze, lässt sich somit auf den sehr hoch gewählten Parameter M_{act} zurückführen, der allerdings für die Simulation der isometrischen Versuche auf Grund der Deaktivierung der Muskulatur in dieser Form gewählt wurde.

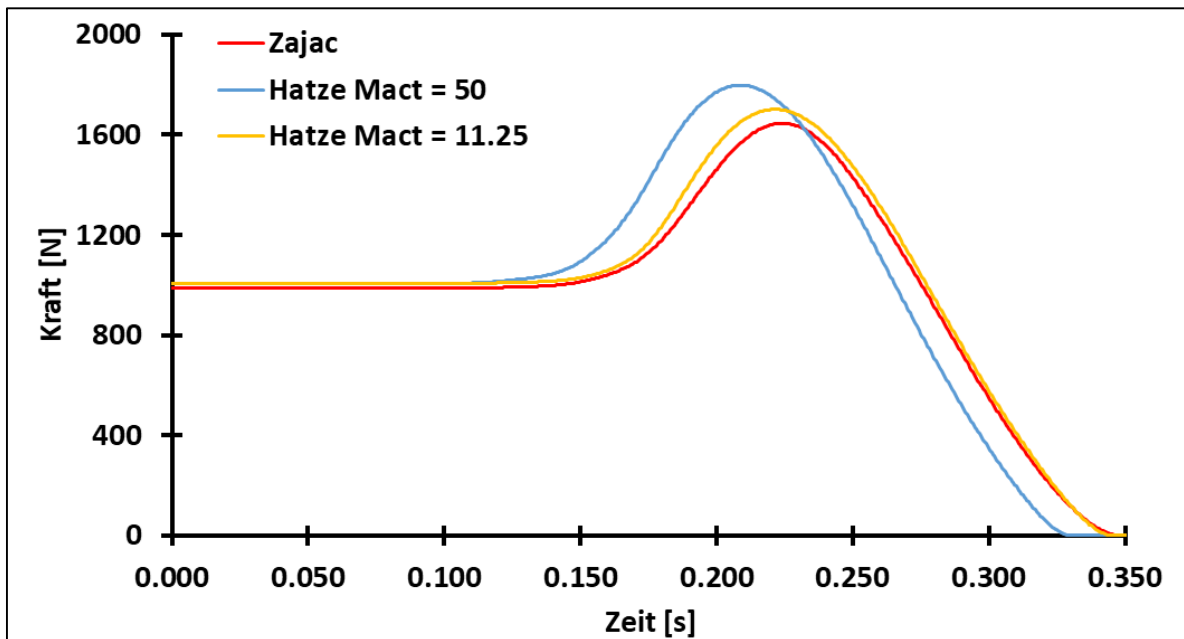


Abbildung 5.16: Einfluss von M_{act} auf die Kraftentwicklung des SOL bei einer konzentrischen Kontraktion (Last = 125 kg).

Der zeitliche Versatz, der durch einen für die Deaktivierung notwendigen erhöhten Wert für M_{act} auftritt, ist bei einer Simulation mit der Aktivierungsfunktion von Hatze ein Problem für komplexere Bewegungen wie z.B. das Radfahren, bei denen die zeitliche Koordination der Muskulatur für eine erfolgreiche Bewegungsausführung entscheidend ist. Benutzt man den von Hatze vorgeschlagenen Wert für M_{act} (11,25) verringert sich der Unterschied zwischen den Ergebnissen der Simulation mit den beiden Aktivierungsfunktionen einer konzentrischen Plantarflexion (s. Abbildung 5.17).

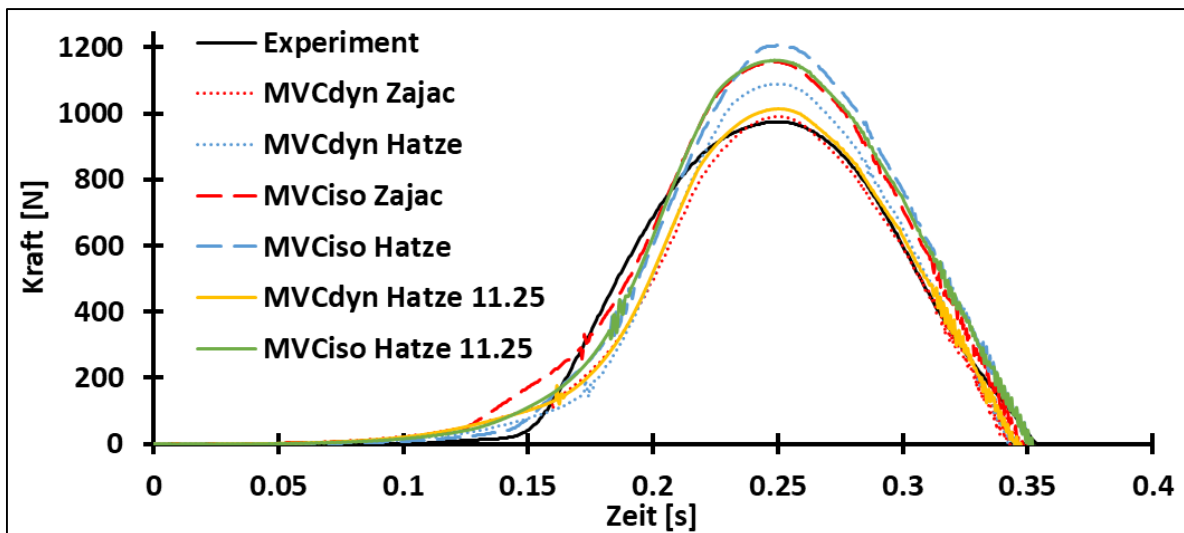


Abbildung 5.17: Vergleich der Simulationsergebnisse der dynamischen Plantarflexion (125 kg) mit den Daten des Experiments. Alle Kurven (blau = Hatze ($M_{act} = 50$) gelb&grün = Hatze ($M_{act} = 11,25$) rot = (Zajac)) wurden zeitlich so verschoben, dass F_{max} bei 0,25s erreicht wird.

Bei den anderen Lasten führt die Veränderung von M_{act} zu einem ähnlichen Bild. Bei 75 kg und 25 kg Schlittenlast befinden sich die Kraft-Zeit-Verläufe (mit $M_{act} = 11,25$) für beide Normierungsfunktionen unterhalb der Aktivierung mit Zajac und MVCiso.

5.4.2.3 Einfluss der Normierung

Vergleicht man die Ergebnisse der Eingangs vorgestellten unterschiedlichen Normierungsoptionen (MVC_{dyn} oder MVCiso) für das als STIM verwendete EMG-Signal, so ergeben die Daten abhängig von der Schlittenlast unterschiedliche Aussagen. Bei geringer Last (25 kg) und damit hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten werden mit MVC_{dyn} realistischere Ergebnisse erzielt, zumindest für den Wert der maximal erreichten Kraft. Bezüglich des Kraft-Zeit-Verlaufs, spielt auch die Wahl der Aktivierungsfunktion (Hatze oder Zajac) in diesem Fall keine bedeutende Rolle.

Bei einer Last von 75 kg hingegen wird das Ergebnis mit der besten Übereinstimmung des Kraft-Zeit-Verlaufs mit der Normierungsform MVCiso und der Aktivierungsdynamik von Zajac erzielt. Auffallend ist für die 75 kg-Versuche der große Unterschied zwischen den Kraft-Zeit-Verläufen bei unterschiedlichen Normierungsformen bei Zajac, während bei der Verwendung der Aktivierungsfunktion von Hatze die Normierungsform kaum Unterschiede verursacht.

Den Verlauf mit der größten Übereinstimmung bezüglich des Experiments weist bei 125 kg ebenfalls die Verwendung von MVCdyn und der Aktivierungsfunktion Zajac auf. Der durch die beiden Normierungsmöglichkeiten hervorgerufene Unterschied ist für beide Aktivierungsdynamiken ähnlich. Passt man M_{act} an und verwendet den von Hatze vorgeschlagenen Wert ($M_{act} = 11.25$), so stimmen die Verläufe von MVCiso für beide Aktivierungsfunktionen fast überein.

Insgesamt fällt es auf Grund der Datenlage schwer, eine klare Aussage bezüglich der Normierung des EMG-Signals zu treffen. Bei geringen Lasten und damit höheren Geschwindigkeiten, scheint die Verwendung von MVCdyn die besseren Ergebnisse zu liefern, bei höheren Lasten sind die Ergebnisse mit MVCiso die, die den experimentellen erfassten Werten besser entsprechen. Auffällig ist, dass mit MVCdyn die erzielte Maximalkraft geringer ausfällt, als das mit MVCiso der Fall ist, was vermutlich an der längeren vollen Aktivierung ($M_{act} = 1$) liegt.

6. Radfahrermodell

Die Simulation des Radfahrer-Modells, wurde mit dem gleichen Beinmodell durchgeführt, wie die Simulation der Plantarflexion. Auf die Besonderheiten und Unterschiede des Modells wird in Abschnitt 6.1 eingegangen. Auf Grund der Komplexität des Modells wird in diesem Abschnitt auf einen Vergleich der Aktivierungsfunktionen verzichtet. Aus den bereits genannten Gründen ist eine Verwendung der Aktivierungsfunktion von Hatze (1981) in diesem Abschnitt nicht möglich, es wird also die Aktivierungsfunktion von Zajac zur Berechnung verwendet. Mit diesem Kapitel soll gezeigt werden, wo die Grenzen der Muskelsteuerung mit experimentell bestimmten EMG-Signalen und der in dieser Arbeit verwendeten Modellierung liegen.

6.1 Modellvorstellung

Wie bereits beschrieben, wurde das Modell der Simulation der Plantarflexion verwendet, dabei wurden folgende Änderungen am Modell vorgenommen. Zunächst wurde ein Kontaktpunkt zwischen Fuß und Pedal definiert. Es wurden die Muskeln m. gluteus medius (GMED), GMAX, SEMIT, m. semimembranosus (SEMIM), BF, RF, VL, VM und m. vastus intermedius (VIM) aktiviert. Die Muskeln GMED und GMAX werden im Modell jeweils mit drei Teilsträngen dargestellt. Der Muskel BF wird mit zwei Strängen (m. Biceps Femoris Short Head und m. Biceps Femoris Long Head) dargestellt. Die Kräfte der zusätzlich verwendeten Muskulatur wurden dem Modell von Arnold et al. (2010) entnommen und mit dem Faktor 1,56 entsprechend des Modells für die Plantarflexion multipliziert (s. Tabelle 6.1). Die Begründung des Faktors liegt in der Betrachtung der mit dem Alter einhergehenden Abnahme von Muskelmasse die von Lexell (1995) beschrieben wurde. In Zusammenhang mit der Stichprobe von Ward et al. (2009) ist die Höhe des Faktors gerechtfertigt. Für eine bessere Kontrollierbarkeit der Bewegung im Sprunggelenk, wurde ein Kraftelement eingefügt, das die Bänder und somit die natürliche Reibung im Sprunggelenk darstellen soll. Das Modell für das Fahrrad wurde entsprechend der Maße des SRM-Ergometers nachgebildet, für Lenker und Sattel wurden Einstellungsoptionen in vertikaler als auch horizontaler Richtung eingebaut. Besonderheiten im Modell sind die Übertragung der Bewegung der Kurbel auf die Schwungscheibe per Constraint und die Drehmomentbremse der Schwungscheibe und somit eine leistungsbezogene Bremsung der Kurbel. In Abbildung 6.1 ist das entwickelte Modell dargestellt. Das Beinmodell wurde entsprechend des Experiments auf dem Rad platziert, dazu wurde wie beim Modell der Plantarflexion die Position des Trochanter Major im Experiment

für das Modell zu Grunde gelegt. Die Winkel in Hüft-, Knie- und Sprunggelenk wurden entsprechend denen des Experiments bei festgelegtem Kurbelwinkel ($96,3^\circ$) eingestellt. Die Füße wurden mit einem Kraftelement an den Pedalen befestigt, welches die Verbindung der Klickpedale am besten abbildet.

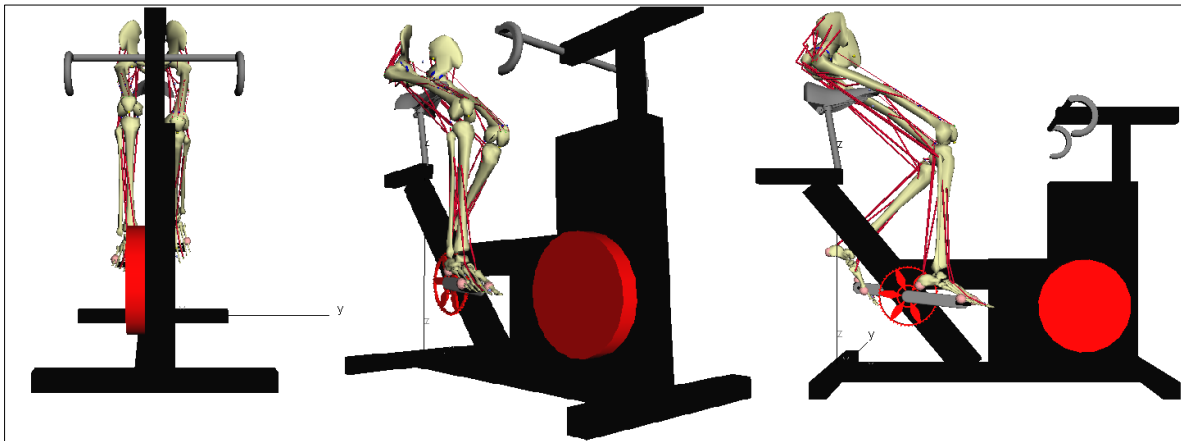


Abbildung 6.1: Modell der unteren Extremitäten (Radfahrermodell) und des Ergometers von vorne, rechts vorne und rechts.

Als Input-Parameter für STIM entsprechend des EMG-Signals in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel wurden Polynome verschiedenen Grades erstellt, die den Verlauf der Aktivierung darstellen. Die so zur Berechnung erstellten Polynome wurden mit Hilfe der Co-Simulation über MatLab (Simulink) in das Modell eingegeben. Für ein besseres Verständnis des Informationsflusses und der Zusammenhänge der Co-Simulationspartner bildet Abbildung 6.2 diese ab. Da im Experiment keine EMG-Daten für SEMIM, VIM oder GMED erhoben wurden, wird bei dieser Muskulatur das gleiche Aktivierungsmuster wie für SEMIT, VL bzw. GMAX verwendet. Die Muskeln die im Modell aus mehreren Strängen bestehen, bekommen für jeden Strang den gleichen Input. Für VL und VM wurden im Experiment sehr ähnliche EMG-Signale gemessen, so dass für diese Muskeln das gleiche Input-Signal (STIM) angenommen wird.

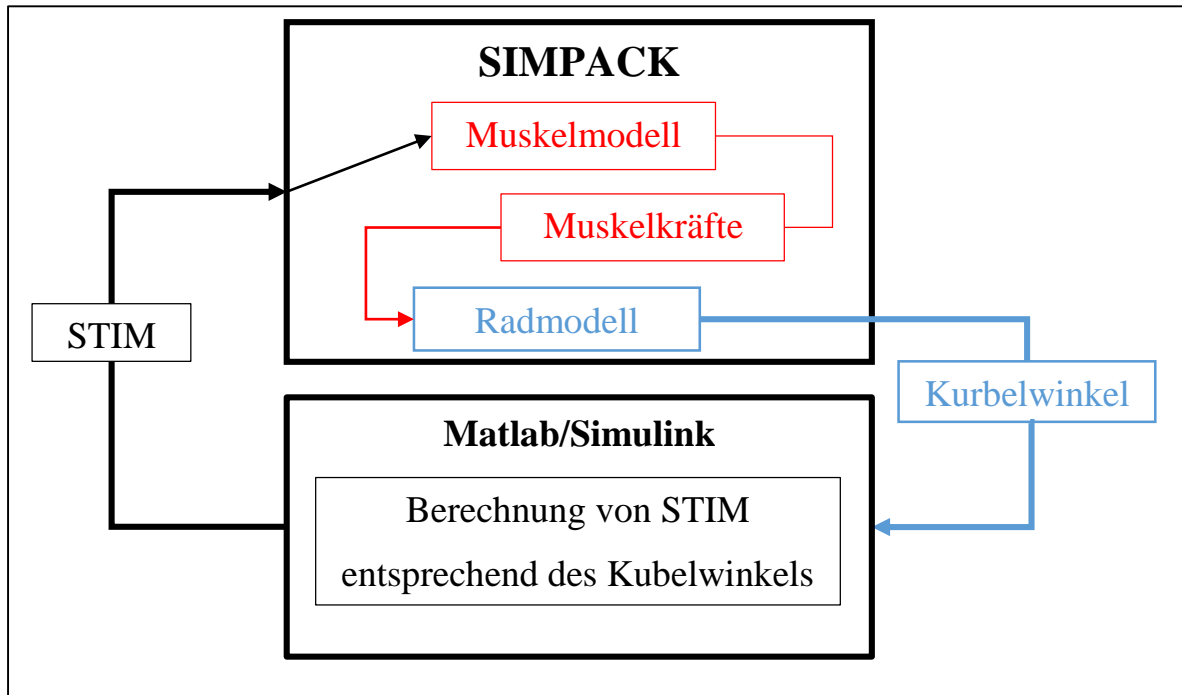


Abbildung 6.2: Darstellung der Simulationsumgebung mit den Simulationspartnern SIMPACK und MatLab/Simulink.

In Abbildung 6.3 wird beispielhaft für den GL eine Umrechnung des gemittelten EMG-Signals in eine STIM-Kurve dargestellt. Für den Bereich bis zur ersten gestrichelten Linie wurde Gleichung 6.1 verwendet (θ = Kurbelwinkel in rad).

$$STIM = -0,0691 * \theta^4 + 0,319 * \theta^3 - 0,2259 * \theta^2 + 0,0154 * \theta + 0,0407 \quad [6.1]$$

Ab einem Winkel von $148,625^\circ$ (2,594 rad) wird für diesen Muskel ein maximaler STIM-Faktor von 1 angenommen, ab einem Kurbelwinkel von $179,03^\circ$ (3,1248 rad) nimmt die Aktivierung entsprechend der STIM-Berechnung von Gleichung 6.2 ab.

$$STIM = 0,0619 * \theta^2 - 0,885 * \theta + 3,161 \quad [6.2]$$

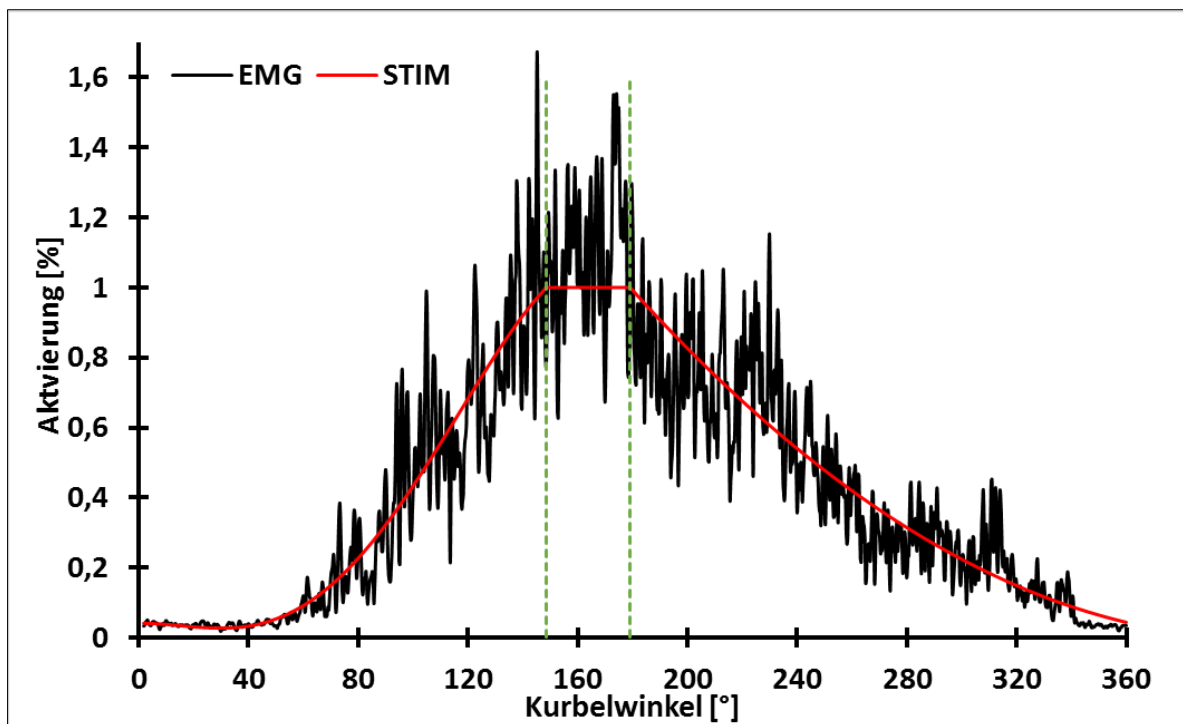


Abbildung 6.3: Beispielhafte Umrechnung von EMG - Verlauf zu STIM als kurbelwinkelabhängiger Input für die Simulation für GL. Bis zur ersten gestrichelten Linie wird Gleichung 6.1 zur Berechnung von STIM verwendet, ab der zweiten Linie Gleichung 6.2, dazwischen wird eine maximale Aktivierung von 1 angenommen.

Um eine gleiche Aktivierung für die Muskeln des linken Beines entsprechend des Radzyklus zu gewährleisten, wurde für die Muskulatur des linken Beines der Kurbelwinkelinput um 180° versetzt (s. Ergebnisse). Die weiteren Gleichungen zur Berechnung von STIM in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel befinden sich im Anhang. Um die experimentell festgestellte seitliche Neigung des Beckens im Modell zu berücksichtigen, wurde für die Verbindung zwischen Modell und Fahrrad am Sattel ein sog. rehnomgesteuertes Gelenk verwendet. Die seitliche Kippung des Beckens ($\pm 5^\circ$) wird wie die Stimulation der Muskulatur in Abhängigkeit vom Kurbelwinkel berechnet und entsprechend im Modell vorgegeben.

Die Anatomie der unteren Extremität wird in dem Modell sehr gut wiedergegeben und entspricht im Wesentlichen dem Modell von Delp et al. (1990). Stapelfeldt und Mornieux (2005) benennen als wichtige Muskulatur beim Radfahren die in diesem Modell verwendete Muskulatur, lediglich der m. Iliopsoas, der als wichtiger Hüftbeuger identifiziert wurde ist in diesem Modell nicht nachgebildet. Dies ist allerdings darauf zurückzuführen, dass die Aktivität des Muskels nicht mit Oberflächenelektroden gemessen werden kann und somit kein Input für die Simulation vorhanden ist. In Tabelle 6.1 sind die verwendeten Muskeldaten für die Simulation des Radfahrens dargestellt.

Tabelle 6.1: Kraft und Muskellängendaten der fürs Radfahren verwendeten Muskulatur. Muskeln die aus mehr als einem Strang bestehen werden in einer Zeile entsprechend der Stränge beschrieben.

Muskel			Fmax [N]			l_{CEopt} [cm]			$l_{SEE,0}$ [cm]		
GMED 1	GMED 2	GMED 3	140 0	980	111 6	7,33			5,4	8,4	7,3
SEMIM			1848			6,9			40,5		
SEMIT			479			19,3			33,7		
BFLH		BFSH	1121		501	9,7	11,03		17,7	44,8	
GMAX 1	GMAX 2	GMAX 3	868	124 1	836	14, 7	15, 7	16,7	11, 1	12, 9	17, 4
RF			1349			7,6			38,5		
VM			2294			9,7			17,3		
VIM			1628			9,9			17,9		
VL			3585			9,9			19,2		
GL			964			5,9			40,0		
GM			2079			5,1			40,4		
SOL			5701			4,4			25,5		
TA			2625			6,8			25,3		
EDL			961			6,9			39,0		

6.2 Ergebnisse

Um das elektromechanische Delay bei der Simulation des Radfahrers zu berücksichtigen, wurde das verwendete STIM-Signal (für die Muskulatur) bezüglich des erfassten Signals zeitlich um 0,048 s (= ca. 29°) verschoben, dies entspricht den Werten aus der Literatur von 0,048 s bis 0,050 s (Smith et al. 2017). Für die Plantarflexoren und Dorsalextensoren, wurde das aus den EMG-Daten bestimmte Delay von 0,0795 s (= ca. 45°) verwendet. Dies führt zu einem im Vergleich zu den originalen EMG-Daten verschobenen Verlauf der Aktivierung STIM und q. Dieses Vorgehen wurde gewählt um direkt zu Beginn der Simulation die richtige Aktivierung der Muskulatur zu ermöglichen. Der oben beschriebene zeitliche Versatz von q aus

STIM ist nur bei Bewegungen aus der Ruhe, also mit keiner oder gleichbleibender Aktivierung zu Beginn der Simulation möglich, da sonst Simulationsschwierigkeiten auftreten (keine realistische Information für q bis Ende des elektromechanischen Delays zu Beginn der Simulation). In Abbildung 6.4 werden die im Experiment ermittelten EMG Daten mit den in der Simulation verwendeten Aktivierungsdaten (STIM) verglichen. Die Daten für STIM wurden für eine bessere Übersichtlichkeit (Zeit/Winkel Übereinstimmung mit den Experimentaldaten) wieder um das Delay zurückverschoben.

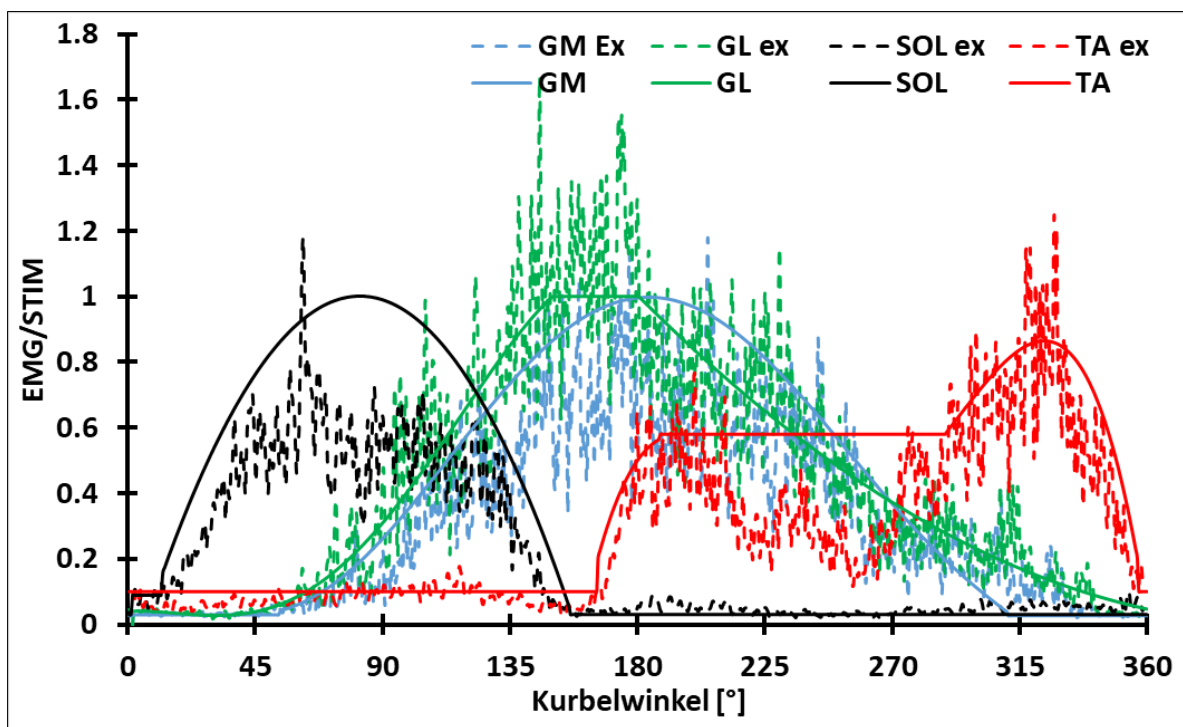


Abbildung 6.4: Vergleich der experimentell erhobenen normierten EMG-Signale (gestrichelte Linien) mit den Aktivierungssignalen STIM der Simulation (durchgezogene Linien) der Unterschenkelmuskulatur. STIM wurde für eine bessere Übersichtlichkeit wieder um das Delay zurückverschoben.

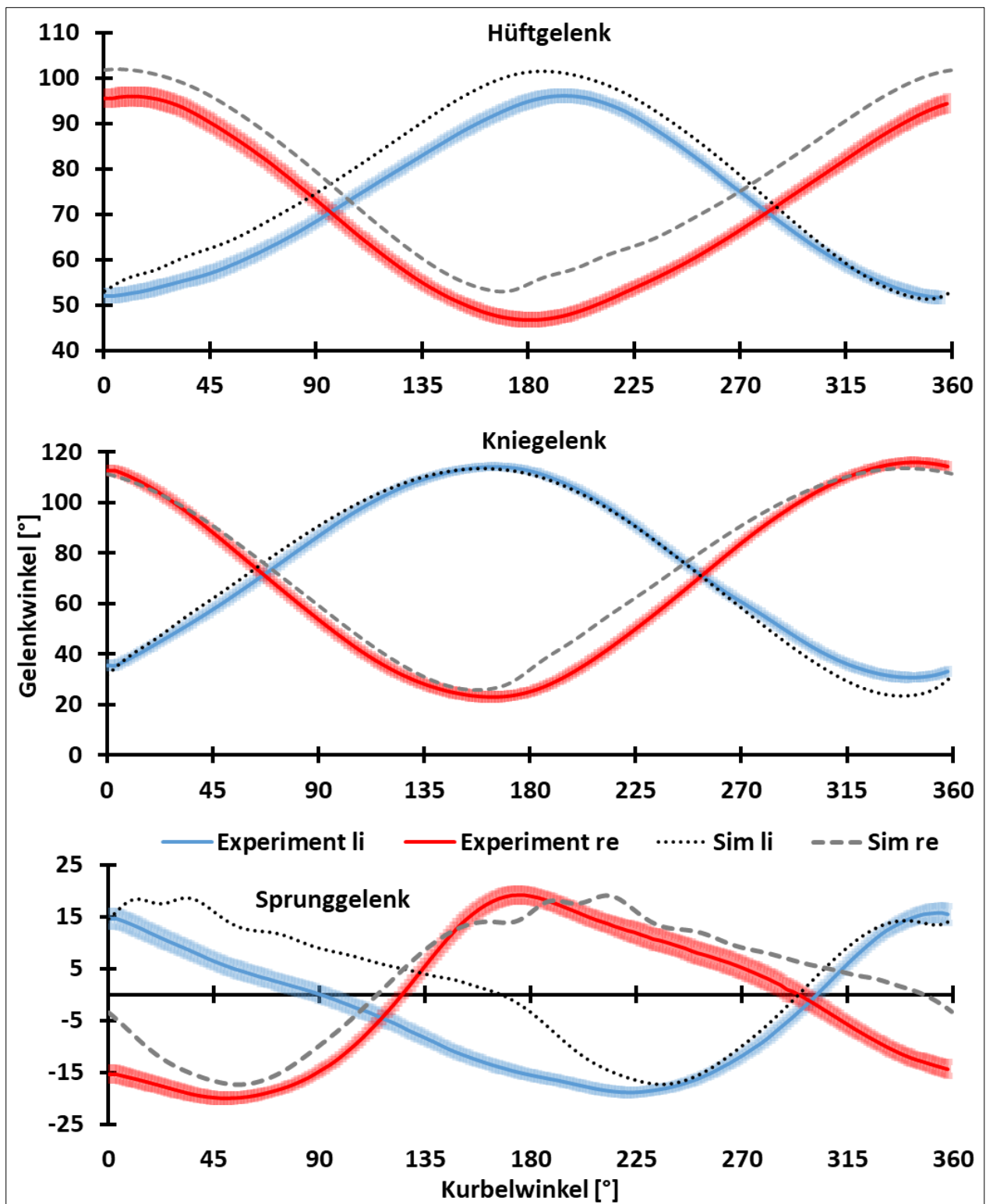


Abbildung 6.5: Vergleich der Bewegung des Hüftgelenks (oben), des Kniegelenks (Mitte) und des Sprunggelenks (unten) von Simulation (schwarz/grau) und Experiment (blau/rot).

In Abbildung 6.5 sind die Winkel von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk der Simulation den Daten des Experiments gegenübergestellt.

Da im Experiment die Kraft anders erhoben wurde als dies beispielsweise in der Simulation erfolgt, soll im Folgenden die Leistung der Simulation der erfassten Leistung des Experiments gegenübergestellt werden, dies erfolgt in Abbildung 6.6. Die Leistung des Modells wird aus dem dauerhaften Bremsmoment und der Rotationsgeschwindigkeit der Kurbel errechnet.

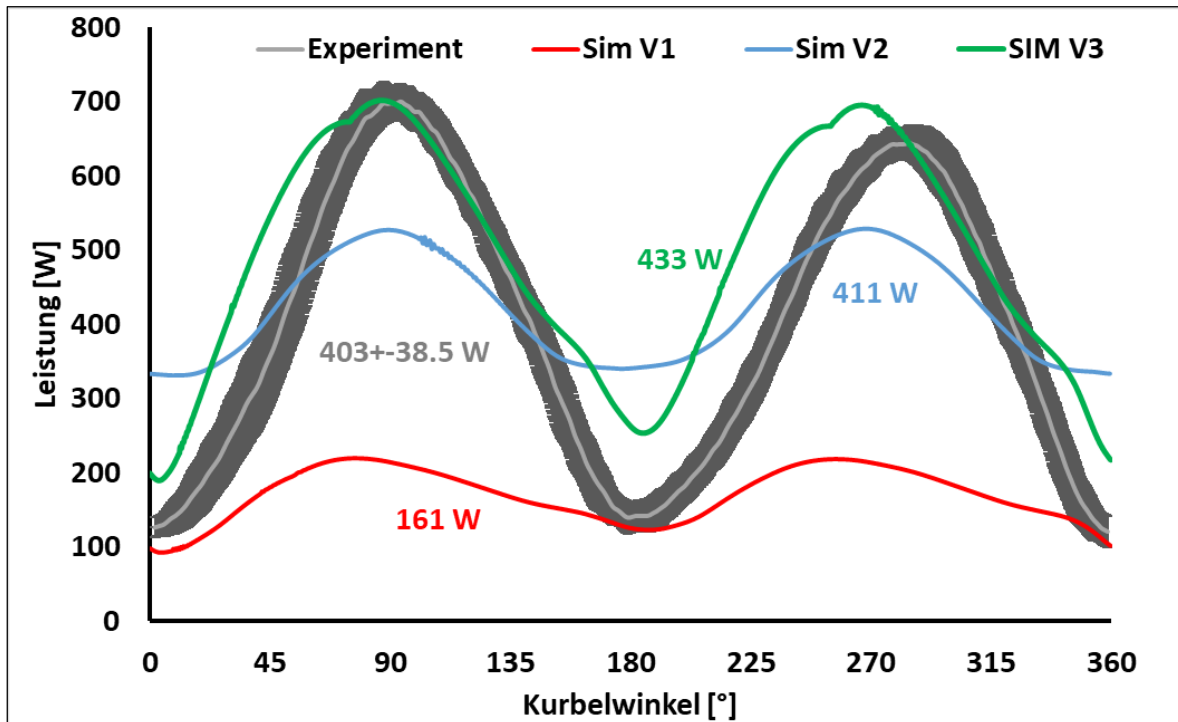


Abbildung 6.6: Leistungsdaten des Experiments (grau) im Vergleich mit verschiedenen Simulationsvarianten. V1 (rot) ist die Ausgangsvariante, V2 (blau) Variante bei der die Muskelkraft mit dem Faktor 2.35 angepasst wurde und V3 (grün) eine stärker gebremste Variante (Dauerbremsmoment von 70Nm) bei erhöhter Muskelkraft. Zudem ist der Mittelwert der erbrachten Leistung über einen Zyklus dargestellt.

Die Abbildung zeigt deutlich, dass mit dem ursprünglichen Modellaufbau (Sim V1 in rot) eine deutlich zu geringe Leistung erbracht wird. Die Durchschnittliche Leistung über einen Pedalzyklus liegt mit 161 W über 240 W unter den Ergebnissen der Messung. Die Varianten V2 und V3 weisen eine bessere Übereinstimmung der simulierten Leistung mit der Leistung des Experiments auf. Diese Verbesserung wurde durch eine Verstärkung der OS Muskulatur mit dem Faktor 2.35 erzielt. Der Faktor 2.35 errechnete sich aus einer isolierten isometrischen Betrachtung der Kniestreckung des Ausgangsmodells im Vergleich mit Literaturdaten (s. Diskussion). Der Unterschied zwischen Variante V2 und V3 liegt in der stärkeren Bremsung des Antriebs des Modells. Das hat allerdings zur Folge, dass die ursprüngliche Umdrehungszahl von 90 RPM in Variante 3 (grün) nicht mehr erreicht wird. Wählt man den Faktor höher als

angegeben, treten andere Effekte wie z.B. eine Verschiebung der maximalen Leistung im Kurbelzyklus (bereits für Variante V3 sichtbar) auf.

6.3 Diskussion

Die STIM-Daten der Simulation bilden den Verlauf der EMG-Daten des Experiments gut ab und entsprechen somit der Realität. Die Normierung des EMG-Signals anhand einer maximalen Kurbelumdrehung ist eine mögliche Ungenauigkeit, da eine dynamische Festlegung des MVCs einige Schwierigkeiten mit sich bringt und so bislang auch nicht üblich ist. Aus diesem Grund wurde bei den Muskeln BF, SEMIM, SEMIT, GM und TA das STIM-Signal so angepasst, dass die Muskulatur innerhalb eines Zyklus einmal maximal aktiviert war (dies entspricht den Ergebnissen von Zajac et al. (2002) oder auch van den Bogert (1994)).

Eine weitere Fehlerquelle bezüglich der EMG-Signale ist, dass das elektromechanische Delay nicht für alle Muskeln bestimmt werden konnte. Somit ist nicht festzulegen, bei welchem Kurbelwinkel welche Muskulatur wieviel Kraft zur Bewegung beiträgt. Verschiedene Literaturquellen (Hopkins et al. (2007) oder Smith et al. (2017)) haben unterschiedliche Längen des elektromechanischen Delays abhängig von der Kontraktionsart festgestellt. Dies macht die Verwendung von festgelegten Delays für alle Muskeln in jedem Fall fehleranfällig und ungenau. Der Zeitpunkt der Aktivierung hat allerdings einen großen Einfluss auf die Kräfte der Gesamtbewegung, ein zeitliches Delay von 0,01 s entspricht bei einer Kurbelumdrehungsrate von 90 RPM in etwa einem Versatz von ca. $5,4^\circ$ bezüglich des Kurbelwinkels. Um zu verhindern, dass bestimmte Muskeln zum falschen Zeitpunkt Kraft entwickeln, ist die Bestimmung von exakten Daten bezüglich des elektromechanischen Delays der Muskulatur beim Radfahren für die Zukunft ein wichtiges Kriterium.

Ein weiteres Problem bei der Verwendung von EMG-Daten im Hinblick auf die Simulation, ist die Unvollständigkeit des Modells bezüglich Muskeldaten. Stapelfeld und Mornieux (2015) hatten den m. Iliopsoas als wichtigen Hüftbeuger identifiziert, welcher in dieser Arbeit vernachlässigt wurde. Grund dafür war, dass die Muskelaktivität nicht anhand von Oberflächen EMG-Elektroden erfasst werden kann. Der Einfluss des Muskels auf die Gesamtbewegung lässt sich nicht abschätzen, könnte aber die gezeigten Leistungsabweichungen erklären.

Die Bewegung der einzelnen Gelenke (s. Abbildung 6.5) der Simulation entsprechen relativ gut den Daten des Experiments. Das spricht dafür, dass die Geometriedaten (Segmentlängen, Position auf dem Fahrrad etc.) des Modells die Bedingungen des Experiments gut abbilden und

auch, dass die Muskulatur die Bewegungen der einzelnen Segmente gut steuert. Die größten Abweichungen sind für das Sprunggelenk festzustellen, allerdings handelt es sich hierbei auch um das Gelenk mit der größten Ungenauigkeit der Messdaten im Experiment. Im Kniegelenk zeigte sich die beste Übereinstimmung mit den experimentellen Daten, während bei den Hüftgelenken ein über den gesamten Kurbelzyklus bezüglich der Flexion versetzter Winkelverlauf (ca. $+7^\circ$ Flexion in der Simulation) festzustellen ist. Der zeitliche Verlauf entspricht dem des Experiments.

Bei der Untersuchung der Leistungsverläufe zwischen Simulation und Experiment fällt der bereits oben beschriebene Unterschied in der Leistung auf (s. Abbildung 6.6). Eine mögliche Begründung dafür ist, dass die festgelegten Kräfte der in der Simulation verwendeten Muskulatur nicht auf Messwerten der Muskulatur des Probanden beruhen, sondern auf Daten die von Ward et al. (2009) an Verstorbenen erfasst wurden. Wie oben beschrieben sieht man diesen Effekt deutlich bei einem Vergleich des vom Modell erzeugten maximalen Kniedrehmoments im Vergleich zu Literaturdaten. Der vom ursprünglichen Modell erreichte Wert von 83.7 Nm ist im Vergleich zu einer Studie von Stevens-Lapsley et al. (2012) ein zu geringer Wert. Stevens-Lapsley et al. (2012) untersuchten dabei Probanden (Durchschnittsalter 66.5 a) vor dem Einbau einer Knieendoprothese. Die Probanden konnten ein Kniedrehmoment von 114 Nm erzeugen, was einem Faktor von 1.34 gegenüber dem Ausgangsmodell entsprechen würde. In einer Studie von Massey et al. (2015) bei der junge gesunde Probanden (Durchschnittsalter 20 a) untersucht wurden, wurden Kniedrehmomente von durchschnittlich 268 Nm erzeugt, was bereits einem Faktor von 3.2 zum Ausgangssimulationsmodell entspricht. Dieser Faktor ist bereits höher als der in dieser Arbeit verwendete Faktor von 2.35. Eine Studie von Watsford et al. (2010), welche trainierte Fahrradfahrer (durchschnittliche Trainingsleistung von 409 km/Woche) untersuchte, ergab Werte von 320 Nm Drehmoment im Kniegelenk was im Vergleich zum Modell einem Faktor von 3.82 entsprechen würde. Da der in diesem Modell nachgebildete Proband ein trainierter Fahrradfahrer (Trainingsleistung ca. 300 km/Woche) war, könnte der Faktor sogar noch höher ausfallen als der in dieser Arbeit verwendete. Allerdings treten bei höheren Faktoren andere Modellierungsprobleme auf, wie die bereits erwähnte Phasenverschiebung der Leistung.

Die Leistung im Modell wird aus dem Produkt der Kurbelgeschwindigkeit und dem konstanten Bremsmoment des Modells berechnet. Im Ausgangsmodell ist die Kurbelgeschwindigkeit geringer als im Experiment gemessen wurde und das bei einem geringeren Bremsmoment,

weshalb eine deutlich geringere Leistung errechnet wird. In V2 und V3 entspricht die Durchschnittsleistung sehr gut der Leistung des Experiments, während in V2 die Kurbelgeschwindigkeit etwas zu hoch ausfällt (95 RPM) ist die Kurbelgeschwindigkeit bei V3 zu gering (65 RPM). In der Variante V3 wurde mit einem höheren Drehmoment gebremst (70 Nm gegenüber 44 Nm in V2) und so konnte die Charakteristik bezüglich der experimentell erhobenen Leistungskurve verbessert werden. Allerdings fällt hier bereits eine leichte Phasenverschiebung der maximalen Leistung im Kurbelzyklus auf. Eine mögliche Erklärung für die Abweichungen in der Leistungskurve könnte in der Bremse des Modells begründet sein. Da in der Simulation über ein konstantes Drehmoment gebremst wird, während das SRM-Ergometer – das für die experimentelle Datenerfassung herangezogen wurde – das notwendige Bremsmoment über ein gewisses Zeitfenster berechnet. Dies führt dazu, dass die Steuerung des Ergometers eventuelle Leistungsschwankungen über den gesamten Kurbelzyklus ausgleichen kann, während in der Simulation zu jedem Zeitpunkt mit dem gleichen Widerstand gebremst wird und somit Bereiche in denen ein zu geringes Drehmoment aufgebracht wird (z.B. 0° bzw. 180°) unmittelbar zu einem Geschwindigkeitsverlust führen. Die Daten zur Steuerung der Bremse im Ergometer können nicht erfasst werden und sind somit für die Simulation nicht zugänglich.

Insgesamt kann man mit den Ergebnissen der Simulation des Radfahrers nicht zufrieden sein. Dies liegt zum einen an der Modellierung, wie z.B. fehlende Muskulatur, fehlende bzw. vereinfachte Kraftdaten der Muskulatur oder auch fehlende Informationen zum Bremsverhalten des Ergometers, aber auch an methodischen Punkten, wie fehlenden EMG-Daten von wichtiger Muskulatur (m. Iliopsoas), der Bestimmung des elektromechanischen Delays für die einzelnen Muskelgruppen und der gewählten reinen Feed-Forward-Berechnungsmethodik, die keinen Einfluss bzw. keine Muskelsteuerung aufgrund von Abweichungen im Bewegungsablauf durch z.B. falsch gewähltes elektromechanisches Delay zulässt. Wie man an der Simulation des Fahrradfahrers erkennen kann, sind der Simulation mit rein EMG gesteuerten Muskelmodellen Grenzen gesetzt, die bei zyklischen Bewegungen besonders zu Tage treten. Mit diesem Simulationsmodell wird aber auch gezeigt, dass die grundsätzliche Bewegung des Radfahrens anhand des EMG-Signals simuliert werden kann. Vergleichbares wurde bisher in der Literatur nicht durchgeführt.

7. Fazit

Die in dieser Arbeit vorgestellten und diskutierten Daten zeigen den Einfluss der Aktivierungsfunktionen auf das Ergebnis von komplexen Mehrkörpersimulationmodellen. Dabei beeinflusst die Wahl der Aktivierungsfunktion je nach Kontraktionsart bzw. Simulationsaufgabe das Ergebnis unterschiedlich stark. Um eine exakte Modellierung der Muskelparameter zu ermöglichen, ist die Erhebung von isometrischen Daten unabdingbar, da die Parameterwahl sonst unseriös wird. Bei der Wahl der Muskelmodellierungsparameter ist eine exakte Arbeitsweise notwendig, weil die einzelnen Parameter die Ergebnisse der Simulation entscheidend beeinflussen können (siehe M_{act}). Die Simulation der isometrischen Kontraktionen hat kleinere Unterschiede zwischen den beiden Aktivierungsfunktionen belegt, wobei besonders der Einfluss der Längenabhängigkeit von Hatzes Funktion auffällt. Einen weitaus größeren Einfluss auf die Unterschiede der beiden Aktivierungsfunktionen hat in diesem Fall allerdings die zweigeteilte Steuerung von Zajacs Funktion, die einen Parameter für die Deaktivierung und einen für die Aktivierung zulässt und so eine bessere Anpassbarkeit der Simulation an die experimentellen Daten ermöglicht, als dies mit nur einem Parameter für Aktivierung und Deaktivierung bei Hatze der Fall ist. Die uneingeschränkte Übernahme der aus isometrischen Kontraktionen festgelegten Parameter für konzentrische Kontraktionen ist im Falle der Aktivierungsfunktion von Hatze nicht ratsam. Da zumindest in dieser Arbeit die Parameterwahl von M_{act} die Simulation der konzentrischen Kontraktionen stark beeinflusste. Die Simulation von einfachen konzentrischen Bewegungen wie z.B. die Plantarflexion ist dennoch nahezu ohne Einschränkungen mit beiden Aktivierungsfunktionen möglich, wobei die Aktivierungsfunktion von Hatze (mit $M_{act} = 50$) zu höheren Kraftwerten führt als die von Zajac. Mit zunehmender Kontraktionsgeschwindigkeit (abnehmender Last) verringert sich dieser Unterschied. Wird M_{act} entsprechend der Vorgabe von Hatze gewählt ($M_{act} = 11,25$), so verschwindet der Unterschied der Ergebnisse zwischen den beiden Aktivierungsfunktionen nahezu.

Der womöglich wichtigste Punkt bei der Wahl der Aktivierungsfunktion ist die Art des Input-Signals (STIM). Bei einer Verwendung von experimentell erfassten EMG-Signalen erscheint die Verwendung von Hatzes Aktivierungsfunktion gerade bezüglich des Timings zu Problemen zu führen, da die Deaktivierung selbst bei einem Verfünffachen des von Hatze beschriebenen Werts zu langsam erfolgt und zeitgleich die Aktivierung der Muskulatur stark beeinflusst wird. Ein weiteres Problem bei der Verwendung von EMG-Signalen stellt die längenabhängige

Aktivitätsberechnung von Hatze dar. Da die EMG-Aktivität bereits eine Skalierung der tatsächlichen Muskelaktivität darstellt, ist es dem Muskel eigentlich nicht möglich bei geringerem STIM eine hohe Kraft zu erzielen. Bei der Verwendung von Hatzes Funktion wird STIM allerdings auch über die Muskellänge in eine Aktivität umgerechnet, die mit dem ursprünglichen EMG-Signal nicht viel gemeinsam hat, hier wäre eine Kombination mit der Kraft-Längen-Relation vorstellbar. Die simulierte Muskelaktivität, die man mit der Funktion von Zajac erhält, verläuft viel näher am EMG-Signal und ermöglicht so eine direktere Steuerung der Muskulatur.

Es entsteht somit insgesamt der Eindruck, dass die Simulation von Kontraktionen auf Grundlage von experimentell erfassten EMG-Signalen eher mit der Aktivierungsfunktion von Zajac zu bewältigen ist als mit der von Hatze. Bewegungen bei denen die Deaktivierung der Muskulatur vernachlässigt werden kann (z.B. maximal schnelle Sprünge etc.) sind mit der Aktivierungsfunktion von Hatze durchaus zusammen mit experimentell erfassten EMG-Signalen simulierbar. Sobald die Deaktivierung der Muskulatur eine Rolle spielt (z.B. zur Koordination bei zyklischen Bewegungen) führt die Verwendung von Hatzes Aktivierungsfunktion zusammen mit EMG-Signalen zu Problemen.

Eine mögliche Lösung dieses Problems wäre die Berechnung von q aus STIM um einen Faktor für die Deaktivierung zu erweitern und somit einen schnelleren Deaktivierungsprozess zu ermöglichen, welcher die Aktivierung der Muskulatur nicht beeinflusst. Bis zur Lösung des Deaktivierungsphänomens im Zusammenhang mit der Aktivierungsfunktion von Hatze, ist eine Simulation von zyklischen oder azyklischen Bewegungen – bei denen das Timing der Antagonisten von entscheidender Bedeutung ist – unter Verwendung des EMG-Signals als STIM (Input-Signal) nicht zu empfehlen.

Generell treten durch die Verwendung von EMG-Signalen als Input-Signal für die Aktivierungsfunktion verschiedene Probleme auf. Ein Problem, das ebenfalls das Timing von Kontraktionen betrifft, ist das elektromechanische Delay, das bislang weder in der Aktivierungsfunktion von Zajac noch in der von Hatze berücksichtigt wurde. Auch die Literatur gibt wenig Aufschluss bezüglich des elektromechanischen Delays und zyklischen Bewegungsformen. Dieses Thema scheint also weiter erforscht werden zu müssen. Die Untersuchung des Delays hinsichtlich einzelner Muskeln in vivo stellt sich als schwierig dar, da die Bewegungen in einzelnen Gelenken durch mehrere Muskeln erzeugt bzw. gesteuert wird. Eine mögliche Lösung für dieses Problem könnte hier tatsächlich ein Simulationsmodell sein,

das über Optimierungsrechnungen die exakte Bewegung bzw. Kraftentwicklung von experimentell erhobenen Daten abbildet. Aus den Aktivitätszeitpunkten der Muskulatur könnte dann über eine Rückwärtsrechnung bezüglich der experimentell festgestellten EMG-Signale die Bestimmung des elektromechanischen Delays erfolgen. Ein weiteres Problem, das durch die Verwendung von EMG-Signalen entsteht, ist die Normierung des EMG-Signals, um es für die Aktivierungsfunktionen als STIM verwenden zu können. In dieser Arbeit wurden zwei verschiedene Möglichkeiten vorgestellt und getestet, wobei kein eindeutiges Ergebnis erzielt wurde. Eine Ablehnung oder Empfehlung bezüglich einer Normierungsvariante ist mit den Ergebnissen dieser Arbeit nicht möglich. Es empfiehlt sich also weitere Studien zur Klärung des Sachverhaltes durchzuführen.

Die Steuerung einer komplexen zyklischen Bewegung wie das Radfahren rein über das EMG-Signal durchzuführen, ist prinzipiell möglich, dies zeigt die in dieser Arbeit vorgestellte Simulation fürs Radfahren. Allerdings wird besonders bei der Betrachtung der Leistung im Vergleich zum Experiment deutlich, dass ohne ausreichend Daten (z.B. bezüglich maximal erreichter Drehmomente in den einzelnen Gelenken etc.) und einem exakten Modell (ausreichend Muskeln mit den entsprechenden Modellierungsparametern etc.), keine reelle Simulation möglich ist. Zudem ist eine Steuerung, wie in dieser Arbeit, also ohne Feedbackprozess (eine reine Feed-Forward-Simulation), natürlich störanfällig und bereits kleine Änderungen im Modell (z.B. Widerstand/Kontaktpunkt/STIM-Input) können zu unerwünschten Bewegungsmustern führen. In diesem Fall ist die korrekte Nachbildung der Gelenkwinkelverläufe schon als Erfolg anzusehen. Für die Zukunft würde sich für die Simulation von komplexen Bewegungen die Entwicklung einer Feedback-Schleife mit einem Ist-Soll-Vergleich und entsprechenden Regelungs- bzw. Optimierungsmöglichkeiten für das Modell anbieten, so wie es verschiedene Autoren (z.B. Pandy et al. (1990), Van Soest et al. (1993) oder Hughes et al. (1994)) für unterschiedliche Bewegungen bereits erfolgreich durchführten und wie vereinfacht gesagt, die Bewegungssteuerung im menschlichen Körper vermutlich abläuft.

Insgesamt bietet das in dieser Arbeit entwickelte Modell besondere Einblicke in die Steuerung und Simulation menschlicher Bewegungen. Zudem zeigt sich einmal mehr, dass Muskelkontraktionen komplexer von statten gehen, als es im ersten Moment den Eindruck macht. Besonders der Einblick in die Kraftentwicklung innerhalb der Muskulatur macht deutlich, dass die Aktivierung nur ein Einflussfaktor von vielen für die Kraftentwicklung ist.

So nimmt die Kraft z.B. trotz voller Aktivierung ab. Zudem zeigen sich die Möglichkeiten und Grenzen von Simulationsmodellen und deren Steuerung über EMG-Signale.

8. Anhang

8.1 Anhang 1 (Geometriemodell des Unterschenkels und des Fußes)

Beispielhafte Berechnung der Muskelkraft und Muskellänge anhand von Geometriedaten und experimentell erhobenen Kraft- und Positionsdaten. In Abbildung 8.1 wird das geometrische Modell der unteren Extremität dargestellt. In Tabelle 8.1 sind die zur Berechnung notwendigen geometrischen Daten erfasst.

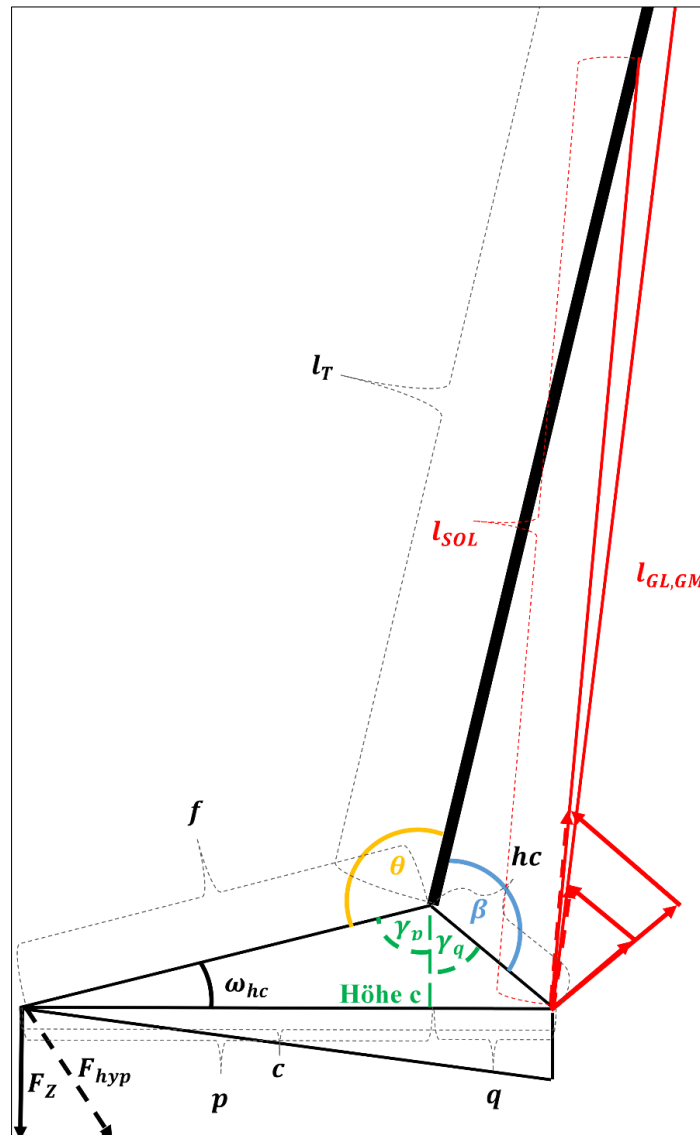


Abbildung 8.1: Geometrisches Modell des Unterschenkels und des Fußes.

Tabelle 8.1: Zur Berechnung notwendige gemessene Geometriedaten und *erfasste Messwerte*. hF = Fersenhöhe.

Variable	f	c	hc	z	Fz	ISOL	IT	IF/GL	Off	hF
Wert [m/N]	0,175	0,21 8	0,07 2	1,2 2	211 3	0,44	0,48	0,58	0,185	0,045

Fz ist die gemessene Maximalkraft eines isometrischen Versuchs dividiert durch zwei um die von einem Bein aufbrachte Kraft zu erhalten und multipliziert mit 0,8 um die von den in dieser Arbeit berücksichtigten Plantarflexoren (GL, GM und SOL) aufbrachte Kraft (Cresswell et al 1995) zu berechnen.

Mit den gemessenen und erfassten Daten lassen sich folgende Daten errechnen:

Länge des Unterschenkels und des Fußes (Z_T).

$$Z_T = Position - Offset - lF \quad [8.1]$$

Der Spannwinkel des Fußes lässt sich dann mit den Geometriegesetzen im Dreieck errechnen.

$$\theta = \text{Arcos} \left[\frac{-(Z_T^2) + f^2 + l_T^2}{2 * l_T * f} \right] \quad [8.2]$$

Mit dem Spannwinkel lässt sich der Winkel zwischen Sohle und c (ε) und der Winkel ωhc berechnen.

$$\varepsilon = \text{Arcsin} \left(\frac{hF}{c} \right) \quad [8.3]$$

$$\omega hc = \text{Arccos} \left[\frac{f^2 + c^2 - hc^2}{2 * f * c} \right] \quad [8.4]$$

Die Winkel ωhc ($=17,01^\circ$) und ε ($=11,9^\circ$) sind für den jeweiligen Probanden konstante Winkel, zusammen mit θ ergibt sich für die Berechnung vom Sohlenwinkel (ϑS) folgende Gleichung:

$$\vartheta S = \theta + \varepsilon + \omega hc \quad [8.5]$$

Relevant für die weitere Berechnung ist zunächst nur der Spannwinkel ($\theta = 103,3^\circ$) sowie die Winkel für die Bestimmung des Sohlenwinkels. Aus den Geometriedaten des Fußes werden die

Winkel innerhalb des Dreiecks, das den Fuß abbildet berechnet. Dazu muss zunächst die Höhe des Dreiecks (Höhe c) bestimmt werden.

$$\text{Höhe } c = \frac{\sqrt{2*((f^2*c^2)+(f^2*hc^2)+(c^2*hc^2))-(f^4+c^4+hc^4)}}{2*c} \quad [8.6]$$

Mit Höhe c (0,0511m) lassen sich q und p des Dreiecks berechnen, sowie die dazugehörigen Winkel γ_p und γ_q .

$$q = \sqrt{h_c^2 - \text{Höhe } c} \quad [8.7]$$

$$p = c - q \quad [8.8]$$

$$\gamma_q = \text{Arcos} \left(\frac{\text{Höhe } c}{hc} \right) \quad [8.9]$$

$$\gamma_p = \text{Arcos} \left(\frac{\text{Höhe } c}{f} \right) \quad [8.10]$$

Mit den Dreiecksinnenwinkeln (welche konstant bleiben) lässt sich der Fersenwinkel (β) berechnen.

$$\beta = 360 - \theta - \gamma_p - \gamma_q \quad [8.11]$$

Mit $\beta = 138,94^\circ$ lassen sich die Muskellängen für SOL, GL und GM berechnen.

$$l_{MU,SOL} = \sqrt{h_c^2 + l_{SOL}^2 - 2 * h_c * l_{SOL} * \text{COS}(\beta)} \quad [8.12]$$

$$l_{MU,GL/GM} = \sqrt{h_c^2 + l_{GL,GM}^2 - 2 * h_c * l_{GL,GM} * \text{COS}(\beta)} \quad [8.13]$$

Mit den Längen der Muskulatur ($l_{MU,SOL} = 0,496$ m; $l_{MU,GL/GM} = 0,635$ m) lassen sich die Ansatzwinkel berechnen.

$$\alpha_{SOL} = \text{Arcsin} \left(l_{SOL} * \frac{\text{SIN}(\beta)}{l_{MU,SOL}} \right) \quad [8.14]$$

$$\alpha_{GL,GM} = \text{Arcsin} \left(l_{GL,GM} * \frac{\text{SIN}(\beta)}{l_{MU,GM}} \right) \quad [8.15]$$

Die Ansatzwinkel ($\alpha_{SOL} = 35,67^\circ; \alpha_{GL,GM} = 36,88^\circ$) sind relevant für die Berechnung der Kraft der Muskulatur.

Um die Kraft am Ansatz zu berechnen wird zunächst die senkrechte Kraft auf den Spann (F_{hyp}) benötigt. Diese wird durch das Kraftparallelogramm mit dem Winkel ωhc berechnet.

$$F_{hyp} = F_z / \cos(\omega hc) \quad [8.16]$$

Mit F_{hyp} (=2210,2 N) und der Spannlänge (f) lässt sich das Drehmoment (M_K) im Knöchel berechnen.

$$M_K = F_{hyp} * f \quad [8.17]$$

Da das Drehmoment von der Muskulatur am Ansatz aufgebracht wird steht die Hebellänge (hc) fest, allerdings muss der Winkel ($\gamma_p + \gamma_q$) zwischen Spann (f) und dem Fersenhebel (hc) berücksichtigt werden um die notwendige Kraft der Muskulatur (F_{mures}) zu berechnen.

$$F_{mures} = \frac{M_K}{hc} * SIN(\gamma_p + \gamma_q) \quad [8.18]$$

Die so errechnete Kraft F_{mures} (=4756,2 N) wird jetzt entsprechend des PCSA-Verhältnisses (Daten von Ward et al. (2009)) auf die beteiligte Muskulatur (SOL,GM und GL) aufgeteilt. Der SOL muss demnach etwa 62% der Leistung erbringen, GM erbringt mit 26% immerhin noch etwas mehr als ¼ und GL erbringt ca. 12% der Gesamtkraft. Da die Muskulatur nicht mit einem 90° Winkel am Calcaneus ansetzt wird die notwendige Muskelkraft (F_{Mu}) mit dem Muskelansatzwinkel (α) berechnet.

$$F_{Mu,SOL} = F_{hyp} * 0,62 / SIN(\alpha_{SOL}) \quad [8.19]$$

$$F_{Mu,GM} = F_{hyp} * 0,26 / SIN(\alpha_{GL,GM}) \quad [8.20]$$

$$F_{Mu,GL} = F_{hyp} * 0,12 / SIN(\alpha_{GL,GM}) \quad [8.21]$$

Somit ist die Kraft der Muskulatur SOL ($F_{Mu,SOL} = 5115 N$), GM ($F_{Mu,GM} = 2030 N$) und GL ($F_{Mu,GL} = 927 N$) errechnet. Im Vergleich zu den Werten von Arnold et al. (2010) (siehe Tabelle 5.2) ist die Muskelkraft des in dieser Beispielrechnung erfassten Probanden circa um den Faktor 1,5 größer.

8.2 A2 Gleichungen zur Berechnung von STIM in Abhängigkeit des Kurbelwinkels

Tabelle 8.2: STIM-Berechnung aus μ für die Muskeln SOL, GM, TA, EDL, VL, VM, VIM, RF und BF.

Muskel	ab μ [rad]	bis μ [rad]	Gleichung
SOL	0,18	2,7	$STIM = -0,3537 * \mu^2 + 0,9955 * \mu - 0,0785$
GM	0	5,4	$STIM = -0,002 * \mu^6 + 0,0368 * \mu^5 - 0,2428 * \mu^4 + 0,6591 * \mu^3 - 0,604 * \mu^2 + 0,1665 * \mu + 0,0265$
TA und EDL	2,84	6,22	$STIM = -0,2296 * \mu^4 + 4,0807 * \mu^3 - 26,608 * \mu^2 + 75,451 * \mu - 78,171$
VL, VM und VIM	0	0,172	$STIM = 1$
	0,172	2,3	$STIM = -0,1179 * \mu^3 + 0,5654 * \mu^2 - 1,1698 * \mu + 1,1843$
	5,5	6,283	$STIM = 1,2411 * \mu - 6,798$
RF	0	3,1	$STIM = -0,006 * \mu^4 + 0,0653 * \mu^3 - 0,2247 * \mu^2 + 0,2281 * \mu + 0,0976$
	5,23	6,283	$STIM = 0,0603 * \mu - 0,2788$
BF	0,85	4,13	$STIM = -0,0863 * \mu^6 + 1,2228 * \mu^5 - 6,7825 * \mu^4 + 18,715 * \mu^3 - 27,235 * \mu^2 + 20,494 * \mu - 6,1728$

Zur Berechnung von STIM in Abhängigkeit des Kurbelwinkels (μ) wurde für die Muskulatur für jeden simulierten Muskel eine eigenständige Regelung entwickelt. In Tabelle 8.2 und Tabelle 8.3 werden die Gleichungen zur Berechnung von STIM für die Muskulatur des rechten Beines aufgeführt. Sofern nicht anders angegeben wird STIM bei nicht angegebenen Winkeln auf den letzten Wert der Gleichung (nahe 0 oder 1) des Muskels gesetzt. Eine Ausnahme bilden die Muskeln TA & EDL. Um eine Stabilisierung des Sprunggelenks zu gewährleisten wurde STIM der Muskeln vor und nach der Berechnung von STIM durch die in der Tabelle angegebenen Gleichungen auf den Wert 0,1 gesetzt.

Tabelle 8.3: STIM-Berechnung aus μ für die Muskeln SEMIM, SEMIT, GMAX und GMED.

Muskel	ab μ [rad]	bis μ [rad]	Gleichung
SEMIM und SEMIT	1,1	4,98	$STIM = 0,0431 * \mu^4 - 0,5377 * \mu^3 + 2,2158 * \mu^2 - 3,3556 * \mu + 1,714$
GMAX und GMED	0,4	3,6	$STIM = 0,0141 * \mu^4 - 0,117 * \mu^3 + 0,2662 * \mu^2 - 0,1006 * \mu + 0,0382$

Literaturverzeichnis

Alkner, Björn, A.; Tesch, Per, A.; Berg, Hans, E. (2000): Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. In: *Medicin & Science in Sports & Exercise* 32 (2), S. 459–463.

Allen, Hunter; Coggan, Andrew (2015): Wattmessung im Radsport und Triathlon. 4. Aufl. Hamburg: spomedis.

Anders, C.; Brose, G.; Hofmann, G. O.; Scholle, H. C. (2008): Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. In: *Journal of biomechanics* 41 (2), S. 333–339. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.09.008.

Arnold, Edith M.; Ward, Samuel R.; Lieber, Richard L.; Delp, Scott L. (2010): A model of the lower limb for analysis of human movement. In: *Annals of biomedical engineering* 38 (2), S. 269–279. DOI: 10.1007/s10439-009-9852-5.

Augste, Claudia (1998): Modellierung der Beinmuskulatur beim Rudern. Diplomarbeit. Universität Augsburg, Augsburg. Institut für Sportwissenschaften.

Aumüller, Gerhard (2007): Anatomie. 208 Tabellen ; [mit CD-ROM zum Präp-Kurs]. Stuttgart: Thieme (Duale Reihe).

Bahler, A. S.; Fales, J. T.; Zierler, K. L. (1968): The dynamic properties of mammalian skeletal muscle. In: *The Journal of general physiology* 51 (3), S. 369–384.

Bigland, B.; Lippold, O. C. (1954): The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. In: *The Journal of Physiology* 123 (1), S. 214–224.

Bobbert, M. F.; Ettema, G. C.; Huijing, P. A. (1990): The force-length relationship of a muscle-tendon complex: experimental results and model calculations. In: *European journal of applied physiology and occupational physiology* 61 (3-4), S. 323–329.

Bobbert, M. F.; van Ingen, Schenau G. J. (1988): Coordination in vertical jumping. In: *Journal of biomechanics* 21 (3), S. 249–262.

Bobbert, M. F.; van Ingen Schenau, G J (1990): Isokinetic plantar flexion: experimental results and model calculations. In: *Journal of biomechanics* 23 (2), S. 105–119.

Chow, J. W.; Darling, W. G. (1999): The maximum shortening velocity of muscle should be scaled with activation. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 86 (3), S. 1025–1031. DOI: 10.1152/jappl.1999.86.3.1025.

- Clancy, E. A.; Bouchard, S.; Rancourt, D. (2001): Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions. In: *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 20 (6), S. 47–54.
- Cresswell, A. G.; Loscher, W. N.; Thorstensson, A. (1995): Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. In: *Experimental brain research* 105 (2), S. 283–290.
- De Luca, Carol, J.: The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: *Journal of applied Biomechanics* 1997 (13), S. 135–163.
- Delp, S. L.; Loan, J. P.; Hoy, M. G.; Zajac, F. E.; Topp, E. L.; Rosen, J. M. (1990): An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 37 (8), S. 757–767. DOI: 10.1109/10.102791.
- Disselhorst-Klug, Catherine; Schmitz-Rode, Thomas; Rau, Gunter (2009): Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 24 (3), S. 225–235. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003.
- Ebashi, S.; Endo, M. (1968): Calcium ion and muscle contraction. In: *Progress in biophysics and molecular biology* 18 (7), S. 123–183.
- Edman, K. A. (1988): Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. In: *The Journal of Physiology* 404, S. 301–321.
- Edman, K. A.; Mulieri, L. A.; Scubon-Mulieri, B. (1976): Non-hyperbolic force-velocity relationship in single muscle fibres. In: *Acta physiologica Scandinavica* 98 (2), S. 143–156. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1976.tb00234.x.
- Edman, K. A. P. (1999): The force bearing capacity of frog muscle fibres during stretch. Its relation to sarcomere length and fibre width. In: *The Journal of Physiology* 519 (2), S. 515–526. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1999.0515m.x.
- Erdemir, Ahmet; McLean, Scott; Herzog, Walter; van den Bogert, Antonie J (2007): Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 22 (2), S. 131–154. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005.

Friederich, J. A.; Brand, R. A. (1990): Muscle fiber architecture in the human lower limb. In: *Journal of biomechanics* 23 (1), S. 91–95.

Fugl-Meyer, A. R.; Sjöström, M.; Wählby, L. (1979): Human plantar flexion strength and structure. In: *Acta physiologica Scandinavica* 107 (1), S. 47–56.

Gordon, A. M.; Huxley, A. F.; Julian, F. J. (1966): The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. In: *The Journal of Physiology* 184 (1), S. 170–192.

Günther, Michael; Schmitt, Syn; Wank, Veit (2007): High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models. In: *Biological cybernetics* 97 (1), S. 63–79. DOI: 10.1007/s00422-007-0160-6.

Günther, Michael (1997): Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation. Eberhard Karls Universität Tübingen, Tübingen. Physik.

Hatze, H. (1978): A general myocybernetic control model of skeletal muscle. In: *Biol. Cybernetics* 28 (3), S. 143–157. DOI: 10.1007/BF00337136.

Hatze, Herbert (1981): Myocybernetic control models of skeletal muscle. Characteristics and applications. Pretoria: Univ. of South Africa (Studia mathematica, 4).

Haußer, Frank; Luchko, Yury (2011): Mathematische Modellierung mit MATLAB. Eine praxisorientierte Einführung. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag.

Hellam, D. C.; Podolsky, R. J. (1969): Force measurements in skinned muscle fibres. In: *The Journal of Physiology* 200 (3), S. 807–819.

Hermens, Hermie J. (1999): European recommendations for surface ElectroMyoGraphy. Results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development (SENIAM, 8).

Herzog, W.; Leonard, T. R.; Stano, A. (1995): A system for studying the mechanical properties of muscles and the sensorimotor control of muscle forces during unrestrained locomotion in the cat. In: *Journal of biomechanics* 28 (2), S. 211–218.

Herzog, W.; Sokolosky, J.; Zhang, Y. T.; Guimarães, A.C.S. (1998): EMG-Force Relation in Dynamically Contracting Cat Plantaris Muscle. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8 (3), S. 147–155. DOI: 10.1016/S1050-6411(97)00015-1.

- Herzog, Walter; ter Keurs, Henk E. D. J. (1988): Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. In: *Pflugers Arch.* 411 (6), S. 642–647. DOI: 10.1007/BF00580860.
- Hill, A. V. (1938): The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. In: *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 126 (843), S. 136–195. DOI: 10.1098/rspb.1938.0050.
- Hill, A. V. (1964): The Effect of Load on the Heat of Shortening of Muscle. In: *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 159 (975), S. 297–318. DOI: 10.1098/rspb.1964.0004.
- Hof, A. L.; Geelen, B. A.; van den Berg, J. (1983): Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. In: *Journal of biomechanics* 16 (7), S. 523–537.
- Hof, A. L.; van den Berg, Jw. (1981a): EMG to force processing I. An electrical analogue of the hill muscle model. In: *Journal of biomechanics* 14 (11), S. 747–758. DOI: 10.1016/0021-9290(81)90031-2.
- Hof, A. L.; van den Berg, Jw. (1981b): EMG to force processing II. Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer. In: *Journal of biomechanics* 14 (11), S. 759–770. DOI: 10.1016/0021-9290(81)90032-4.
- Hopkins, J. Ty; Feland, J. Brent; Hunter, Iain (2007): A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. In: *The International journal of neuroscience* 117 (5), S. 597–604. DOI: 10.1080/00207450600773764.
- Hughes, R. E.; Chaffin, D. B.; Lavender, S. A.; Andersson, G. B. (1994): Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 12 (5), S. 689–698. DOI: 10.1002/jor.1100120512.
- Huxley, A. F. (1974): Muscular contraction. In: *The Journal of Physiology* 243 (1), S. 1–43.
- Jacobs, R.; Bobbert, M. F.; van Ingen Schenau, G J (1996): Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. In: *Journal of biomechanics* 29 (4), S. 513–523.
- Joyce, G. C.; Rack, P. M.; Westbury, D. R. (1969): The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. In: *The Journal of Physiology* 204 (2), S. 461–474.

- Katz, B. (1939): The relation between force and speed in muscular contraction. In: *The Journal of Physiology* 96 (1), S. 45–64.
- Kistemaker, Dinant A.; Van Soest, Arthur Knoek J; Bobbert, Maarten F. (2005): Length-dependent Ca²⁺ sensitivity adds stiffness to muscle. In: *Journal of biomechanics* 38 (9), S. 1816–1821. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.08.025.
- Lampert, T.; Mensink, G. B. M.; Müters, S. (2012): Körperlich-sportliche Aktivität bei Erwachsenen in Deutschland. Ergebnisse der Studie "Gesundheit in Deutschland aktuell 2009". In: *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz* 55 (1), S. 102–110. DOI: 10.1007/s00103-011-1401-3.
- Lehner, Stefan (2007): Entwicklung und Validierung biomechanischer Computermodelle und deren Einsatz in der Sportwissenschaft. Dissertation. Universität Koblenz - Landau, Koblenz - Landau. Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften.
- Lexell, J. (1995): Human aging, muscle mass, and fiber type composition. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 50 Spec No, S. 11–16.
- Marcell, Taylor J.; Hawkins, Steven A.; Wiswell, Robert A. (2014): Leg strength declines with advancing age despite habitual endurance exercise in active older adults. In: *Journal of strength and conditioning research* 28 (2), S. 504–513. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182a952cc.
- Massey, Garry; Evangelidis, Pavlos; Folland, Jonathan (2015): Influence of contractile force on the architecture and morphology of the quadriceps femoris. In: *Experimental physiology* 100 (11), S. 1342–1351. DOI: 10.1113/EP085360.
- McMahon, T. A. (1984): Mechanics of Locomotion. In: *The International Journal of Robotics Research* 3 (2), S. 4–28. DOI: 10.1177/027836498400300202.
- Morse, Christopher I.; Thom, Jeanette M.; Reeves, Neil D.; Birch, Karen M.; Narici, Marco V. (2005): In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 99 (3), S. 1050–1055. DOI: 10.1152/jappphysiol.01186.2004.
- Murray, M. P.; Guten, G. N.; Baldwin, J. M.; Gardner, G. M. (1976): A Comparison of Plantar Flexion Torque with and Without the Triceps Surae. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica* 47 (1), S. 122–124. DOI: 10.3109/17453677608998984.

Opfermann, J. (1989). *Programmpaket zur nichtlinearen Optimierung*.
Programmbeschreibung.
FSU Jena

Paffhausen, Jan (2017): Einfluss der Sitzhöhe auf die Effizienz des Kurbelantriebs im Radsport. Masterarbeit. Eberhard Karls Universität Tübingen, Tübingen. Insitut für Sportwissenschaft.

Pandy, Marcus G.; Zajac, Felix E.; Sim, Eunsup; Levine, William S. (1990): An optimal control model for maximum-height human jumping. In: *Journal of biomechanics* 23 (12), S. 1185–1198. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90376-E.

Pierrynowski, Michael Raymond; Morrison, James Barbour (1985): A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion. Theoretical aspects. In: *Mathematical Biosciences* 75 (1), S. 69–101. DOI: 10.1016/0025-5564(85)90067-7.

Platzer, Werner; Spitzer, Gerhard (2009): *Bewegungsapparat*. 10., überarb. und erg. Aufl. Stuttgart: Thieme (Taschenatlas der Anatomie, in 3 Bänden; Bd. 1).

Prochel, Anton (2009): Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorwärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen. Dissertation. Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Tübingen. Mathematik und Physik.

Reinsch, Christian H. (1967): Smoothing by spline functions. In: *Numer. Math.* 10 (3), S. 177–183. DOI: 10.1007/BF02162161.

Ritchie, J. M.; Wilkie, D. R. (1958): The dynamics of muscular contraction. In: *The Journal of Physiology* 143 (1), S. 104–113. DOI: 10.1113/jphysiol.1958.sp006047.

Rockenfeller, Robert; Gunther, Michael; Schmitt, Syn; Gotz, Thomas (2015): Comparative Sensitivity Analysis of Muscle Activation Dynamics. In: *Computational and mathematical methods in medicine* 2015, S. 585409. DOI: 10.1155/2015/585409.

Saito, A.; Akima, H. (2013): Knee joint angle affects EMG-force relationship in the vastus intermedius muscle. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 23 (6), S. 1406–1412. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.08.009.

Sale, D.; Quinlan, J.; Marsh, E.; McComas, A. J.; Belanger, A. Y. (1982): Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. In: *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology* 52 (6), S. 1636–1642.

Scott, S. H.; Winter, D. A. (1991): A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. In: *Journal of biomechanics* 24 (2), S. 163–167.

Smith, Cory M.; Housh, Terry J.; Hill, Ethan C.; Keller, Joshua L.; Johnson, Glen O.; Schmidt, Richard J. (2017): Are there mode-specific and fatigue-related electromechanical delay responses for maximal isokinetic and isometric muscle actions? // Are there mode-specific and fatigue-related electromechanical delay responses for maximal isokinetic and isometric muscle actions? In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 37, S. 9–14. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.08.001.

Stapelfeldt, Björn; Mornieux, Guillaume (2005): RADSPORT. In: *Sports Orthopaedics and Traumatology Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie* 21 (2), S. 107–114. DOI: 10.1078/0949-328X-00247.

Stevens-Lapsley, Jennifer E.; Balter, Jaelyn E.; Wolfe, Pamela; Eckhoff, Donald G.; Kohrt, Wendy M. (2012): Early neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps muscle strength after total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. In: *Physical therapy* 92 (2), S. 210–226. DOI: 10.2522/ptj.20110124.

Thomann, Klaus-Dieter; Schröter, F.; Grosser, V. (2009): Orthopädisch-unfallchirurgische Begutachtung. 1. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer.

Tskhovrebova, Larissa; Trinick, John (2017): Titin and Nebulin in Thick and Thin Filament Length Regulation. In: *Sub-cellular biochemistry* 82, S. 285–318. DOI: 10.1007/978-3-319-49674-0_10.

van den Bogert AJ: Optimization of the human engine (1994). In: *Proceedings of the 8th Conference of the Canadian Society for Biomechanics: 1994*, S. 160-161.

van Ruijven, L. J.; Weijts, W. A. (1990): A new model for calculating muscle forces from electromyograms. In: *European journal of applied physiology and occupational physiology* 61 (5-6), S. 479–485.

van Soest, A. J. (1992): Jumping from Structure to Control: a simulation study of explosive movements. Dissertation. Vrije Universiteit, Amsterdam. Faculty of Human Movement Sciences.

van Soest, A. J.; Bobbert, M. F. (1993): The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. In: *Biological cybernetics* 69 (3), S. 195–204.

- van Soest, A. J.; Schwab, A. L.; Bobbert, M. F.; van Ingen Schenau, G J (1993): The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. In: *Journal of biomechanics* 26 (1), S. 1–8.
- Wank, V. (1993): Modellierung und Simulation von Muskelkontraktionen. Dissertation. Friedrich-Schiller-Universität Jena, Jena. Psychologisch - Pädagogisch- Sportwissenschaft.
- Wank, Veit (2000): Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter. Habilitation. Friedrich-Schiller-Universität Jena, Jena.
- Ward, Samuel R.; Eng, Carolyn M.; Smallwood, Laura H.; Lieber, Richard L. (2009): Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? In: *Clinical orthopaedics and related research* 467 (4), S. 1074–1082. DOI: 10.1007/s11999-008-0594-8.
- Watsford, Mark; Ditroilo, Massimiliano; Fernández-Peña, Eneko; D'Amen, Giancarlo; Lucertini, Francesco (2010): Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. In: *Medicine and science in sports and exercise* 42 (7), S. 1324–1332. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181ce509d.
- Wickiewicz, T. L.; Roy, R. R.; Powell, P. L.; Edgerton, V. R. (1983): Muscle architecture of the human lower limb. In: *Clinical orthopaedics and related research* (179), S. 275–283.
- Wilkie, D. R. (1956): Measurement of the series elastic component at various times during a single muscle twitch. In: *The Journal of Physiology* 134 (3), S. 527–530. DOI: 10.1113/jphysiol.1956.sp005662.
- Winter, Samantha L.; Challis, John H. (2010): The Force-Length Curves of the Human Rectus Femoris and Gastrocnemius Muscles in Vivo. In: *Journal of applied Biomechanics* 26 (1), S. 45–51. DOI: 10.1123/jab.26.1.45.
- Woods, J. J.; Bigland-Ritchie, B. (1983): Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. In: *American journal of physical medicine* 62 (6), S. 287–299.
- Yamada, Hiroshi; Evans, F. Gaynor (1970): Strength of biological materials. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Zajac, F. E. (1989): Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In: *Critical reviews in biomedical engineering* 17 (4), S. 359–411.

Zajac, Felix E.; Neptune, Richard R.; Kautz, Steven A. (2002): Biomechanics and muscle coordination of human walking. In: *Gait & Posture* 16 (3), S. 215–232. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00068-1.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Zuhilfenahme der ausgewiesenen Hilfsmittel angefertigt habe. Sämtliche Stellen der Arbeit, die im Wortlaut oder dem Sinn nach anderen gedruckten oder im Internet verfügbaren Werken entnommen sind, habe ich durch genaue Quellenangaben kenntlich gemacht.

Ort, Datum

Benedikt Vöhringer