

**Modellierung der Muskelkontraktion der
Plantarflexoren unter Berücksichtigung physiologischer
Parameter und der Muskelarchitektur**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Wirtschafts- und Sozialwissenschaftlichen Fakultät
der Eberhard Karls Universität Tübingen

vorgelegt von
Stefanie Kramer
aus Stuttgart

Tübingen
2012

Tag der mündlichen Prüfung:	08.02.2013
Dekan:	Professor Dr. rer. soc. Josef Schmid
1. Gutachter:	Prof. Dr. Veit Wank
2. Gutachter:	Prof. Dr. Wilfried Alt

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation und Einleitung	1
2	Modellierung von Muskelkontraktionen	4
2.1	Mechanik der Muskelkontraktion	5
2.1.1	Muskelaktivierung	6
2.1.2	Kraft-Längen-Relation	8
2.1.3	Kraft-Geschwindigkeits-Relation	9
2.2	Viskoelastische Eigenschaften	11
2.2.1	Seriellelastisches Element	11
2.2.2	Parallelelastisches Element	12
2.2.3	Dämpfungselement	13
2.3	Muskelarchitektur	13
2.4	Modellierung von Muskel-Skelett-Systemen	21
2.4.1	Modell des Muskels	21
2.4.2	Geometriemodell für die Plantarflexion	23
3	Analyse der Muskelarchitektur bei Plantarflexionen	27
3.1	Analyse der Muskelarchitektur für M.soleus	27
3.1.1	Versuchsaufbau und -ablauf	27
3.1.2	Ergebnisse und Diskussion	30
3.1.3	Modellierung der Architekturabhängigkeiten	40
3.2	Analyse der Muskelarchitektur für M.gastrocnemius	45
3.2.1	Versuchsaufbau und -ablauf	45
3.2.2	Ergebnisse und Diskussion	46
3.2.3	Modellierung der Architekturabhängigkeiten	53
4	Modellierung von Plantarflexionen	63
4.1	Kinematische und dynamische Vermessung der Plantarflexion	63
4.2	Modellierung der Plantarflexion	65
4.3	Einfluss der Architekturparameter	70
4.4	Parameteroptimierung bei Plantarflexionen	71
4.4.1	Algorithmen zur nichtlinearen Minimierung	72
4.4.2	Modellgleichungen	75
4.4.3	Sensitivitätsanalyse	76
4.4.4	Optimierungsergebnisse	81

4.4.5	Variation der Anfangskonfiguration	84
4.4.6	Einfluss verschiedener Stimulationsnormierungen	85
4.4.7	Anpassungen für verschiedene Lasten und Probanden	86
5	Zusammenfassung und Fazit	91
	Literaturverzeichnis	94

1 Motivation und Einleitung

Die Biomechanik befasst sich unter anderem mit der Bewegungserzeugung und Bewegungskontrolle von biologischen Wesen und mit den Wechselbeziehungen zwischen der Struktur der Gewebe und ihrer mechanischen Beanspruchung.

Die experimentellen Untersuchungen erfolgen hauptsächlich an isolierten Tiermuskeln (Wank 1993). Beim lebenden Menschen ist es mit großem Aufwand verbunden und ethisch schwer vertretbar, Gelenk- und Muskelkräfte direkt zu messen und damit Wissen über die inneren Strukturen zu erlangen. Computermodelle bieten eine Alternative durch die Möglichkeit der Berechnung von Muskelkräften. Modelle des Muskel-Sehnen-Komplexes (muscle tendon complex, MTC) werden benutzt, um Bewegungen von Menschen und Tieren zu simulieren und zu helfen, mechanische Eigenschaften und Bewegungsmerkmale von Muskeln zu verstehen (Hatze 1977; Gordon et al. 1966; Zajac 1989; Epstein & Herzog 1998).

Diese MTC-Modelle bauen auf einem phänomenologischen Ersatzmodell auf, um den Arbeitsbereich der Muskeln, die zugrunde liegenden Kontraktionsverläufe der beteiligten Muskeln, sowie die Kraftübertragung in den Gelenken und Gliedmaßensegmenten zu beschreiben. MTC-Modelle enthalten meist Muskelkennlinien in Form von mathematischen Gleichungen, deren Parameter eine möglichst physiologische Abbildung des Kontraktionsverhaltens der Muskeln enthalten.

In den klassischen so genannten Hill'schen Modellen wird bislang die Muskelkraft aus Fasern berechnet, die entweder genau in Muskelwirkungsrichtung arbeiten (fusiforme Muskeln, kein Faserwinkel) oder mit einem konstanten mittleren Faserwinkel diagonal zur Wirkungslinie des Muskels angeordnet sind (unipennat). Konstante Faserwinkel spiegeln jedoch die realen Verhältnisse während der Muskelkontraktion nur sehr oberflächlich wider (Scott & Winter 1991, Hodges et al. 2003) und werden in zahlreichen Studien widerlegt (Hodges et al. 2003; Scott & Winter 1991; Huijing et al. 1989, 1994; Shin et al. 2009; Li et al. 2009; Narici et al. 1996). Es zeigt sich, dass die *in vivo* gefundenen Muskelverkürzungen nur realisierbar sind, wenn durch die Aufstellung der Fasern (dynamischer Faserwinkel) eine zusätzliche Verkürzung auftritt. Der Faserwinkel ändert sich in Abhängigkeit von Last und Faserlänge durch die Querkräfte, die bei der Verdickung der Fasern bei der Kontraktion entstehen. Dadurch entstehen weniger Querkräfte als durch einen konstanten Faserwinkel. Durch die schräg zur Wirkungslinie des Muskels verlaufende Faserkraft und -kontraktion entstehen Kraftverluste, ebenso durch Deformations- und Querausdehnung des Muskels.

Es gibt speziell im Bereich der Plantarflexoren gewisse Zustände des Muskels mit kurzen Muskelfasern. Bei Annahme eines festen Winkels im Bereich des Muskelansatzes und zwischen Sehnenplatte und Faser (Faser-Aponeurosen-Winkel) kann durch diese Muskelmodelle kein ausreichender Kontraktionshub z.B. bei Plantarflexionen erzeugt werden, um real beobachtete Längenveränderungen zu modellieren. Die Natur bewerkstelligt dies mit einer Aufstellung der Fasern bei vergrößerten Gelenkwinkeln und zunehmender aufgebrachtener Kraft. In Experimenten wurden signifikante Unterschiede im Faserwinkel zwischen relaxiertem und maximal kontrahiertem Muskel gefunden (Narici & Maganaris 2006; Herbert & Gandevia 1995). Ein größerer Faserwinkel ermöglicht eine größere Anzahl an parallel arbeitenden kontraktilen Fasern und damit eine größere Kraft.

Wie kann nun dieser Hub erreicht werden und sinnvoll in ein bestehendes MTC-Modell implementiert werden? Innerhalb dieser Arbeit soll diese Fragestellung untersucht werden. Es soll ein Ansatz gefunden werden, um die Veränderungen der Faser-richtung während der Muskelkontraktion und die maximale Auslenkung im verfügbaren Fußgelenkwinkel- und Kraftbereich mathematisch zu beschreiben. Das Ziel soll sein, dies in ein biokybernetisches Muskelmodell zu integrieren und Muskel-Skelett-Systeme dynamisch und realitätsnah zu simulieren.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung eines kompletten Satzes an individuellen Parametern für die menschliche MTC-Modellierung. Dies ist gegenwärtig *in vivo* nicht möglich (Wagner et al. 2006; Garner & Pandy 2003). Einige Parameter, beispielsweise Muskelmomenthebel oder Muskelfaserwinkel repräsentieren den lebenden Organismus nur mangelhaft, da sie durch Leichenexperimente, an isolierten- oder Tiermuskeln erhoben wurden (Friederich & Brand 1990; Li et al. 2009; Wickiewicz et al. 1983). Untersuchungen, die Architekturparameter von Kadavern und von lebenden Menschen verglichen, finden keine Übereinstimmung (Martin et al. 2001; Fukunaga et al. 1997b; Herbert & Gandevia 1995). In der Literatur werden abweichende Werte für die Parameter der Hill'schen Gleichung zur Beschreibung von kontraktilen Kraft-Geschwindigkeits Relationen angegeben, abhängig von Temperatur, Fasertypkomposition und den betrachteten Muskeln (Winters 1990; Edman & Hwang 1977). Aber auch für dieselben Muskeln zeigen Muskelparameter beträchtliche Abweichungen innerhalb der verwendeten Muskelmodelle.

Um aber Modellvorhersagen treffen zu können und zu verbessern, ist es notwendig, Parameter des MTC und damit Muskeleigenschaften individuell und zuverlässig zu bestimmen. Dazu sollen Muskelmodellparameter für bestehende mathematische Zusammenhänge mittels einer mathematischen Optimierungsrechnung bestimmt werden.

Optimierungsrechnungen werden in der Muskel-Skelett-Modellierung angewendet, um Muskelkräfte zu berechnen und damit dynamische Bewegungen zu simulieren (Reinbolt 2005; Gagnon 2001). Oftmals wird ein least-square Algorithmus benutzt, um die Relation zwischen dem EMG und dem Gelenkmoment zu finden (Gagnon 2001; Reinbolt 2005). Insbesondere kann das Problem der Redundanz der Ansteuerungsmöglichkeiten der verschiedenen Muskeln bei mehrgelenkigen Bewegungen gelöst werden, indem individuelle Muskelkräfte durch Optimierung berechnet werden (Cholewicki & McGill 1994; Spägle et al. 1999). Wagner et al. finden anhand eines nicht-linearen Regressionsalgorithmus (modifizierter Levenberg-Marquardt Algorithmus) Muskelparameter für Froschmuskeln (Wagner et al. 2006).

In der folgenden Arbeit sollen valide Parameter für eine Muskelgruppe mithilfe der Optimierungsrechnung anhand einer menschlichen Plantarflexionsbewegung ermittelt werden. Input sind reale und physiologische Messdaten. Es soll eine Minimierung der Fehlerquadratsumme zwischen berechneter und gemessener Zielfunktionen durch Anpassung der Modellparameter mit verschiedenen Algorithmen durchgeführt werden. Damit soll ein Satz an individuellen Parametern gewonnen werden. Zudem soll, wie im ersten Teil beschrieben, ein dynamischer Faserwinkel modelliert werden. Dies wurde bislang in bestehenden Arbeiten vernachlässigt. Die Implementierung des dynamischen Faserwinkels resultiert zum einen darin, dass die ermittelten Parameter die Realität besser beschreiben und zum anderen, dass die Optimierungsrechnung niedrigdimensionaler und somit robuster wird.

Idealerweise können mit diesem ermittelten Parametersatz und einer vorwärtsdynamischen Bewegungsmodellierung Voraussagen von Kontraktionsverläufen, sowie Muskel- und Gelenkkräfte berechnet werden.

Inwieweit sich dies für einfache eingelenkige Bewegungen des Menschen realisieren lässt, soll unter Berücksichtigung von Veränderungen des Faserwinkels am Beispiel der Plantarflexion im Rahmen dieser Arbeit geprüft werden.

2 Modellierung von Muskelkontraktionen

Skelettmuskeln leisten den überwiegenden Anteil der mechanischen Arbeit für autonome menschliche und tierische Bewegung. Durch Erzeugung von Kraft und Längenänderung bewirken sie zusammen mit der Schwerkraft und den Trägheitskräften die Gliedmaßenbewegung. Die Übertragung der Muskelkraft auf die Gliedmaßen hängt von der geometrischen Form der gelenkbildenden Teile der Knochen wie Hebellängen und Kondylenformen (Gelenkrollen) ab. Für die Modellierung des Muskel-Skelettsystems wird ein Geometriemodell benötigt, das die Kraftübertragung auf die Körpersegmente beschreibt. Des Weiteren werden Gleichungen formuliert, die die Kräfte aller anatomischen Strukturen abbilden, die an einem Muskelkontraktionszyklus beteiligt sind. Der menschliche Bewegungsapparat soll abstrahiert und anhand eines Modells beschrieben werden. Man unterscheidet zwischen einem aktiven und einem passiven Teil. Zum passiven Teil zählen Stütz- und Bindegewebe sowie Sehnen. Die Sehnen übertragen die von der Muskulatur aufgebauten Kräfte auf den Bewegungsapparat (Knochen). Der aktive (kontraktile) Teil besteht aus der Muskulatur. Für ein Muskel-Skelett-Modell sollen passive (Muskelfaszien), seriellelastische (Sehnen) und kontraktile (krafterzeugende Einheiten des Muskels) Kräfte berücksichtigt werden. Das Ersatzschaltbild hierfür besteht aus einer Parallelanordnung der passiven und kontraktilen und einer Reihenordnung der seriellelastischen Kräfte (siehe Abb. 2.6). Passive Strukturen haben primär mechanische Funktionen. Sie dienen der Aufnahme und Übertragung von Kräften und beteiligen sich am Aufbau von Organen und deren Einbau in die Umgebung. Passive Strukturen addieren sich zur Kontraktionskraft, wenn der Muskel gedehnt ist, da sie Widerstand gegen die Zugkraft aufbringen. Das kontraktile Element zeichnet sich durch eine statische und dynamische Kraft aus. Die statische Kraft kann in guter Näherung durch eine symmetrische, quadratische Funktion parametrisiert werden, die den Überlappungsgrad der Aktin- und Myosinfilamente repräsentiert (Alberts 1990). Für den konzentrischen Bereich der dynamischen Kraft veröffentlichte Hill 1938 eine empirische Gleichung, die auch aktuell noch in der Muskelmodellierung eingesetzt wird (Houdijk et al. 2006; Manal & Buchanan 2005). Die Hill'sche Gleichung gibt den hyperbolischen Zusammenhang zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit und Kraft des kontraktilen Elements an. Aus deren Integration erhält man die aktuelle kontraktile Länge. Für den exzentrischen Bereich legte Katz 1939 die experimentellen Grundlagen. Die Sehnen werden mathematisch durch nichtlineare Gleichungen mit einer charakte-

ristischen Federkonstante beschrieben (van Soest et al. 1995). Es werden auch lineare Kraft-Längen-Beziehungen ab einer bestimmten Muskellänge diskutiert (Out et al. 1996). Muskelumhüllungen unterstützen die Kontraktionskraft, wenn der Muskel gedehnt ist, da sie Widerstand gegen die Zugkraft aufbringen. Deren Kraft wird nach van Soest ebenfalls durch eine quadratische Kraft-Längen-Gleichung beschrieben, die in der Längennachse um den Ruhelängenwert verschoben ist. In existierenden Modellen wird ein zeitlich konstanter Faserwinkel zwischen den beiden Komponenten angenommen (Zajac 1989). Der Faserwinkel ist definiert als der Winkel zwischen Muskelfasern und der Krafrichtung (Sehne). Die Annahme eines konstanten Winkels ist jedoch eine grobe Vereinfachung. Laut Untersuchungen ist der Faserwinkel eine dynamische Funktion mehrerer Größen (Fukunaga et al. 1997b,a; Ichinose et al. 1998). Bezüglich der Vorhersagekraft realer dynamischer und kinematischer Muskelverläufe sollte der nicht-konstante Faserwinkel in Muskel-Skelett-Modellen berücksichtigt werden. Das ist ein Ziel dieser Arbeit.

Um einen Bewegungsablauf auf neuronaler Ebene beschreiben zu können, wird der Aufbau der Muskelaktivität, ausgehend von einer neuronalen Stimulation, durch experimentell ermittelte Gleichungen beschrieben. Diese physiologischen Aktivierungsdynamiken sind mathematisch durch Differentialgleichungen beschreibbar (Hatze 1977; Zajac 1989). Bei Vorgabe der neuronalen Stimulation in Form einer EMG-Hüllkurve kann die Aktion des Zentralen Nervensystems (ZNS) simuliert werden. Die Eingabe der Stimulation erlaubt eine große Bandbreite an Steuermöglichkeiten für die gezielte Bewegung eines Mehrkörpermodell.

2.1 Mechanik der Muskelkontraktion

Skelettmuskeln haben sich im Evolutionsprozess an ihre jeweiligen Aufgaben angepasst und sind dafür optimiert. So gibt es z.B. mehrköpfige, gefiederte Muskeln mit unterschiedlicher Faserzusammensetzung und Architektur. Einige Muskeln sind auf Ausdauerfunktionen ausgerichtet (M.soleus), andere auf Schnelligkeit (M.gastrocnemius). Diese Spezialisierung schlägt sich in der Mechanik und dem Kennlinienverlauf der Muskeln nieder. Möchte man ein Muskel-Skelett-System simulieren, so benötigt man spezielle Gleichungen für die Aktivierung und Krafterzeugung der Muskeln.

2.1.1 Muskelaktivierung

Im folgenden werden zwei Dynamiken zur Muskelaktivierung beschrieben, die mathematisch den Aufbau der Muskelaktivität in Abhängigkeit der neuralen Steuerung beschreiben: die Dynamik nach Hatze und nach Zajac.

Hatze (1977) definiert die Aktivität q des kontraktiven Elements abhängig von der Kalziumkonzentration γ (freie Ionenkonzentration), die ins Sarkoplasma ausgeschüttet wird, wenn die Membran des sarkoplasmatischen Retikulums depolarisiert wird. Die Aktivität q repräsentiert die Anzahl an geschlossenen Bindungen zwischen Aktin- und Myosinfilamenten (gebundene Ionenkonzentration). Auch im Ruhezustand ist ständig ein geringer Teil an Bindungen geschlossen. Somit hat der Muskel ständig einen geringen Grundtonus. Der Parameter q_0 bezeichnet die Anzahl dieser geschlossenen Bindungen. Die Gleichung für das Zeitverhalten der Aktivität berechnet sich nach Hatze durch eine Übertragungsfunktion von freier zu gebundener Ionenkonzentration gemäß:

$$q(l_{CE}, \gamma) = \frac{(q_0 + (\rho(l_{CE})\gamma)^2)}{(1 + (\rho(l_{CE})\gamma)^2)}, \quad q_0 \leq q \leq 1, \quad (2.1)$$

wobei l_{CE} die kontraktile Länge und ρ eine überlappabhängige Hilfsfunktion ist:

$$\rho(l_{CE}) = \frac{1.373 \cdot 6.62 \cdot (2.9 - 1)}{(2.9 \cdot (\frac{l_{CEopt}}{l_{CE}}) - 1)} \quad (2.2)$$

und die freie Ca^{2+} -Konzentration γ aus einer Differentialgleichung berechnet wird:

$$\dot{\gamma} = \eta(STIM - \gamma). \quad (2.3)$$

η wird durch die Zeitkonstante $\tau_H = 1/\eta$ für Ausschüttung und Abpumpen der Ionen berechnet. Es gibt langsame und schnelle Muskelfasern. Der Unterschied besteht in der Geschwindigkeit des Anstiegs der Aktivität. Langsame Fasern haben nach Hatze einen Wert von $\eta = 3.67 \text{ s}^{-1}$ und für schnelle gilt $\eta = 11.25 \text{ s}^{-1}$. $STIM$ bezeichnet die Stimulation des zentralen Nervensystems und nimmt Werte zwischen Null und Eins an. Eine Stimulation von Eins bedeutet volle Aktivierung. Die Stimulation ist also auf die maximale Kraft normiert. $STIM$ ist abhängig sowohl von der Erregungsfrequenz, als auch von der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten. Nachteile der Aktivierungsdynamik nach Hatze bestehen darin, dass sie nur eine Faser, nicht den ganzen Muskel beschreibt. $STIM$ steht also nur für die Erregungsfrequenz einer Faser. Das EMG als zugängliche Messung für die Summe der elektrischen Signale im gesamten Muskel korreliert nicht mit $STIM$. Außerdem sind unterschiedliche biologische Prozesse an der

Aktivitätserhöhung bzw. -erniedrigung beteiligt. Die Gleichung für q beschreibt nur den Anstieg bis zum Plateau.

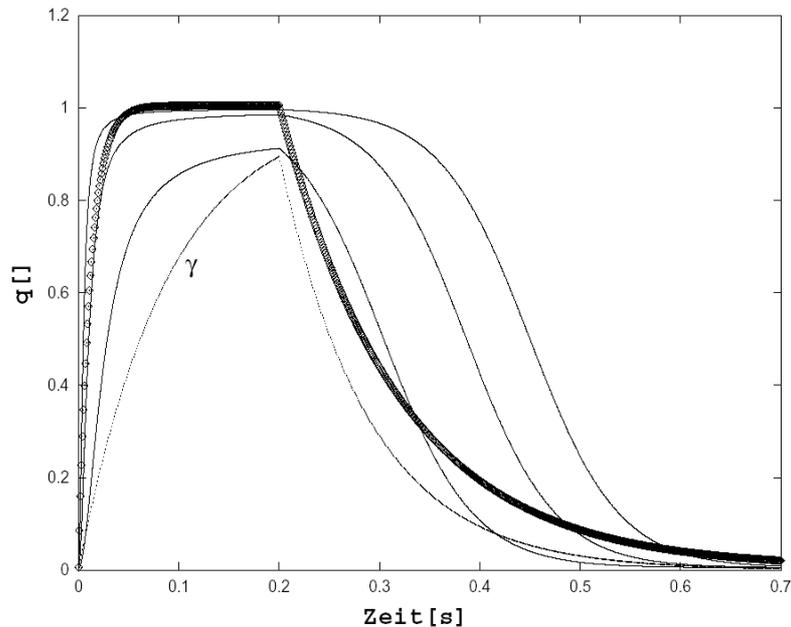


Abb. 2.1: Muskelaktivitäten bei Hatze (Linien) und Zajac (fett); Dabei gilt: $STIM = 1$ für 0.02 Sekunden, dann $STIM = 0$. Man erkennt den nicht-exponentiellen Verlauf des Abpumpens bei Hatze. Für die Kurven nach Hatze sind die l_{CE}/l_{CEopt} Verhältnisse variiert ($l_{CE}/l_{CEopt} = 0.5, 1.0, 1.5$, von unten nach oben). Hatzes exponentiell verlaufendes γ ist eingezeichnet (aus Günther 1997).

Zajac (1989) definiert die muskuläre Aktivität a als relative isometrische Kraft bei optimaler Länge des kontraktiven Elements. Experimentell lässt eine Korrelation zwischen dem messbaren EMG und der isometrischen Kraft nachweisen. Somit kann man a in Abhängigkeit der Stimulation darstellen. Die Differentialgleichung für die zeitliche Entwicklung lautet:

$$\dot{a} = M_{act}(STIM - STIM(1 - \beta)a - (\beta a)) . \quad (2.4)$$

In Anlehnung Günther (1997) wird für a der Wert $a = q - q_0$, mit $q_0 \leq q \leq 1$ gewählt, der die ständig geschlossenen Bindungen berücksichtigt. Es gilt: $\tau_{act} = 1/M_{act}$ und $\tau_{deact} = \tau_{act}/\beta$ für völlige Aktivierung ($STIM = 1$) und Deaktivierung ($STIM = 0$). Der Aufbau der Aktivität (Ausschüttung) erfolgt schneller als der Abbau (Abpumpen). Ein Nachteil der Aktivierungsdynamik nach Zajac besteht darin, dass keine Abhän-

gigkeit von der kontraktile Länge berücksichtigt wird. Dies ist jedoch experimentell nachgewiesen (Hatze 1981).

Die Schnelligkeit des Aktivitätsaufbaus ist für beide Modelle vergleichbar. Der Abbau erfolgt bei Hatze für hohe q -Werte schneller und nicht-exponentiell.

2.1.2 Kraft-Längen-Relation

Die isometrische Kraft bei Kräftegleichgewicht ($v_{CE} = 0$) zwischen angreifender und vom Muskel erzeugter Kraft ist abhängig von der relativen Position der Aktin- und Myosinfilamente. Bei maximaler Überlappung ergibt sich die größte Kraft F_{max} .

Die Überlappung kann in guter Näherung durch folgende symmetrische quadratische Überlappfunktion parametrisiert werden:

$$F_{iso}(l_{CE}) = \frac{-1}{width^2} \left(\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}} \right)^2 + 2 \left(\frac{l_{CE}}{l_{CEopt}} \right) \frac{1}{width^2} - \frac{1}{width^2} + 1. \quad (2.5)$$

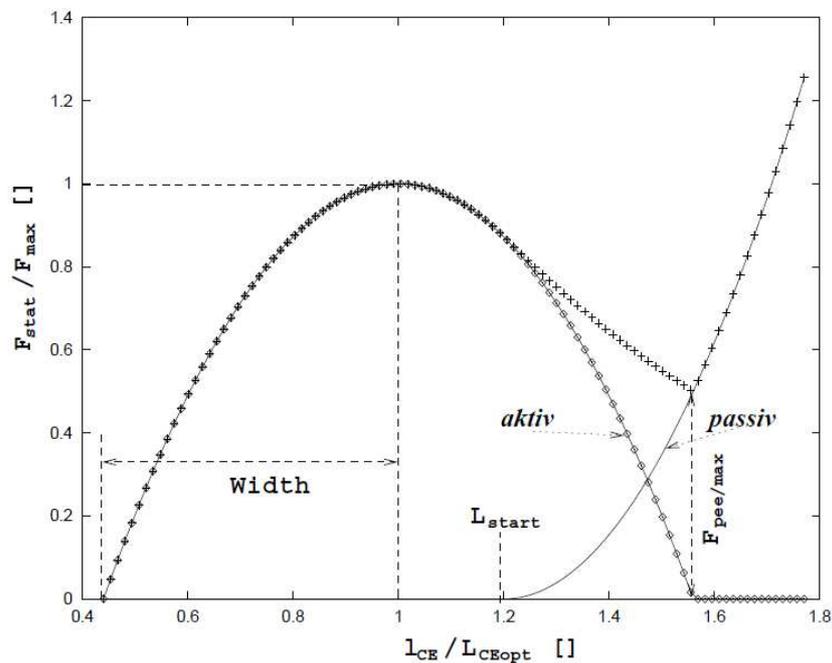


Abb. 2.2: Statische Kraft-Charakteristik des CE: Aufgetragen sind auf Maximalwert F_{max} normierte isometrische Kraft $F_{iso}(l_{CE})$ (Punktlinie), normierte Kraft des PEs F_{PE} (Linie, siehe Kapitel 2.2.2) und deren Summe (Kreuze); Parameter $l_{start} = 1.2$ und $F_{PEmax} = 0.5$ (aus Günther 1997).

F_{iso} besitzt keine Einheit, da $width$ ein einheitenloser Faktor ist. Die Parameter $width$ und l_{CEopt} sind durch die Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten definiert. Der Parameter $width$ bezeichnet die halbe Länge des Arbeitsbereichs des CE-Elements und wird zu 0.56 gewählt. F_{iso} nimmt Werte zwischen Null und Eins an. Das Maximum liegt bei l_{CEopt} .

l_{CEopt} ergibt sich aus dem Produkt aus optimaler Länge des Sarkomers von ungefähr $2.25\mu\text{m}$ und Anzahl der hintereinander geschalteten Sarkomere. Voraussetzung ist, dass alle Sarkomere die gleiche optimale Länge haben. Die isometrische Kraft hängt von der Überlappfunktion F_{iso} und von der Aktivität q des Muskels (siehe Abschnitt 2.1.1) ab:

$$F_{CE}|_{v_{CE}=0} = qF_{max}F_{iso}(l_{CE}) . \quad (2.6)$$

2.1.3 Kraft-Geschwindigkeits-Relation

Zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit und Last besteht ein hyperbolischer Zusammenhang. Dies wurde erstmalig von Fenn & Marsh (1935) beschrieben. 1938 stieß Hill bei Messungen der Wärmefreisetzung bei verschiedenen Kontraktionsbedingungen auf die Kraft-Geschwindigkeits-Relation.

Für den konzentrischen Fall kann das Verhalten der Muskelkräfte durch die von ihm empirisch ermittelte so genannte Hill'sche Gleichung beschrieben werden (Hill 1938). Die Muskelkraft ist hierbei größer als die Summe der angreifenden Kräfte. Der Muskel kontrahiert demnach bis zu einem Gleichgewichtswert, der durch $F_{iso}(l_{ce})$ gegeben ist. Eine konzentrische Kontraktion bedeutet eine negative Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Hill'sche Gleichung gibt den hyperbolischen Zusammenhang zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} und Muskelkraft F_{CE} des kontraktiven Elements an:

$$(F_{CE} + a)(v_{CE} - b) = -(F_{CE}|_{v_{CE}=0} + a)b . \quad (2.7)$$

Die Asymptoten der Gleichung sind $v_{CE} = b$ (im Limes unendlich großer Kraft) und $F_{CE} = -a$ (im Limes unendlich negativer Kontraktionsgeschwindigkeit):

$$a = -\lim_{v_{CE} \rightarrow -\infty} F_{CE} .$$

Folgende Schreibweise der Hill'schen Gleichung für die Kontraktionsgeschwindigkeit wird in dieser Arbeit verwendet:

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = Factor(q)Bl_{CEopt} \left(1 - \frac{F_{iso}(l_{CE}) + A(l_{CE})}{\frac{F_{CE}}{qF_{max}} + A(l_{CE})} \right) . \quad (2.8)$$

Diese Gleichung gilt im konzentrischen Bereich streng genommen nur für einzelne Fa-

sern. Parameter sind:

- $A = \frac{a}{F_{max}}$, wobei a die Asymptote $a = -\lim_{v_{CE} \rightarrow -\infty} F_{CE}$ darstellt. A kann als die Zusammensetzung aus den verschiedenen Fasertypen interpretiert werden.
- $B = \frac{b}{l_{CEopt}}$, wobei b die Asymptote $b = -\lim_{F_{CE} \rightarrow \infty} v_{CE}$ darstellt.
- $Factor(q) = 1$ für $q > 0.3$, $Factor(q) = \frac{1}{0.3}q$ sonst (nach Van Soest (van Soest 1992). $Factor(q)$ sorgt dafür, dass entsprechend experimentellen Ergebnissen v_{CE} für kleinere Werte von q konstant bleibt (Petrofsky & Phillips 1981).
- $A(l_{CE}) = AF_{iso}(l_{CE})$ für $l_{CE} \geq l_{CEopt}$ (van Soest 1992): damit hängt v_{max} nicht über den ganzen l_{CE} - Bereich von F_{iso} ab (Stern 1974).

Für den exzentrischen Bereich legte Katz (1939) die experimentellen Grundlagen. Die Hill'sche Gleichung kann in diesem Bereich mit einigen Modifikationen verwendet werden.

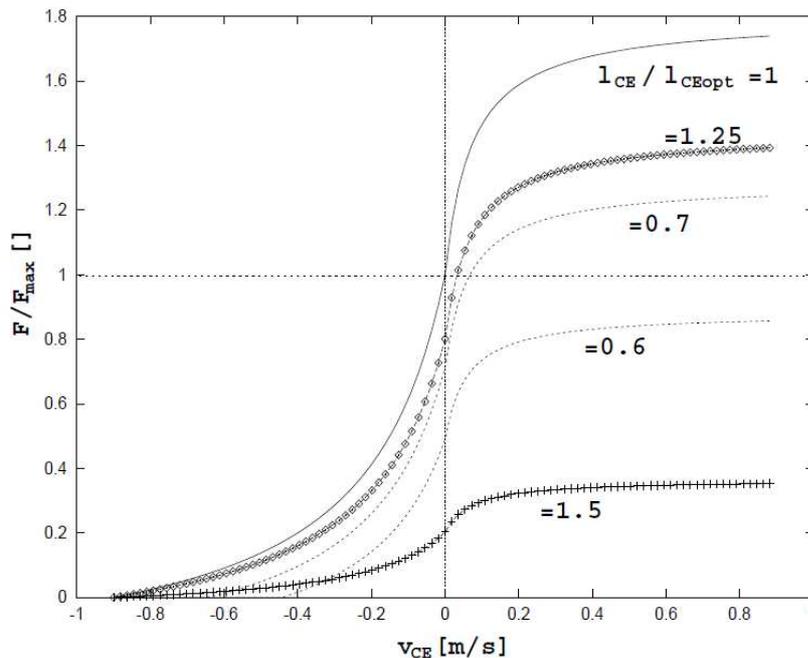


Abb. 2.3: Auf F_{max} nomierter dynamischer Kraft-Verlauf des CEs bei gegebener Kontraktionsgeschwindigkeit mit Variation der Länge l_{CE} ; $v_{CE} < 0$ ist konzentrischer, $v_{CE} > 0$ exzentrischer Bereich (aus Günther 1997).

Im Geschwindigkeitsnullpunkt, also beim Wechsel vom konzentrischen zum exzentrischen Bereich, gibt es eine Unstetigkeit der Steigungen (Katz 1939), die durch den Parameter *Slopefactor* berücksichtigt wird. Dieser Parameter ist definiert als der Quotient

aus dem Limes gegen Null der Steigungen:

$$Slopefactor = \frac{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}}\right)|_{v_{CE} \rightarrow 0+}}{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}}\right)|_{v_{CE} \rightarrow 0-}}. \quad (2.9)$$

Weiter wird eine Grenzkraft $F_{lim} = F_{max/exz} q F_{max} F_{iso}(l_{CE})$ angenommen.

Es ist: $F_{max/exz} = 1.8$ und $Slopefactor = 2$ (Günther 1997; van Soest 1992; McMahon 1984). Somit lautet die Gleichung für den exzentrischen Bereich:

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = \frac{C_1}{\left(\frac{F_{CE}}{q F_{max}} - C_2\right)} - C_3. \quad (2.10)$$

Die Parameter C_1 bis C_3 werden nach van Soest (van Soest 1992) durch die folgenden Annahmen bestimmt:

- Stetigkeit der Kraft-Geschwindigkeitskurve im Geschwindigkeitsnullpunkt,
- Sprung der Steigung im Geschwindigkeitsnullpunkt um $Slopefactor$, und
- Kraft geht gegen $F_{max/exz} F_{CE}|_{v_{CE}=0} = \lim_{v_{CE} \rightarrow \infty}$ im Limes unendlich großer Geschwindigkeit:

$$\begin{aligned} C_2 &= F_{iso}(l_{CE}) F_{max/exz} \\ C_4 &= C_2 - F_{iso}(l_{CE}) \\ C_3 &= C_4 \frac{Factor(q) B l_{CEopt}}{Slopefactor (F_{iso}(l_{CE}) + A(l_{CE}))} \\ C_1 &= -C_4 C_3. \end{aligned} \quad (2.11)$$

2.2 Viskoelastische Eigenschaften

2.2.1 Seriellelastisches Element

Ein Muskel setzt durch Sehnen am Knochen an. Diese werden als seriellelastische Elemente modelliert. Bezeichnend ist ihre große Steifigkeit. Mathematisch können sie nach van Soest (van Soest 1992; van Soest et al. 1995) durch nichtlineare Kraftgleichungen beschrieben werden:

$$F_{SE} = \begin{cases} k_{SE} (l_{SE} - l_{SE0})^2 & \text{für } l_{SE} > l_{SE0} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.12)$$

$$k_{SE} = \frac{F_0^{CE}}{(U_{SE} l_{SE0})^2}.$$

Die Federhärte k_{SE} skaliert mit der maximalen isometrischen Kraft F_0^{CE} , mit der das kontraktile Element an der Sehne angreift. U_{SE} ist die zur Ruhelänge l_{SE0} relative Dehnung des serienelastischen Elements bei isometrischer Maximalkraft und beträgt 0.04. Unterhalb der Ruhelänge erschlafft die Sehne und somit ist die Sehnenkraft Null. Die Kraft-Längen-Beziehungen der seriellelastischen Elemente werden durch Quick-release-Experimente mit isolierten Sehnen ermittelt.

2.2.2 Parallelelastisches Element

Alle parallel zu den Sarkomeren liegenden Bindegewebsstrukturen werden als parallelelastische Strukturen bezeichnet. Sie unterstützen die Kontraktionskraft, wenn der Muskel gedehnt wird, da sie Widerstand gegen die Zugkraft aufbringen. Allerdings muss der Muskel sehr stark gedehnt sein, bevor diese passiven Kräfte wirken. Der Beginn dieser wird durch l_{start} (ohne Einheit) charakterisiert. Dieser Wert wird in Anlehnung an Günther (Günther 1997) als 1.2 angenommen. Die Kraft des parallelelastischen Elements (F_{PE}) kann nach van Soest durch folgende Gleichungen beschrieben werden:

$$F_{PE} = \begin{cases} k_{PE}(l_{PE} - l_{PE0})^2 & \text{für } l_{PE} = l_{CE} > l_{PE0} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.13)$$

$$\begin{aligned} l_{PE0} &= l_{start} l_{CEopt} \\ k_{PE} &= \frac{F_{PEmax} F_{max}}{l_{CEopt}^2 + (1 + width - l_{start})^2} \end{aligned} \quad (2.14)$$

Die Federhärte k_{PE} skaliert näherungsweise linear mit der Anzahl parallelgeschalteter Sarkomere. k_{PE} hängt vom Muskelquerschnitt und von der maximalen isometrischen Kraft F_{max} in oben formulierter Weise ab. Der Querschnitt eines Muskels ist also implizit berücksichtigt. Die Ruhelänge l_{PE0} skaliert mit der Anzahl der seriellen Sarkomere linear, also mit der Länge des kontraktilen Elements und mit der Länge l_{CEopt} , bei der der Muskel die Kraft F_{max} aufbringt. l_{PE0} und k_{PE} lassen sich deshalb durch relative Größen zum isometrischen Kraftverlauf des CEs ausdrücken. Die Größen l_{PE0} , l_{start} und F_{PEmax} können an die Versuchsperson individuell angepasst werden. Sie sind abhängig von den elastischen Gewebeeigenschaften, welche von Trainingszustand, Durchblutung und dem Fiederungswinkel abhängen. Der Faserwinkel ist der Winkel zwischen der Sehne (Kraftwirkungslinie) des betrachteten Muskels und der Orientierung der Faserbündel. Bei isometrischer Belastung, also $v_{CE} = 0$, ist die Summe aus dem Betrag von passiver und isometrischer Kraft projiziert auf die Kraftwirkungslinie gleich dem Betrag der Sehnenkraft. Bei verzweigter Struktur setzen mehrere kontraktile Elemente an

einer Sehne an. Bei starker Verkürzung entstehen zusätzliche Druckkräfte. Messtechnisch ist die Erfassung der passiven Kraft-Längen-Kennlinie bei starker Verkürzung problematisch.

2.2.3 Dämpfungselement

Für die dämpfende Eigenschaft eines Muskels, die den Muskel-Sehnen-Komplex vor Überlastungen bei hohen Dehngeschwindigkeiten schützt, wird eine geschwindigkeitsabhängige Reibung angenommen. Dämpfungswiderstände werden größtenteils durch Reibung beim Gleiten der Myofilamente durch das Sarkoplasma bewirkt und sind schwer messbar. Ein Rückschluss aus Messungen an intakten Muskeln auf die Dämpfung ist nicht direkt möglich, da viele Komponenten an der Bewegung involviert sind (Antagonisten, Gelenkreibung). Einige Muskelmodelle beachten kein zusätzliches Dämpfungselement. Andere integrieren sie als Zusatzkomponente neben dem seriell- und parallelelastischen Element (Hatze 1981; Davy & Audu 1987). In Muskelmodellen kann dazu ein zusätzliches so genanntes D-Element parallelgeschaltet werden (siehe Abb. 2.6), das eine Kraft beschreibt, die proportional zur Dehn- bzw. Kontraktionsgeschwindigkeit ist:

$$F_D = k_D \frac{dl_D}{dt} . \quad (2.15)$$

Eine Dämpfung des kontraktiven Elements wird oftmals vernachlässigt. Es wird argumentiert, dass diese Komponente schon in der Kraft-Geschwindigkeits-Kennlinie integriert ist (Hill 1938).

2.3 Muskelarchitektur

Die Architektureigenschaften jedes Muskels sind bezüglich seiner Funktion optimiert. So können Muskelfasern durch ihre Fasertypkompositionen, aber auch durch ihre unterschiedlichen Längen und Faserwinkel verschiedene Kräfte und Verkürzungsgeschwindigkeiten aufweisen. Ein Vorteil dieser Spezialisierung in der Architektur ist, dass das neuromuskuläre System die Muskelkraft und Auslenkung nicht nur durch veränderte nervale Inputs steuern kann (Lieber & Friden 2001). Daneben beeinflussen auch die Anzahl der parallel liegenden Fasern und der Muskelfaserwinkel die maximale Muskelkraft. Die Kontraktionsgeschwindigkeit wird durch die Länge der Muskelfasern, also durch die Anzahl der Sarkomere und den Muskelfaserwinkel mitbestimmt.

Ein größerer Faserwinkel beinhaltet:

- eine größere Anzahl an parallel angreifenden kontraktilen Fasern, d.h. eine größere Kraft, resultiert
- jedoch in einer weniger effizienten Kraftübertragung durch die Sehne und bedingt
- eine kürzere Faserlänge, was eine geringere Kontraktionsgeschwindigkeit und geringere Faserauslenkung nach sich zieht (Maganaris et al. 2002).

Allerdings wirken durch die schräge Anordnung Zwangskräfte, und die Faserausrichtung zeigt nicht in Richtung der Wirkungslinie. Dadurch gehen Energie, Geschwindigkeit und Kraft in Bezug auf den MSK verloren.

In Abbildung 2.4 ist der Zusammenhang zwischen den Faktoren Faserlänge, Faserquerschnitt und Faserwinkel dargestellt. Ausgangswerte sind eine physiologische Querschnittsfläche A_{PHYS} von 1 cm^2 und eine Faserlänge von 4 cm. Bei einem ungefederten Muskel ändert sich die Leistung bei Verdoppelung des Muskelquerschnitts und Halbierung der Faserlänge nicht. Lediglich wird die Leistung schon bei der Hälfte des Kontraktionsweges erreicht (vgl. Teilbilder A und B in Abb. 2.4).

Bei einem konstanten Fiederungswinkel von 30° (Teilbild C) vervierfacht sich die physiologische Querschnittsfläche, und die Faserlänge wird auf ein Viertel der Ausgangslänge gekürzt. Die Folge ist eine dreieinhalbfache Steigerung der Muskelkraft auf Kosten der Kontraktionsgeschwindigkeit und Maximalleistung (Wank 2000).

Die Annahme eines konstanten Faserwinkels in einigen der bestehenden Muskelmodelle (Zajac 1989; Huijing 1995) ist umstritten. Sie steht im Widerspruch zu *in vivo* Untersuchungen (Hodges et al. 2003; Scott & Winter 1991; Huijing et al. 1989, 1994; Shin et al. 2009; Li et al. 2009; Narici et al. 1996). Es zeigt sich, dass die *in vivo* gefundenen Muskelverkürzungen nur realisierbar sind, wenn durch die Aufstellung der Fasern (dynamischer Faserwinkel) eine zusätzliche Verkürzung auftritt. Der Faserwinkelverlauf ist demnach eine Funktion der isometrischen Kraft und der Faserlänge (Stark & Schilling 2010). Es werden Unterschiede bis zu 170 Prozent im Faserwinkel zwischen relaxiertem und maximal kontrahiertem Muskel gefunden (Narici et al. 1996; Hoang et al. 2007; Herbert & Gandevia 1995; Reeves & Narici 2003; Brindle et al. 2008). Huijing & Woitiez (1984) verglichen drei verschiedene Winkelannahmen mit experimentellen Daten, die Faserlänge und Faserwinkel in Beziehung setzen (konstanter, vernachlässigbarer und faserlängenabhängiger Winkel). Der Faserwinkel beeinflusst demnach die Kraft-Längen- und Geschwindigkeits-Kraft-Beziehung. Der längenabhängige Winkel ergibt die besten Voraussagen für die isometrische Kraft. Der Faserwinkel ändert sich in Abhängigkeit von Last und Faserlänge durch die Querkräfte, die bei der Verdickung der Fasern bei der Kontraktion entstehen. Dadurch entstehen weniger Querkräfte als durch einen konstanten Faserwinkel. Durch die schräg zur Wirkungslinie des Muskels verlau-

fende Faserkraft und -kontraktion entstehen Kraftverluste, ebenso durch Deformations- und Querausdehnung des Muskels.

Der Faserwinkel ist geschlechts-, (Chow et al. 2000; Morse et al. 2008; Morse 2008), alters- (Morse et al. 2005a; Narici et al. 2003; Reeves et al. 2004b; Narici et al. 2008; Horstmann 1999) und trainingsabhängig (Narici & Maganaris 2006; Morse et al. 2007). In hypertrophierten Muskeln sind die Faserwinkel größer (Folland & Williams 2007). Der Faserwinkel ist meist am proximalen Ende des Muskels größer als am distalen (Muramatsu et al. 2002; Maganaris et al. 1998). Deshalb sind die Fasern nicht vollständig parallel. Des weiteren verlaufen die Fasern gekrümmt und schmiegen sich asymptotisch an die Aponeurosen an, was eine Verkleinerung des Faserwinkels an den Aponeurosenübergängen zur Folge hat. Der Kraftverlust ist demnach geringer als der rechnerisch ermittelte Wert bei Projektion der mit einem Faserwinkel α angreifenden Kraft auf die Kraftzugrichtung. Es zeigt sich in Experimenten, dass möglicherweise durch die asymptotisch verlaufende Anknüpfung der Faser an die Aponeurose weniger Zwangskräfte in Form von Reibung verloren gehen, als durch die Projektion angenommen. Um die unterschiedlichen Faserlängen und -winkel zu berücksichtigen, wenden einige Arbeitsgruppen Finite-Elemente-Methoden für die Modellierung und Berechnung von Muskelkontraktionen an (Otten 1988).

Als Folge der Spezialisierung und Anpassung der Muskeln an ihre jeweiligen Aufgaben, weisen Haltemuskeln wie der M. soleus oder M. vastus intermedius größere Faserwinkel und kürzere Faserlängen auf als Beschleunigungsmuskeln wie der M. gastrocnemius oder M. vastus lateralis. Zudem bestehen Haltemuskeln aus langsamen Fasertypen und sind meist tiefer gelegen. Die Verkürzungsgeschwindigkeiten sind beim medialen Gastrocnemius größer als beim Soleus (Manal et al. 2006; Chino et al. 2008; Lieber & Friden 2001), da der M. gastrocnemius hauptsächlich aus Fast-Twitch-Fasern und der Soleus aus Slow-Twitch-Fasern aufgebaut ist. Die Verkürzungsgeschwindigkeiten der Muskelbäuche unterscheiden sich jedoch nicht signifikant, was auf Kopplungen zwischen beiden Muskeln oder Änderungen in der Muskelarchitektur zurückgeführt wird (Chino et al. 2008).

Es gibt verschiedene Arbeiten, die den dynamischen Verlauf des Faserwinkels modellieren (Maganaris et al. 1998). Bei Maganaris & Boltzopoulos (1999) wird ein einfaches trigonometrisches Modell angenommen, das parallele, steife Aponeurosen und eine konstante Muskeldicke des M. tibialis anterior verwendet. Dennoch wird nur eine Vorhersage des Faserwinkels bei maximaler willkürlicher Kontraktion (MVC), aufgrund gemessener Faserlängen und -winkel im Ruhezustand errechnet und mit gemessenen Daten verglichen. Die Integration in ein Muskel-Skelett-Modell fehlt jedoch.

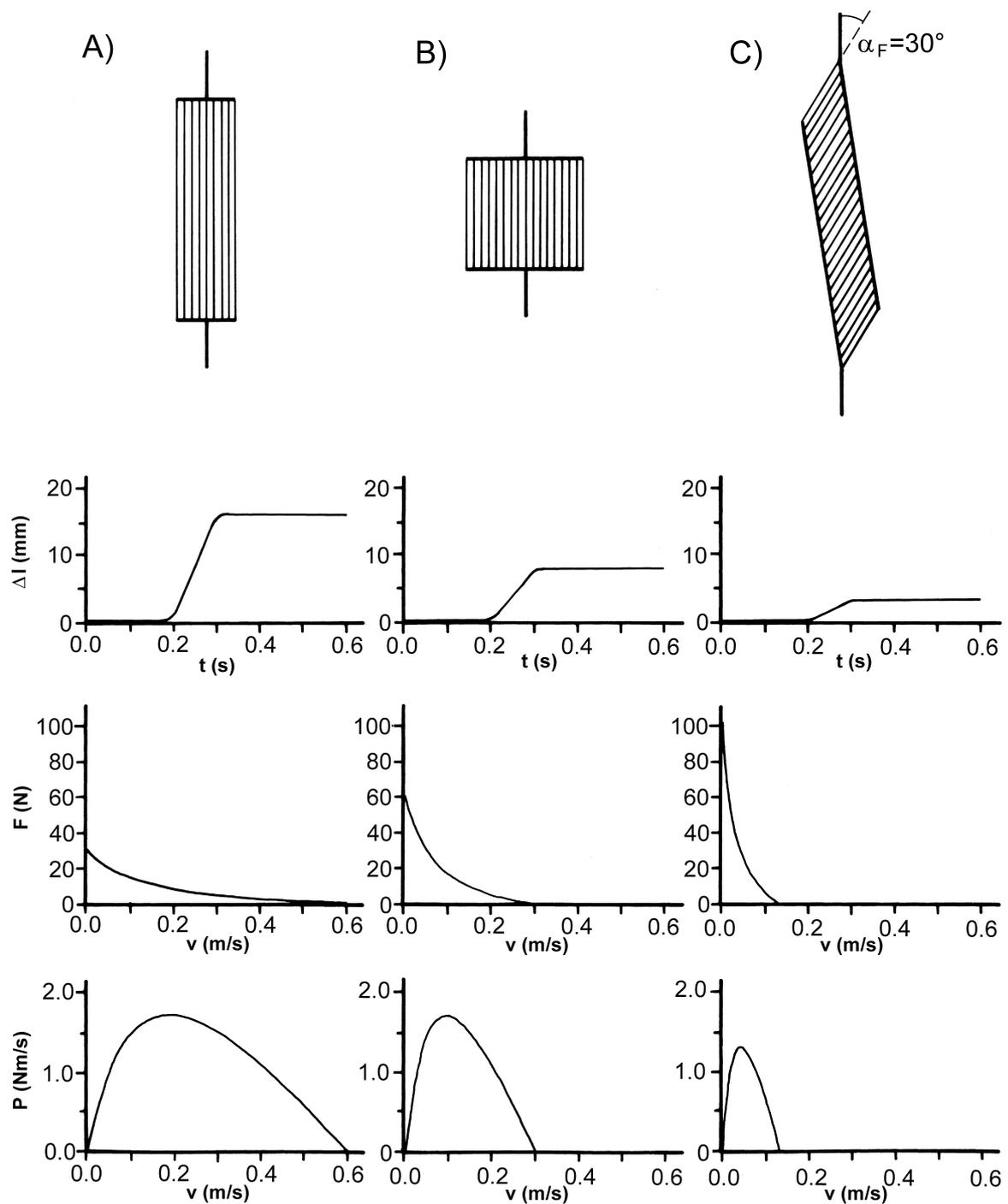


Abb. 2.4: Darstellung des Einflusses von Faserlänge, Faserquerschnitt und Faserwinkel auf das Kontraktionsverhalten eines Muskels mit gleichem Volumen: A) Fasern parallel angeordnet: $A_{Phys} = 1 \text{ cm}^2$, $l_0^{Faser} = 4 \text{ cm}$; B) Fasern parallel angeordnet: $A_{Phys} = 2 \text{ cm}^2$, $l_0^{Faser} = 2 \text{ cm}$; C) Faserwinkel 30° : $A_{Phys} = 4 \text{ cm}^2$, $l_0^{Faser} = 1 \text{ cm}$ (aus Wank 2000).

Tab. 2.1: Parameter der Muskelarchitektur des M. soleus aus der Literatur: Muskellänge L_{MTC} , Faserlänge L_{CE} , Faserwinkel, physiologischer Querschnitt.

M. soleus	Muskellänge (cm)	Faserlänge (cm)	Faserwinkel (°)	Physiol. Querschnitt (cm ²)	Bemerkungen
Ruhe MVC	–	–	20.6±7.4 40.4±7.6	–	Sohlenwinkel bei L_{CEopt} , Manal et al. 2006
Ruhe	32.9±2.6	4.3±0.8	25.3±3.2	128±25	Morse et al. 2005b

Tab. 2.2: Parameter der Muskelarchitektur des lateralen Gastrocnemius aus der Literatur: Muskellänge L_{MTC} , Faserlänge L_{CE} , Faserwinkel, physiologischer Querschnitt.

lat M. Gastrocnemius	Muskellänge (cm)	Faserlänge (cm)	Faserwinkel (°)	Physiol. Querschnitt (cm ²)	Bemerkungen
Ruhe MVC	–	–	13.7.0±4.2 23.4±8.9	–	Sohlenwinkel bei L_{CEopt} , Manal et al. 2006
Ruhe	24.3±2.2	7±1.4	14.3±2.2	25.6±4.9	Morse et al. 2005b
Ruhe MVC	–	7.4±3.4 3.5±3.0	11.3±1.2 35.0±2.4	–	Sohlenwinkel 90°, Maganaris et al. 1998
Ruhe MVC	–	8.8±2.1 5.5±1.1	11.5±2.3 18±3.5	32.3±5.8	Sohlenwinkel 110°, Morse et al. 2005b

Tab. 2.3: Parameter der Muskelarchitektur des medialen Gastrocnemius aus der Literatur: Muskellänge L_{MTC} , Faserlänge L_{CE} , Faserwinkel, physiologischer Querschnitt.

med M.Gastrocnemius	Muskellänge (cm)	Faserlänge (cm)	Faserwinkel (°)	Physiol. Querschnitt (cm ²)	Bemerkungen
Ruhe MVC	–	–	18.7±2.7 34.9±6.4	–	Sohlenwinkel bei L_{CEopt} , Manal et al. 2006
Ruhe MVC	–	4.5±2.3 2.3±1.9	22.3±2.0 42.5±2.2	–	Sohlenwinkel 90°, Maganaris et al. 1998
Ruhe	27.2±2.7	6.3±1.2	21.6±2.6	48.5±6.4	Morse et al. 2005b

Modernere bildgebende Verfahren wie die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) erlauben durch gute Bildqualität und hohe Ortsauflösung die räumlichen Rekonstruktion der Muskelfasergeometrie. Zudem sind die Probanden bei MRT und Ultraschalldiagnostik keiner Strahlenbelastung ausgesetzt, was für Grundlagenuntersuchungen einen entscheidenden Vorteil gegenüber der Röntgenbilddiagnostik oder der Computertomographie (CT) bedeutet. Doch selbst bei höchster Auflösung können Muskelfasern im MRT nicht zuverlässig dargestellt werden (Reeves et al. 2004a; Spoor & van Leeuwen 1992). Dank Verbesserung der Auflösung durch Erhöhung der möglichen Schallwellensendefrequenz und Verbesserung der Bildberechnungsalgorithmen wird heutzutage die Ultraschalldiagnostik von fast allen medizinischen Fachdisziplinen genutzt. Zudem gewährleistet sie eine nichtinvasive, schmerzlose und strahlenexpositionsfreien Anwendung in Echtzeit (Mende et al. 2002). Mit moderneren Geräten können Faserbündel und Bindegewebe aufgelöst werden (Auflösung ca. 0.5-1 mm, Faserbündeldurchmesser ca. 0.2-1 mm). Es können Faserwinkel relativ zur Aponeurose (Sehnenplatte) und Änderungen der Faserlänge gemessen werden (Fukunaga et al. 1997b; Mademli & Arampatzis 2005). Eine seriöse Vermessung von Faserlänge und Faserwinkeln hängt unter anderem auch vom Bindegewebeanteil und dem Wassergehalt innerhalb der Muskulatur ab. Bei austrainierten Ausdauersportlern mit extrem dünnem Bindegewebe lassen sich kaum Faserbündel erkennen. Ultraschall bezeichnet Schallwellen mit einer Frequenz von 20 kHz bis 1 GHz. Diese Frequenzen sind für das menschliche Ohr nicht wahrnehmbar.

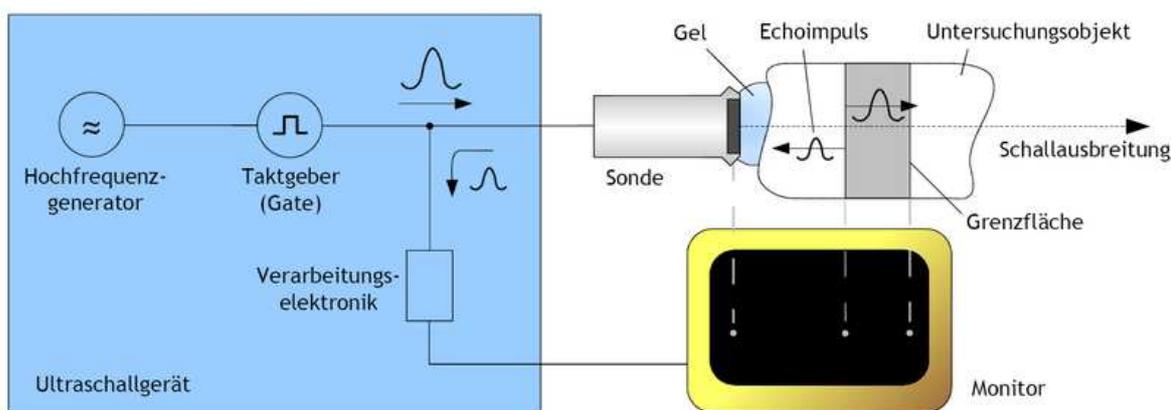


Abb. 2.5: Schematischer Aufbau und Ablauf des Echo-Impuls-Verfahrens (nach Gluon 2005).

Ein Ultraschallgerät besteht aus der Elektronik für die Schallerzeugung, Signaldarstellung und -verarbeitung, Schnittstellen für Speicherung und Anzeige sowie einer Ultraschallsonde (dem Schallkopf). Das Prinzip der Schallerzeugung beruht in den gängigen Geräten auf dem Piezoeffekt. Dieser beschreibt das Zusammenspiel in kristallinen Festkörpern zwischen mechanischem Druck und elektrischer Spannung. Beim direkten Piezoeffekt verschieben sich durch (gerichteten) mechanischen Druck positive und negative Ladungsschwerpunkte zueinander. Dadurch entstehen mikroskopische Dipole und damit ein elektrisches Feld. Die über die einzelnen Elementarzellen eines Kristalls aufsummierten elektrischen Felder resultieren in einer messbaren elektrischen Spannung. Umgekehrt verformen sich einige Festkörper (Piezokristalle) bei Anlegen einer elektrischen Spannung (inverser Piezoeffekt). In solchen Piezoelektrika können demnach Schwingungen elektrisch angeregt werden. Die Frequenz der Schwingung ist nur von der Materialkonstante Schallgeschwindigkeit und den Abmessungen des piezoelektrischen Körpers abhängig. Die Bildgebung erfolgt nach dem Echo-Impuls-Verfahren (siehe Abb. 2.5). Die Ultraschallwellen werden durch Kristalle in der Sonde erzeugt (inverser Piezoeffekt) und nachgewiesen (direkter Piezoeffekt). Dabei wird ein elektrischer Impuls eines Hochfrequenzgenerators im Schallkopf durch Schwingungen der Kristalle in einen (Ultra-)Schallimpuls umgesetzt, der vom Gewebe unterschiedlich stark reflektiert und gestreut wird. Die Stärke des zurückkommenden Strahls nennt man Echogenität. Aus der unterschiedlichen Laufzeit des Echos kann auf die Tiefe der reflektierenden Strukturen zurückgerechnet werden. Das zurücklaufende Echo wird im Schallkopf durch den direkten Piezoeffekt in ein elektrisches Signal umgewandelt und durch eine Elektronik verstärkt. Im B-Mode (*brightness modulation*), dem am häufigsten benutzten bildgebenden Verfahren, wird die Stärke (Amplitude) des Echos als Grauwert dargestellt.

Strukturen geringer Echogenität erscheinen als schwarze, Strukturen hoher Echogenität als weiße Bildpunkte. Knochen und Muskeln sind stark echogen. Flüssigkeiten sind schwach echogen.

Die aufeinanderfolgenden Schallwellen werden durch automatisches Schwenken der Schallsonde in leicht unterschiedliche Richtungen ausgestrahlt. Daraus wird ein zweidimensionales Bild erzeugt. Die nächste Welle kann erst dann ausgesandt werden, wenn die Echos der vorhergehenden Schallwelle abgeklungen sind. Damit ist die Wiederholrate abhängig von der Eindringtiefe, die bei größerer Frequenz aufgrund von Absorptionseffekten kleiner wird. Absorption tritt beispielsweise durch Streuung, innere Reibung und Anregung von Molekülschwingungen auf. Die Energie des Schalls wird dabei in Wärme umgewandelt und geht verloren. Allerdings steigt das örtliche Auflösungsvermögen bei größerer Frequenz. Man wählt demnach die höchstmögliche Frequenz, die die gewünschten Tiefenstrukturen noch sichtbar macht. Ein Beispiel für die Wiederholrate: Das Herz eines Erwachsenen liegt etwa 15 cm tief. Die Schallgeschwindigkeit in Fett, Wasser und Muskeln beträgt 1500 m/s. Die Laufzeitdifferenz ist dann $\Delta t = \Delta s/c = 0.15/1500 \text{ s} = 100 \mu\text{s}$ für den Hinweg. Die Zeit bis zum Eintreffen des Echos muss verdoppelt werden. Daraus folgt für die maximale Wiederholrate $f = 1/2\Delta t = 5 \text{ kHz}$.

Es ist zu beachten, dass an der Grenzfläche zwischen zwei Medien mit großen Impedanzunterschieden (Widerstand, der der Ausbreitung von Wellen entgegenwirkt) der Schall stark reflektiert wird: Für die Reflexion zwischen Gebieten mit unterschiedlicher Impedanz Z bei senkrechtem Einfall und glatten Grenzflächen ist der Reflexionskoeffizient R definiert als:

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2. \quad (2.16)$$

Der Impedanzunterschied zwischen Haut und Luft ist relativ groß und würde zu hohen Reflexionsverlusten führen. Deshalb wird die Ultraschallsonde mit einem wasser- und alkoholhaltigen Gel versehen, sodass ein Großteil der Schallwellen die zu untersuchenden Gebiete erreichen kann. Auch bei rauen Strukturen oder Ebenen, die nicht senkrecht zum Strahl angeordnet sind, kann ein Ultraschallecho aufgenommen werden, und zwar durch Streuung. Die Echogenität hängt dabei vom Durchmesser d des Streupunktes ab. Im geometrischen Bereich ($d \gg \lambda$, λ : Schallwellenlänge), wenn also das Streuzentrum sehr groß gegenüber der Wellenlänge ist, ist die Streuung stark, also die Bilddarstellung heller (z.B. Muskeln). Wenn ($d \ll \lambda$, Rayleigh-Streuung) ist die Streuung schwach (z.B. Blut).

Bei der Bilderzeugung kann es zu Artefakten (Bildfehlern) kommen, die zusätzliche Gewebe- und Materialinformationen liefern können:

Schallschatten: An der Grenzfläche zwischen verschiedenen Medien mit unterschiedlichen Impedanzen werden Schallwellen stark reflektiert (bei senkrechtem Einfall, siehe Gleichung (2.16)). Deshalb können Strukturen hinter der Grenzfläche nicht mehr untersucht werden. Ein Beispiel hierfür ist der Übergang Weichteil-Knochen. Jedoch stellt dieser Artefakt im Falle einer Muskel-Untersuchung keinen nennenswerten Nachteil dar, da sich die zu untersuchende Struktur vor dem Knochen befindet und es sich zudem um senkrechten Einfall handelt.

Mehrfachreflexion: Schallwellen können zwischen zwei stark reflektierenden Grenzflächen beispielsweise oberflächliche Muskelfasziolen und Knochen mehrmals reflektiert werden. Da die Laufzeit zwischen Sender und Empfänger mit dem Abstand der Struktur korreliert, entsteht ein Echo im Abstand eines oder mehrerer Vielfacher des wirklichen Abstandes. Dadurch entstehen parallele Linien mit abnehmender Intensität.

Absorption: Die Bildqualität wird durch Unterhautfettgewebe verschlechtert, da das Fett durch erhöhte Absorption und Streuung zur unscharfen, dunklen Abbildung des darunter liegenden Gewebes führt.

2.4 Modellierung von Muskel-Skelett-Systemen

2.4.1 Modell des Muskels

In dieser Arbeit wird das Muskelmodell nach Huijing für einen fusiformen Muskel (Huijing 1995) für einen unipennaten abgewandelt und verwendet. Integriert ist ein schräg zur Kraftzugrichtung angeordnetes CE-Element (Faserwinkel α_F , siehe Abb. 2.6). Durch die Vergrößerung des physiologischen Muskelquerschnitts erhöhen sich die Maximalkraft und die Dämpfungskonstante gegenüber dem fusiformen Modell. Die effektive Aponeurosenlänge $l^{APO} \cos(\beta_A)$ (mit (β_A) = Aponeurosenwinkel) wird als steif betrachtet und der Sehnenlänge hinzuaddiert. Aufgrund mangelnder Datenvorlage und aus Gründen der Einfachheit des Modells soll β_A konstant gehalten werden, obwohl man dabei einen Fehler in Kauf nimmt, da bei veränderlichem Faserwinkel und Kraftentwicklung ein Versatz der oberen und unteren Sehnenlinien entsteht. Die mathematischen Gleichungen, die die einzelnen Komponenten charakterisieren, sind in den Kapiteln 2.1 und 2.2 beschrieben.

Komponenten, die in Serie geschaltet sind, addieren ihre Kräfte. Damit muss für die Anordnung der einzelnen Muskelkomponenten und für die Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes F_{MTC} folgendes Kräftegleichgewicht gelten:

$$F_{SE} = F_{MTC} = \cos(\alpha_F) \cdot (F_{CE} + F_{PE} + F_D) . \quad (2.17)$$

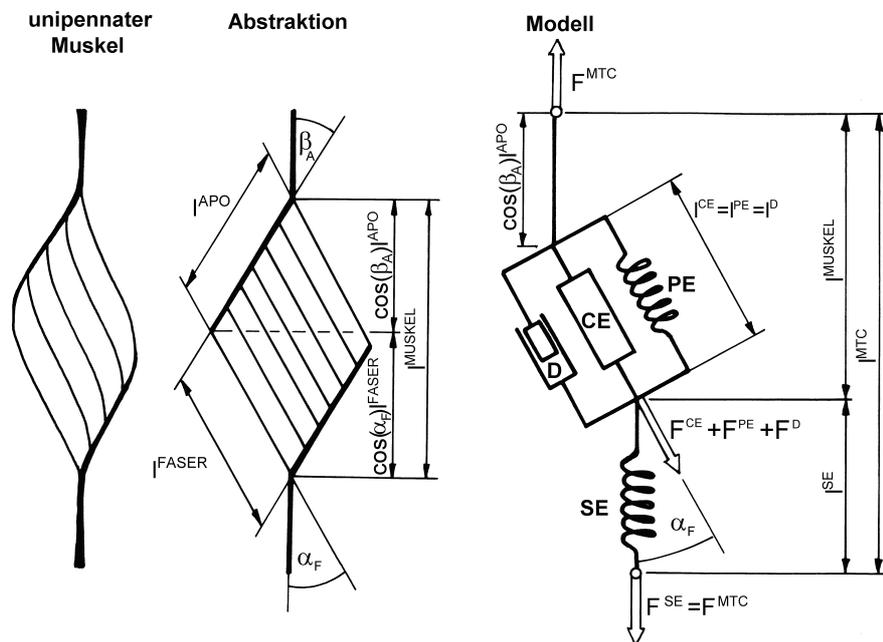


Abb. 2.6: Schemarekonstruktion der kontraktiven (CE), parallelelastischen (PE), serienelastischen (SE) und Dämpfungskomponente eines unipennaten Muskels (aus Wank 2000).

2.4.2 Geometriemodell für die Plantarflexion

In der betrachteten Sagittalebene, in der auch die Plantarflexionsbewegung stattfindet, kann der Fuß zur Berechnung der Kraftübertragung als einfaches Dreieck aus Fußspann f , Ballen-Calcaneus-Länge c und Calcaneushebel h betrachtet werden (Kim & Voloshin 1995) (siehe Abb. 2.7). Diese Größen beeinflussen maßgeblich die vom Fuß aufgebrachtene Drehmomente. Die Schematisierung basiert auf zwei Befunden: Die Drehachse im oberen Sprunggelenk (OSG) bleibt nahezu fix, und der Fuß (und somit das Modelldreieck) verformt sich auch bei extremen Belastungen kaum.

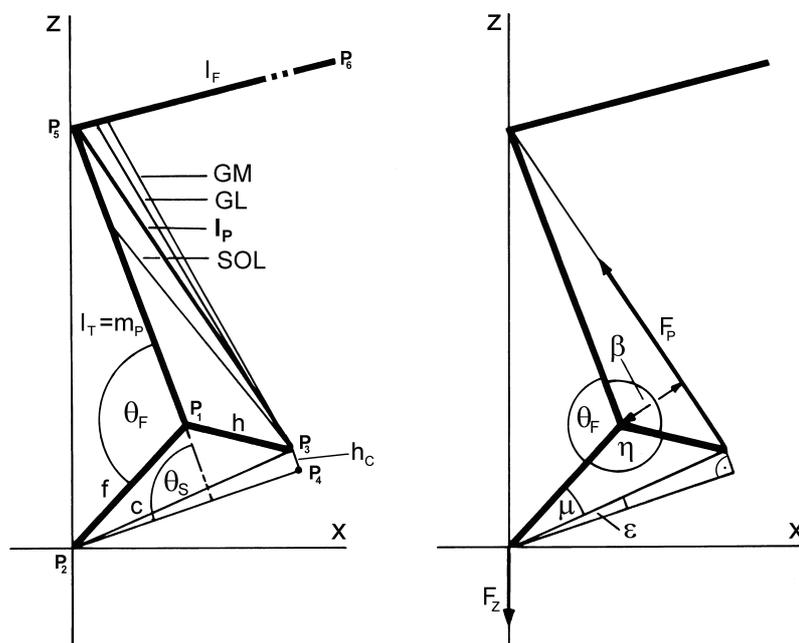


Abb. 2.7: Anatomisch-geometrisches Modell des Muskel-Skelett-Systems für die Plantarflexion (aus Wank 2000).

Bei der nun folgenden Berechnung von Muskelkräften nach Wank 2000 können folgende Vereinfachungen gemacht werden:

- Die Drehmomente, die von den antagonistischen Muskeln aufgebracht werden, sind vernachlässigbar, da diese Muskeln im Experiment äußerst geringfügige Aktivitäten aufweisen und wesentlich kleinere Hebel und Muskelquerschnitte als die Plantarflexoren aufweisen.
- Die Gelenke arbeiten ohne innere Reibung. Das ist wichtig im folgenden für die Anwendbarkeit des Energieerhaltungssatzes.
- Der Fuß ist masselos. Es entstehen somit aufgrund des vernachlässigbaren Trägheitsmomentes und zusätzlich aufgrund sehr geringer Winkelbeschleunigungen bei der Plantarflexionsbewegung keine Drehmomente.

Experimentell zugänglich ist die Plantarflexionsbewegung über die Messgrößen Bodenreaktionskraft (äußere Kraft) $F_z(t)$, Höhe $h_z(t)$ und zugehörige Bewegungsgeschwindigkeit $v_z(t)$, z.B. eines Lastschlittens (siehe Abb. 2.8). Über Rotationsgrößen können letztlich Muskelgrößen berechnet werden.

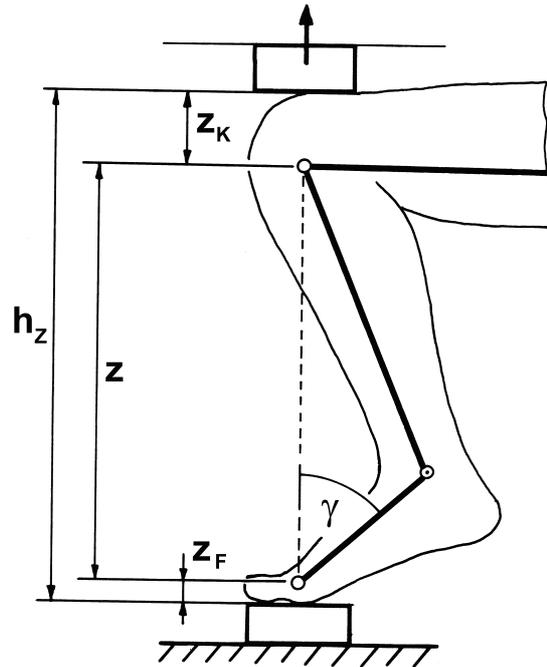


Abb. 2.8: Modell des Unterschenkels zur Darstellung der Größen (z_k, h_z, z, z_F, γ) (aus Wank 2000).

Aus dem Positionsverlauf h_z lässt sich gemäß Abbildung 2.8 der Abstand z zwischen den Drehpunkten des Knie- und Ballengelenks errechnen:

$$z(t) = h_z(t) - z_F - z_K . \quad (2.18)$$

Die Messgröße z_F bezeichnet den Abstand des Drehzentrums im Ballengelenk vom Boden, z_K den Abstand des Drehzentrums im Kniegelenk von der Balkenkante des Lastschlittens. Mit $z(t)$ können gemäß Abbildung 2.7 der Fußgelenkwinkel θ_F , der Winkel η zwischen Spannlänge f und Calcaneushebel c und der Winkel γ zwischen Kraftangriffspunkt und Hebel f berechnet werden:

$$\theta_F(t) = \arccos \left(\frac{f^2 + l_T^2 - z(t)^2}{2fl_T} \right) , \quad (2.19)$$

$$\dot{\theta}_F(t) = \frac{d\theta_F(t)}{dt}, \quad (2.20)$$

$$\gamma(t) = \arccos\left(\frac{f^2 - l_T^2 + z(t)^2}{2fz(t)}\right), \quad (2.21)$$

$$\eta = \arccos\left(\frac{f^2 + h^2 - c^2}{2fh}\right), \quad (2.22)$$

Alle Größen zur Ermittlung des Drehmoments M_F im Fußgelenk sind damit bekannt:

$$M_F(t) = F_z(t)f \sin(\gamma(t)). \quad (2.23)$$

Mit Hilfe des Winkels β lassen sich die Muskelgrößen Länge l_p und Kontraktionsgeschwindigkeit v_p berechnen:

$$\beta(t) = 2\pi - \eta - \theta_F(t). \quad (2.24)$$

Damit:

$$l_p(t) = \sqrt{l_T^2 + h^2 - 2hl_T \cos \beta(t)} \quad (2.25)$$

und

$$v_p(t) = \frac{dl_p(t)}{dt} = \frac{hl_T \sin \beta(t)}{\sqrt{l_T^2 + h^2 - 2hl_T \cos \beta(t)}} \dot{\theta}_F(t). \quad (2.26)$$

Der folgende Term wird mit 2.24 als Funktion $K(\theta_F)$ zusammengefasst:

$$K(\theta_F) = \frac{hl_T \sin \beta(t)}{\sqrt{l_T^2 + h^2 - 2hl_T \cos \beta(t)}}. \quad (2.27)$$

Somit ergibt sich vereinfachend:

$$v_p(t) = K(\theta_F) \cdot \dot{\theta}_F(t). \quad (2.28)$$

Der Energieerhaltungssatz besagt, dass die aufgebrachte Energie der Rotation des Fußgelenks E_{Rot} gleich der Energie der Plantarflexoren E_P ist. Wenn man die Energiebilanz

pro Zeiteinheit betrachtet, lässt sich folgende Leistungsbilanz formulieren:

$$P_{Rot} = P_P , \quad (2.29)$$

$$\theta_F M_F = v_P F_P . \quad (2.30)$$

Aus den Gleichungen (2.29) und (2.28) folgt:

$$M_F(\theta_F) = K(\theta_F) F_P(\theta_F) . \quad (2.31)$$

Die Funktion $K(\theta_F)$ entspricht demnach dem Muskelmomenthebel $R_P(\theta_F)$. Daraus ergibt sich schließlich mit Gleichung (2.23):

$$F_P(t) = \frac{F_z(t) f \sin(\gamma(t))}{R_P(t)} . \quad (2.32)$$

Für den Einsatz in der Praxis hat es sich bewährt, den Fußgelenkwinkel θ_F in den in der medizinischen Literatur verbreiteten Winkel zwischen Tibia-Achse und Fußsohle, θ_S umzurechnen:

$$\theta_S = \theta_F - \mu - \epsilon \quad (2.33)$$

Dabei ist

$$\mu = \arccos \left(\frac{f^2 + c^2 - h^2}{2fc} \right) , \quad (2.34)$$

und

$$\epsilon = \arcsin \left(\frac{h_C}{c} \right) . \quad (2.35)$$

Anhand von Muskel-Skelett-Modellen können somit aus gemessenen Gliedmaßendaten (Gelenkmoment, Winkel und Winkelgeschwindigkeit) und Informationen über den Verlauf der Muskeln sowie über die Gelenkgeometrien Muskelkontraktionsverläufe und letztendlich Muskelkräfte errechnet werden.

3 Analyse der Muskelarchitektur bei Plantarflexionen

Bei Plantarflexionen sind im wesentlichen drei Muskeln beteiligt: M.gastrocnemius medialis, lateralis und M.soleus. Sie entspringen alle an der Achillessehne, die am Tuberculum calcanei (Fersenhöcker) inseriert. Der M.gastrocnemius hat seinen Ursprung am medialen bzw. lateralen Gelenkknorren des Schenkelbeins und ist zweigelenkig. Er ist entsprechend seiner Schnellkraftfunktionen überwiegend aus schnellen FT-Fasern aufgebaut. Zusätzlich zur Plantarflexion ist der Gastrocnemius supinierend und beugt das Kniegelenk. Der M.soleus hat seinen Ursprung am Wadenbeinköpfchen und an der Hinterfläche des Schien- und Wadenbeins. Dieser Muskel ist an Ausdauerfunktionen beteiligt und deshalb aus langsamen ST-Fasern aufgebaut. Gastrocnemius und Soleus werden, da sie synergistisch arbeiten, in Muskelmodellen als Ersatzmuskel mit Ursprung im Gelenkzentrum des Kniegelenks zusammengefasst.

Im folgenden werden zwei Versuchsanordnungen zur Untersuchung der Architektur des M.soleus (mit gebeugten Knien) und M.gastrocnemius (mit gestreckten Beinen) mittels Ultraschall vorgestellt. Die Versuchsanordnungen betrachten eingelenkige Bewegungen, da nur das obere Sprunggelenk (OSG) bewegt werden kann. Die Bewegungen finden in nur einer Rotationsebene des Gelenks statt. Es wird demnach der Einfluss zweigelenkiger Muskeln ausgeschaltet und eine Muskelgruppe isoliert betrachtet. Sowohl die intermuskuläre Koordination, als auch die nötigen koordinativen Fähigkeiten werden somit gering gehalten.

3.1 Analyse der Muskelarchitektur für M.soleus

3.1.1 Versuchsaufbau und -ablauf

Die Architekturparameter Muskelfaserlänge, -dicke und -winkel des M.soleus wurden in Abhängigkeit von aufgebrachtener Kraft und Muskelausgangslänge isometrisch ermittelt. Die Muskelausgangslänge wurde über die Winkelstellung im oberen Sprunggelenk (OSG) gesteuert (Winkel zwischen Fußsohle und Tibia-Achse, Sohlenwinkel θ_S , siehe Abb. 2.7).

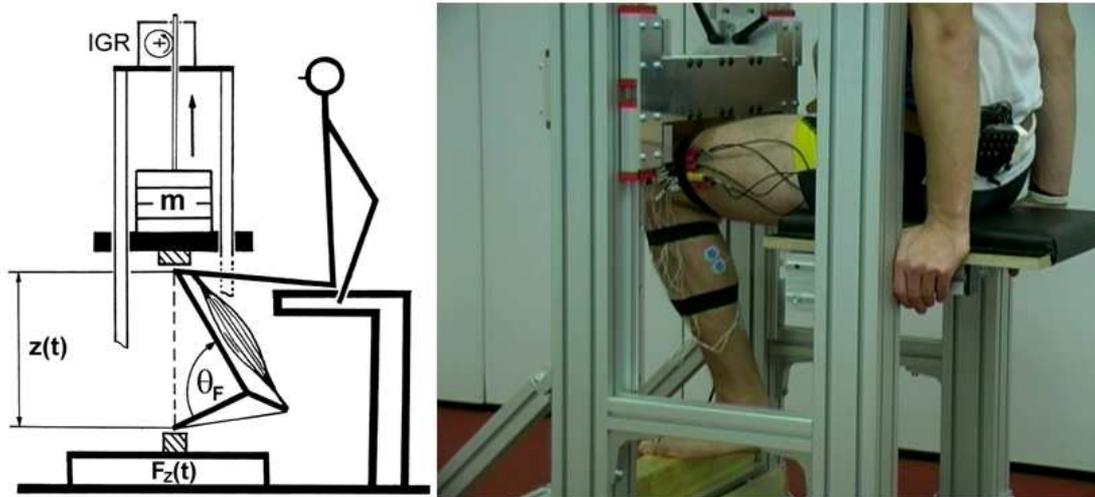


Abb. 3.1: Messaufbau für die Plantarflexion zur Untersuchung des M. soleus; Schemazeichnung (links), mit Proband (rechts).

Die Kraft, die der Gastrocnemius bei der Versuchsanordnung 3.1 beisteuert, ist relativ gering, weil er sich in einem ungünstigen Überlappungszustand der Aktin- und Myosinfilamente befindet. Die Faserlänge wurde über das Ultraschallabbild längs eines Faserbündels zwischen den Echos beider Aponeurosenanbindungen gemessen. Der Faserwinkel ist definiert als Winkel zwischen Ansatzstelle der Faserbündel an oberflächlicher und tiefer Aponeurose. Es wurde die Wadenmuskulatur je eines Beines von 14 männlichen Sportstudenten untersucht. Die Untersuchung an nur einem Bein ist gerechtfertigt, da die muskulären Unterschiede zwischen beiden Beinen laut Untersuchungen statistisch nicht relevant sind (Manal et al. 2006; Chow et al. 2000).

Die Ultraschallmessungen wurden in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Tübingen, Abteilung Sportmedizin an einem Siemens Sonoline Versa Pro (7.5 MHz, 7 cm-Ultraschallsonde) durchgeführt. Bei einem Puls mit 5 Zyklen und $0.6 \mu\text{s}$ Pulszeit und einer Schallgeschwindigkeit im Gewebe von 1600 m/s ergibt sich eine Auflösung von 1 mm. Das reicht aus, um die im Durchschnitt 0.5-2 mm dünnen Fasern aufzulösen. Um eine optimale Echogenität und einen senkrechten Strahleinfall zu erreichen, muss der Schallkopf lotrecht auf den untersuchten Muskel gesetzt werden (Heckmatt & Dubowitz 1988). Zu starker Druck des Schallkopfes auf den Muskel kann eine Zunahme der Echogenität zur Folge haben. Es wurde zu Beginn im Ultraschallbild eine gut sichtbare und wieder erkennbare Stelle des Muskels gesucht, die sich am Ansatz des M.gastrocnemius befindet. Die Position des Schallkopfes wurde an dieser Stelle markiert, um bei jeder Messbedingung dieselbe Muskelstelle zu messen. Für eine

verbesserte Schallankopplung wurde ein wasserlösliches Gel auf die Schallsonde aufgetragen.

Des Weiteren sind der Muskel und damit auch die Faserwinkel dreidimensional. Das Ultraschallbild stellt nur eine Ebene dar. Deshalb wurde zu Beginn der Untersuchung eine Beobachtungsebene im Muskel gesucht, in der die Muskelkontraktion verläuft.

Das im Arbeitsbereich entworfene Versuchsgerät, das die isolierte Betrachtung der Wadenmuskelgruppe bei einer eingelenkigen Plantarflexionsbewegung erlaubt, ist in Abbildung 3.1 zu sehen. Es wurden elf Probanden untersucht – im Alter zwischen 21 und 27 Jahren und einer Körpergröße zwischen 169 und 187cm. Drei Probanden schieden aus, da keine Ebene mit der Schallsonde gefunden werden kann, in der die Faserstruktur des Muskels gut zu erkennen ist. Die Fasern drehten sich bei Kontraktion aus der Beobachtungsebene heraus.

Die Probanden mussten isometrische Plantarflexionen bei verschiedenen Winkelpositionen des OSG durchführen. Dabei wurden Fuß und Unterschenkel fixiert (siehe Abb. 2.8). Die Fixierung erfolgte innerhalb eines vorgegebenen Abstandes zwischen Fußballen und Oberkante des Knies (oberhalb des Femurkopfes) bei etwa 90° Kniewinkel. Bei dieser Versuchsanordnung ist der Einfluss des Bizeps brachii und der Oberschenkelmuskeln gering. Die Kraft, die durch die Hüftbeuger auf den Kraftaufnehmer gebracht wurde, ist vernachlässigbar. Die Einstellhöhe h_z am Testgerät berechnete der Versuchsleiter für jeden OSG-Winkel θ_F separat gemäß Gleichung (2.18) auf der Basis individueller anatomisch-geometrischer Parameter des Fußes und des Unterschenkels des betreffenden Probanden. Die isometrischen Kräfte wurden durch DMS-Sensoren und Brückenverstärker A 101 (Hottinger Baldwin, Darmstadt) über einen 16Bit-AD-Wandler (DT 9804, Data Translation) mit einer Mess- und Analysesoftware (DiaMess, Eigenentwicklung) bei 1000 Hz Samplefrequenz erfasst.

Bei jedem OSG-Winkel wurde zu Beginn eine maximal willkürliche Kontraktion (maximal voluntary contraction, MVC) gemessen, mit Hilfe derer skaliert wurde. Im Fokus der Analyse standen isometrische Plantarflexionen bei OSG-Winkeln zwischen 50° und 130° in 10°-Schritten. Der Proband bekam als Feedback die Kraftanzeige und wurde so zu Höchstleistungen motiviert. Nach dem Maximalversuch erfolgten Feedbackgesteuerte isometrische Kontraktionen mit 5%, 20%, 40%, 60% und 80% des Kraftmaximums. Die Probanden sahen dabei ihre aktuelle Kraft und den jeweiligen Sollwert in Echtzeit am Monitor. Der Sollwert musste jeweils 2 Sekunden lang gehalten werden. Von allen Versuchen wurden Ultraschall-Bildsequenzen des Längsschnittes des *M. soleus* mit einer Zeitauflösung von 0.1 s aufgenommen und mit den Kraftdaten synchronisiert. Ermüdungseffekte können auftreten und äußern sich in einer Verkürzung der Fasern und

Vergrößerung des Faserwinkels und der EMG-Feuerfrequenz (Mademli & Arampatzis 2005). Deshalb wurden bei den Untersuchungen Pausen von ein bis zwei Minuten eingehalten. Referenzmessungen der Maximalkraft am Schluss der Versuchsreihe belegten, dass sich weder Betrag der Maximalkraft noch Architekturparameter über den Versuchsverlauf nennenswert änderten.

3.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Bei der Auswertung wurde jeweils die Muskelfaserlänge und der Winkel zwischen den Muskelfasern des M. soleus und der zur Achillessehne ziehenden Aponeurose gemessen. Die beiden abgrenzenden Aponeurosen wurden durch parallele, an der muskelseitigen Abgrenzung positionierten Linien markiert. Der Abstand beider Aponeurosen wurde als Muskeldicke eingelesen. Bei etwaiger Krümmung der Aponeurose wurde der Krümmungsverlauf tangential approximiert. Bei zu starker Krümmung konnten die Daten nicht verwertet werden. Der Verlauf der Muskelfasern wurde ebenfalls durch eine Linie markiert, die eng an eine Faser gelegt wurde, um eine möglichst parallele Repräsentation zu erhalten. Ausgehend von einer charakteristischen Stelle wurden stets dieselben Fasern verfolgt. Dabei wurde geprüft, inwiefern die erhaltene Linie den Gesamtverlauf der Muskelfasern widerspiegelt. Dann wurden die Schnittpunkte zwischen Faserverlauf und Aponeurose jeweils vergrößert dargestellt und die Position auf der Pixelskala eingelesen. Es wurden jeweils zwei Bilder bei stationärer Faserposition im Bereich des vorgegebenen Kraftsollwertes bzw. bei den Maximalkontraktionen im Bereich des Kraftmaximums vermessen und gemittelt. Bei nicht-parallem Faserverlauf, was häufig bei kleinen Kraftwerten auftrat, bei denen die Faseranordnung noch nicht strukturiert erschien, wurde zwischen beiden Faserextrema gemittelt. Die Berechnung erfolgte anhand von Pixelkoordinaten über einfache trigonometrische Beziehungen (siehe Abb. 3.3 und 2.6). In den Abbildungen 3.3 und 3.2 sind beispielhaft Ultraschallbilder gezeigt. Am oberen Bildrand sieht man die Fasern des M. gastrocnemius, in der Mitte des Bildes den M. soleus, eingegrenzt durch die Aponeurosen. Darunter befindet sich der Knochen. Man erkennt das Aufstellen und Verkürzen der Fasern bei steigender Kraft und steigendem Sohlenwinkel.

Während der Auswertung wurden Bemerkungen zu jedem ausgewerteten Ultraschallbild bezüglich Faserverlauf, Krümmungen, Bildqualität, Auflösung und subjektiven Einschätzungen protokollieren und wurden als Grundlage zur Charakterisierung einiger Datenpunkte als Ausreißer herangezogen.

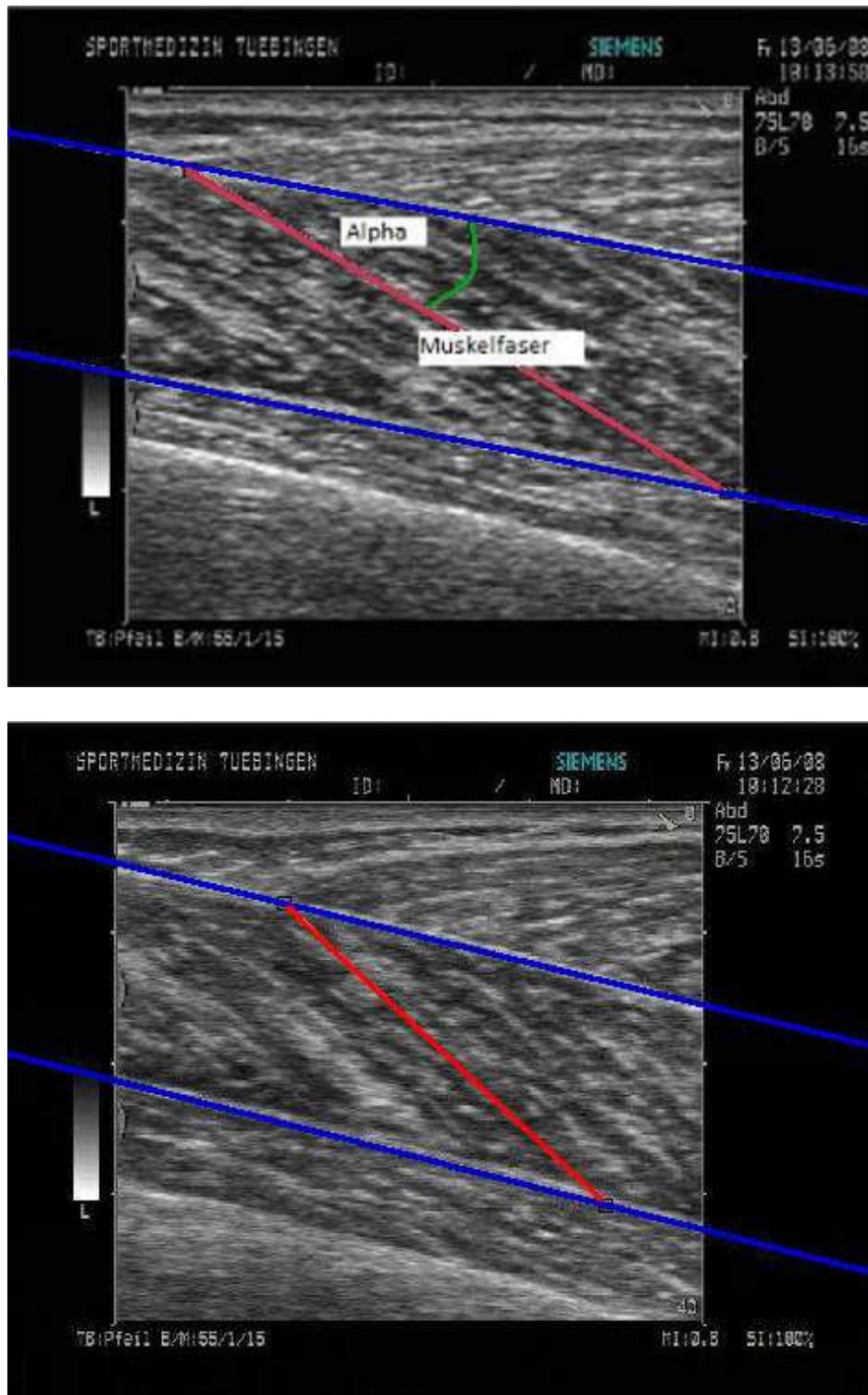


Abb. 3.2: Ultraschallbilder des M. soleus des Probanden C.A. bei einem Sohlenwinkel von 50° und einer Kraft von 5%-MVC (oben) bzw. 100%-MVC (unten). Die eingrenzenden Aponeurosen und die diagonal mit einem Faserwinkel α angreifenden Muskelfasern sind eingezeichnet.

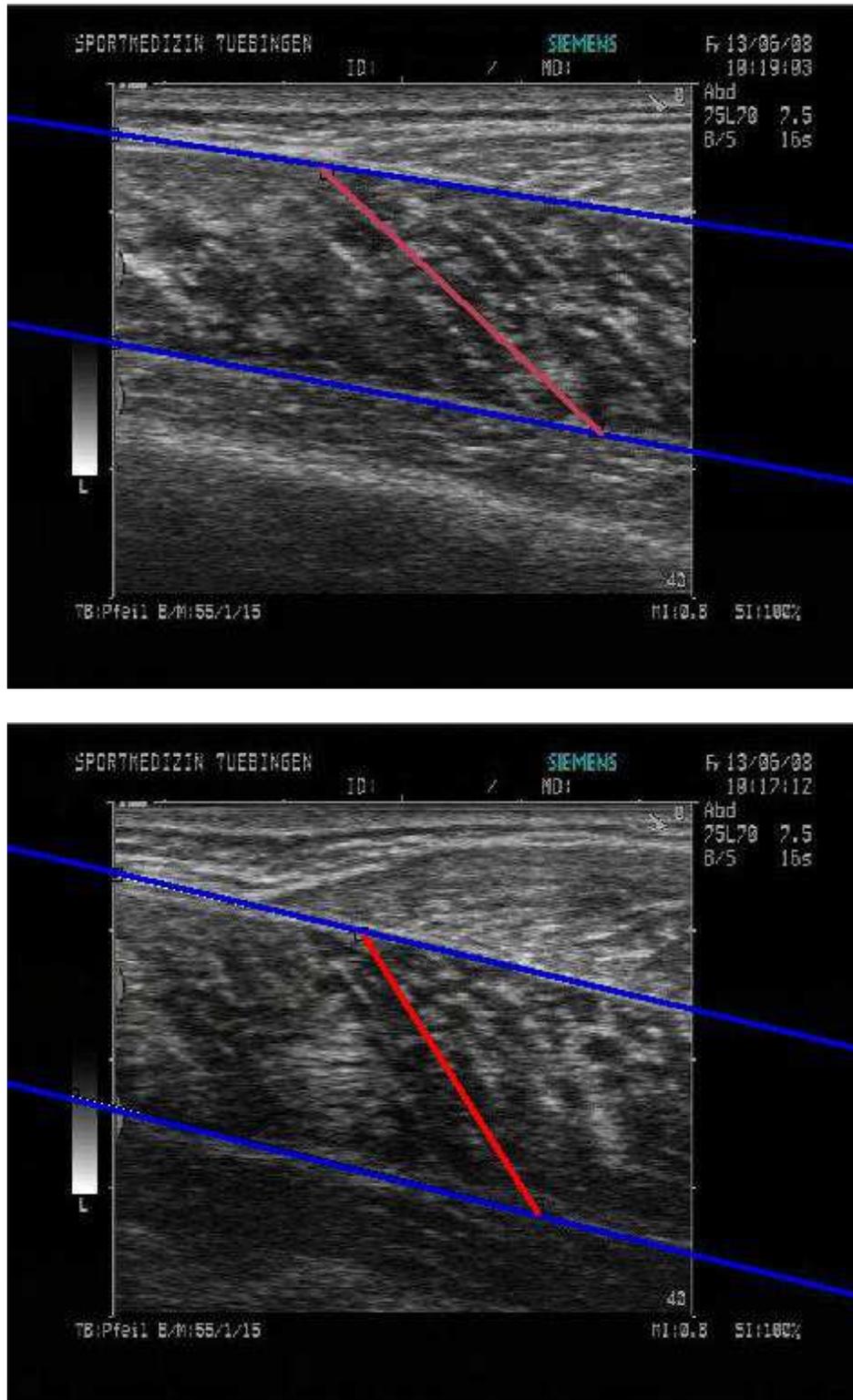


Abb. 3.3: Ultraschallbilder des M. soleus des Probanden C.A. aus Abb. 3.2 bei einem Sohlenwinkel von 110° und einer Kraft von 5%-MVC (oben) bzw. 100%-MVC (unten). Die eingrenzenden Aponeurosen und die diagonal mit einem Faserwinkel α angreifenden Muskelfasern sind eingezeichnet.

Tab. 3.1: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband C.A. bei 5%-, 20%-, 40%-, 60%-, 80%-, 100%-MVC und erreichten Sohlenwinkeln.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	4.6	4.1	3.8	3.5	3.4	3.3
70°	4.3	3.9	3.7	3.1	3	2.8
80°	3.9	3.4	3.2	2.8	2.7	1.8
90°	3.3	2.9	2.7	2.6	2.3	2.3
100°	2.8	2.6	2.5	2.3	2.1	2.3
110°	2.7	2.5	2.3	2.2	2.1	2

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	20	22.5	23.6	26.8	26.7	28.7
70°	21.4	23.6	25.3	28.8	30.8	34
80°	23.5	26.9	28.6	32.4	34.5	53.3
90°	26.1	29.4	32.3	34.2	37.3	38.3
100°	31.2	34.3	37	41.5	43.7	42.1
110°	33	37.6	38.6	42.7	45.3	47.4

Tab. 3.2: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband A.A.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	7.8	7.8	6.9	5.5	5.7	4.2
70°	7.6	7.1	7.5	6.9	6.1	3.8
80°	7.1	6.6	5.8	5.2	4.4	3.9
90°	6	5.9	5	4.3	4.1	3.9
100°	4.4	4.7	4.1	3.9	3.7	3.5
110°	4.1	3.9	3.9	3.7	3.3	3.3
120°	3	3.1	3	3.1	2.7	3.1
130°	2.8	2.6	2.9	2.8	2.6	2.8

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	15.7	16.6	18.3	22	23.6	31.1
70°	17.8	18.2	18.5	19.8	22.4	32.3
80°	20.2	22.2	24.2	26.9	30.1	35.7
90°	23.5	25.3	27.8	31.4	33	33.6
100°	26.2	28.4	33.4	34.4	36.5	40.2
110°	31.1	33	34.6	38.3	42.3	45.6
120°	46.9	48.1	49.7	53.4	56.8	47.1
130°	48.2	50.4	47.6	54.1	50.5	55.1

Tab. 3.3: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband S.M.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	7.6	7.7	7.7	6.9	6.1	6.9
70°	7.5	7	7.4	5.8	4.9	5.7
80°	7.3	6.1	5.3	5.6	4.9	5.3
90°	4.6	4.6	4.1	3.9	3.7	4.1
100°	4.5	4.2	4	3.8	3.4	3.6
110°	4	3.8	3.5	3.5	3.4	3.3
120°	4	3.7	3.3	3.1	3.2	3.2

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	19.1	19.7	19.7	21.1	24.1	21.5
70°	20.2	21.2	20.8	25.9	28	26.3
80°	21.6	24.7	27.8	27	29	27.3
90°	31.1	31.8	34.6	37	38.7	36
100°	31.9	34.5	37.2	38.3	42.5	42.6
110°	36.7	39.4	42.3	41.8	43.3	45.2
120°	36.1	39.8	44.7	47.8	47.2	47.5

Tab. 3.4: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband M.E.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	5.2	5.3	3.7	3.5	3.1	3.4
60°	5	4.5	3.6	3.5	2.7	2.5
70°	4.2	4.1	3.4	3.1	2.5	2.3
80°	3.6	3.1	2.9	2.7	2.5	2.6
90°	3	2.7	2.6	2.2	2.3	2
100°	2.9	2.6	2.6	2.3	2.1	1.9
110°	2.6	2.4	2.4	2.2	2.1	1.9

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	21	19.3	25.6	27.3	29	28.5
60°	18.6	21	25.1	27.2	34.4	38.1
70°	23.2	26.1	30.5	33.7	39.2	43.2
80°	28.1	32.9	35.8	37.6	40.9	44.8
90°	31.6	36.5	37.9	42.9	43	46.5
100°	34.8	38.4	39.6	44.6	47.2	57.6
110°	38.2	42.7	44	46.5	50.6	53.7

Tab. 3.5: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband B.H.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	7.1	6.5	6.7	5.4	5	4.5
60°	6.7	6.1	5.8	4.8	4.7	5.1
70°	5.9	5.8	5.5	5.2	4.6	4.3
80°	5	4.8	4.4	4.1	4.1	3.5
90°	4.9	4.5	4.2	3.8	3.5	3.9
100°	4.4	4.5	4	3.7	3.6	3.9
110°	4.3	4	3.7	3.5	3.4	3.8

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	21.9	22.9	23.4	27.7	30.3	33.5
60°	23.4	25.9	29.5	32.9	34	34.4
70°	26.9	28	30.1	33	34.4	39.2
80°	31	32.2	35.5	40	40.2	45.2
90°	31.6	33.8	36.6	41.9	44.7	41.6
100°	35.3	35	38.5	42.3	43.2	46.7
110°	37	39.9	41.8	44.7	46.5	41

Tab. 3.6: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband D.M.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	5.5	5.4	4.9	4.7	4.1	3.9
70°	5.6	5.2	4.7	4	4.1	3.6
80°	4.7	4.7	3.8	3.6	3.4	3.1
90°	4.3	3.4	3.2	2.7	2.8	2.8
100°	3.8	3	3	2.6	2.4	2.7
110°	3.2	3	2.7	2.6	2.6	2.5

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
60°	22.4	23.9	24	25.4	29.3	30.1
70°	21.1	23.1	26.4	29.8	30.1	33.2
80°	24.8	25.6	31.1	32.8	34.5	37.5
90°	25.6	33.8	36.8	41.8	40.8	43.1
100°	30	38.1	38.3	43.3	46.8	43.2
110°	35	38.3	43.1	44.9	45.2	45.9

Tab. 3.7: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband R.R.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	5.2	4.7	4.1	3.9	3.6	3.5
60°	4.9	4.2	3.9	3.7	3.3	3.2
70°	4.2	3.8	3.9	3.4	3.1	2.9
80°	3.8	3.4	3.3	3	2.6	2.6
90°	3.6	3.3	3	2.8	2.5	2.6
100°	3.2	2.9	2.8	2.5	2.4	2.4
110°	3	2.9	2.6	2.6	2.3	2.2
120°	2.8	2.7	2.5	2.4	2.3	2.2

FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	20.2	21.2	25.7	26	28.9	29.3
60°	21.2	24.4	26.6	28	31.5	32.8
70°	24.9	27	27.9	30.5	34.6	35.7
80°	26.9	30.4	32.5	35.2	39.1	40.6
90°	28.7	30.8	35.9	38.3	41.3	42.5
100°	33.1	36.8	40.7	42.9	46.4	49.1
110°	35.6	38.9	41.5	43.6	48.5	49.9
120°	37.8	40.8	44	45.7	48.4	51.9

Tab. 3.8: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband M.S.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%	FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	9.2	8.8	8.4	7.7	6.5	10.4	50°	13.9	14.9	16.2	17.2	20.1	13.7
60°	7.9	7.5	7.3	6.3	6.3	7.4	60°	16.5	18.3	18	21	21.1	17.4
70°	7.4	7.2	6.3	6.1	6.3	5.3	70°	17.4	18.9	20.4	21.3	22	24.6
80°	6.9	6.6	6	5.8	5.5	6	80°	19	19.6	21	23.9	25.2	21.6
90°	6.2	6.3	5.6	4.6	4.7	5.1	90°	21.2	20.8	24.8	27.1	28.7	25.8
100°	5.7	5.8	5.1	4.2	4.1	4.2	100°	22.3	22.1	25.5	30.1	33.8	31.4
110°	5.1	4.9	4.5	4.3	3.6	3.6	110°	25.6	27.3	29	31.6	35.9	37.9

Tab. 3.9: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband M.K.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%	FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	6	4.9	4.6	4.1	3.6	4	50°	15.7	19.2	21	23.2	25.5	23.3
60°	4.6	4.1	3.8	3.5	3.4	3.3	60°	20	22.5	23.6	26.8	26.7	28.7
70°	4.3	3.9	3.7	3.1	3	2.8	70°	21.4	23.6	25.3	28.8	30.8	34
80°	3.9	3.4	3.2	2.8	2.7	1.8	80°	23.5	26.9	28.6	32.4	34.5	53.3
90°	3.3	2.9	2.7	2.6	2.3	2.3	90°	26.1	29.4	32.3	34.2	37.3	38.3
100°	2.8	2.6	2.5	2.3	2.1	2.3	100°	31.2	34.3	37	41.5	43.7	42.1
110°	2.7	2.5	2.3	2.2	2.1	2	110°	33	37.6	38.6	42.7	45.3	47.4

Tab. 3.10: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband S.Me.

FL (cm)	5%	20%	40%	60%	80%	100%	FW (°)	5%	20%	40%	60%	80%	100%
50°	7.8	6.8	6.6	5.7	5.6	4.9	50°	14.2	17.3	18.2	20.6	23.1	23.9
60°	6.4	6	5	4.9	4.8	4.1	60°	18.2	19.1	23.1	23.7	25.5	29.6
70°	5.7	5.1	5	4.3	3.9	3.7	70°	20.5	21.9	22.8	26.1	28.8	31.6
80°	5.2	4.7	4.5	4.1	3.6	3.4	80°	22	23.6	26.4	27.9	32	34.7
90°	4.8	4.3	3.7	3.3	3	2.7	90°	23.5	26.2	30.9	34.9	38	40.6
100°	4.2	3.7	3.7	3.3	2.9	2.7	100°	27.3	30	31.6	35.5	38.3	43.6
110°	3.5	3.4	3.3	3.1	3.3	3	110°	31.4	32.6	34.2	36.2	37	39.3
120°	3.4	3.1	2.9	3	2.9	3.1	120°	33.8	36.1	38.6	40.2	42.2	38.1
130°	3.2	2.9	2.7	2.6	2.6	2.5	130°	36.7	39.2	40.1	42.5	43.6	46.7
140°	2.9	2.6	2.7	2.6	2.5	3	140°	38.9	42.9	44.4	45.2	47.1	42.2

In den Tabellen 3.1 bis 3.10 sind die ausgewerteten Architekturdaten für alle Probanden aufgelistet. In den Abbildungen 3.4 bis 3.6 sind die Architekturparameter Faserlänge- und Winkel der Probanden über die Kraft bzw. den Sohlenwinkel gezeichnet bei Variation des Kraft bzw. den Sohlenwinkel. Man erkennt eine Korrelation zwischen den Architekturparametern und den Inputvariablen.

Die extremen OSG-Winkelstellungen konnten nicht von allen Probanden realisiert werden. Alle Probanden erreichten mindestens einen Sohlenwinkel von 60° und maximal einen Sohlenwinkel von 110° . Über die gemessene Stichprobe gemittelt betragen die Faserlängen bei 5%-MVC und 60° Sohlenwinkel 6.1 ± 2.0 cm und die Faserwinkel $21 \pm 5^\circ$. Bei 100%-MVC und 110° Sohlenwinkel betragen die Faserlängen 2.6 ± 0.5 cm und die Faserwinkel $46 \pm 11^\circ$.

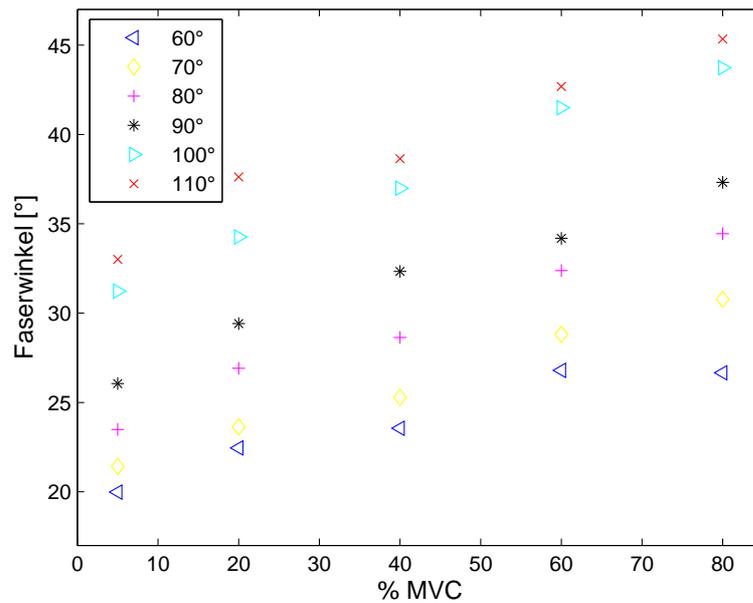


Abb. 3.4: Faserwinkel über %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für Proband C.A.

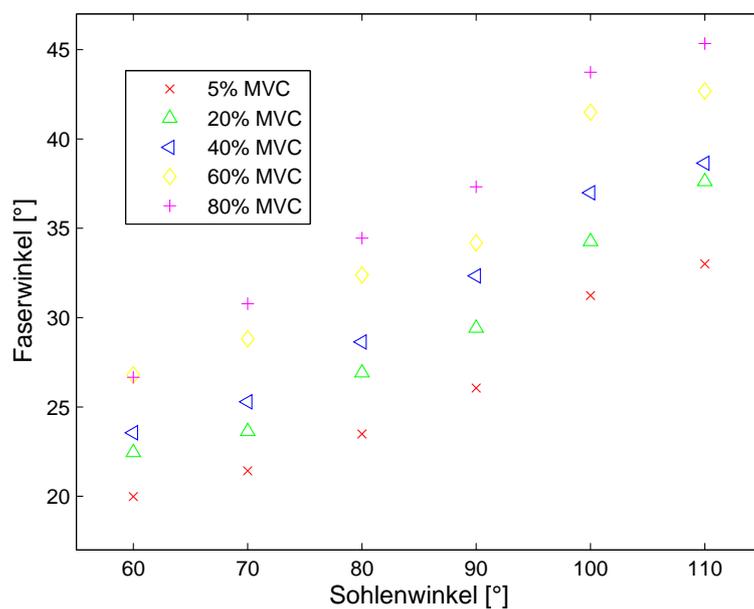


Abb. 3.5: Faserwinkel über Sohlenwinkel bei verschiedenen %-MVC für Proband C.A.

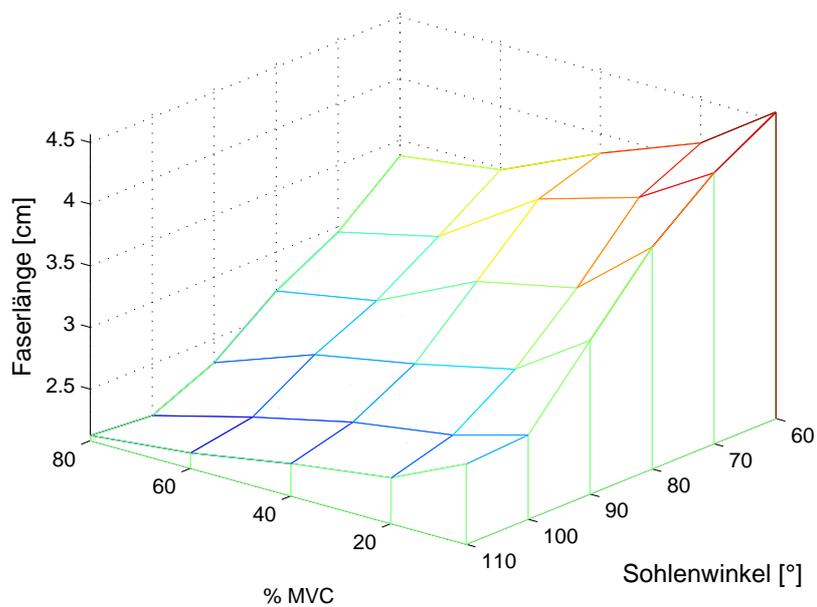


Abb. 3.6: Faserlänge über Sohlenwinkel und %-MVC für Proband C.A.

Reproduzierbarkeit

Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit behandelt die Ultraschallmessung per se sowie deren Auswertung. Die Reproduzierbarkeit von Ultraschallmessungen wurde bereits in der Literatur verifiziert (Legerlotz et al. 2010; Manal et al. 2006).

Um die Reproduzierbarkeit der Winkel-, Längen- und Dickenmessungen zu testen, wurde ein Ultraschallbild zwanzigmal ausgewertet (Sohlenwinkel 120° und 40%- MVC). Dabei wurden die Architekturdaten separat für zwei parallele Fasern ermittelt. Die Ergebnisse wurden anschließend statistisch ausgewertet. Für den empirischen Variationskoeffizienten gilt: $COV = (SD/AM) \cdot 100\%$, der damit von der Größenordnung und Einheit der Messwerte unabhängig ist und eine relative Vergleichbarkeit mit anderen Daten ermöglicht. Tabelle 3.11 zeigt geringe Abweichungen zwischen 1.41% und 2.21%.

Tab. 3.11: Berechnete Statistikparameter der Messungen an zwei parallelen Fasern (Faser 1/Faser 2) des Probanden C.A.: arithmetisches Mittel (AM), Standardabweichung (SD), Median, empirischer Variationskoeffizient (COV), n=20.

	arithmetisches Mittel	Standardabweichung	Median	Variationskoeffizient
Winkel 1/2 (°)	41.41/41.61	0.62/0.65	41.48/41.50	1.49/1.56 %
Längen 1/2 (cm)	3.95/3.95	0.08/0.07	3.94/3.96	2.21/1.85 %
Dicken 1/2 (cm)	2.01/2.01	0.02/0.02	2.00/2.01	1.41/1.41 %

Die Differenz (Range) der Architekturdaten eines ausgewerteten Bildes für Faser 1 zu Faser 2 ergab, über alle ausgewerteten Daten, einen Mittelwert von 0.17° für den Winkel, 0.017 cm für die Länge und 0.008 cm für die Dicke. Diese kleinen Werte zeigen die Gleichwertigkeit und damit Parallelität der Fasern.

Der *t*-Test, der Differenzen des Mittels zweier Stichproben überprüft, ergab bei allen Architekturdaten, dass die Nullhypothese, die besagt, dass das Mittel der beiden Proben gleich ist, mit einer Wahrscheinlichkeit von 99% nicht abgelehnt werden konnte (Signifikanzlevel $p = 0.49$ für den Winkel, 0.92 für die Länge und 0.83 für die Dicke). Aus den obigen genannten Ergebnissen ließ sich schlussfolgern, dass erstens die beiden Fasern parallel verlaufen und zweitens die Reproduzierbarkeit der Auswertungen gesichert ist.

Statistische Auswertung

Die vermutete Abhängigkeit der Architekturdaten sollte statistisch untersucht und als Nullhypothese postuliert werden. Es wurde angenommen, dass Faserlänge (FL), Faserwinkel (FW) und Faserdicke (FD) von aufgebrauchter Kraft F und Sohlenwinkel θ_S (Muskellänge) abhängen. Die Nullhypothese lautet: $H_{0,1}$: es liegt keine Abhängigkeit vor: $FW \neq FW(F, \theta_S)$, $FL \neq FL(F, \theta_S)$ und $FD \neq FD(F, \theta_S)$. Das Signifikanzniveau wurde zu $p < 0.05$ festgelegt.

Zum Test des (linearen) Zusammenhangs zwischen Kraft bzw. Muskelausgangslänge und den drei Architekturdaten Faserlänge, -winkel und -dicke wurde der empirische Korrelationskoeffizient errechnet, der definiert ist als:

$$r := \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \cdot \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad \text{mit } -1 \leq r \leq 1. \quad (3.1)$$

Dabei bezeichnen x und y Zufallsvariablen einer Messreihe mit den jeweiligen Ausprägungen x_1, x_2, \dots, x_n und y_1, y_2, \dots, y_n sowie \bar{x} und \bar{y} die empirischen Mittelwerte der Messreihe. Korrelationskoeffizienten nahe 1 bedeuten positive, nahe -1 negative lineare Zusammenhänge.

Die Korrelation zwischen Faserwinkel und Sohlenwinkel $0.88 < r < 0.96$ ($p < 0.001$) bzw. Faserwinkel und Kraft $0.83 < r < 0.97$ ($p < 0.001$) ist positiv und signifikant.

Die Korrelation zwischen Faserlänge und Sohlenwinkel $-0.82 > r > -0.96$ ($p < 0.001$) bzw. Faserlänge und Sohlenwinkel $-0.75 > r > -0.93$ ($p < 0.003$) ist negativ und signifikant.

Es gibt keine signifikante Korrelation zwischen Muskeldicke und Sohlenwinkel $0.10 < R < 0.30$ ($p > 0.4$) bzw. Muskeldicke und Kraft $0.15 < R < 0.32$ ($p > 0.4$).

Zudem wurde eine Varianzanalyse (ANOVA) ausgeführt, um den Effekt von verschiedenen Faktoren auf den Mittelwert einer Variablen und damit die obigen statistischen Hypothesen zu testen. Die Varianz (Streuung) ist ein Maß für die Abweichung einer Variablen von ihrem Erwartungswert. Der ANOVA-Test macht die Annahmen, dass alle Stichproben normalverteilt sind und die gleiche Varianz haben sowie dass alle Beobachtungen voneinander unabhängig sind. Der Test ist robust gegen kleine Verletzungen dieser Annahmen. Eine Stichprobe ist z.B. alle Faserwinkel von 60° - 120° Sohlenwinkel bei 5%-MVC.

Zudem wurden die parameterfreien Tests Kruskal-Wallis (one-way) und Friedmann (n-way) zum Testen der statistischen Hypothesen verwendet, da diese Tests keine Annahme über die Wahrscheinlichkeitsverteilung der untersuchten Daten machen. Sie sind demnach auch anwendbar, wenn bestimmte Verteilungsvoraussetzungen nicht erfüllt

sind. Die Tests ANOVA und Kruskal-Wallis ergeben die in Tabelle 3.12 aufgelisteten Testparameter.

Tab. 3.12: Prüfgrößen aus der Varianzanalyse: ANOVA (F) und Kruskal-Wallis (χ^2) für getesteten Zusammenhang zwischen den Architekturdaten und aufgebrachter Kraft bzw. Sohlenwinkel.

getesteter Zusammenhang	F	χ^2
Faserwinkel - %-MVC	13.5 ($p = 2 \cdot 10^{-6}$)	23.5 ($p = 3 \cdot 10^{-4}$)
Faserwinkel - Sohlenwinkel	24.2 ($p = 8 \cdot 10^{-9}$)	20.2 ($p = 0.001$)
Faserlänge - %-MVC	52 ($p = 0$)	26 ($p = 5 \cdot 10^{-5}$)
Faserlänge - Sohlenwinkel	172 ($p = 0$)	12 ($p = 0.03$)

Die F -Werte sind bedeutend größer als 1. Der p -Wert, der angibt, ob die Daten alle von der gleichen Population kommen bzw. dieselbe Verteilung aufweisen ist sehr klein ($p \ll 0.5$). Das heißt, dass die untersuchten Parameter %-MVC und Sohlenwinkel einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis (die untersuchten Architekturparameter des M. soleus) haben. Die parameterfreien Tests liefern dieselben Schlussfolgerungen. Es besteht eine signifikante Abhängigkeit der Muskelarchitektur zum Sohlenwinkel und der aufgebrachten Kraft. Der Faserwinkel steigt mit zunehmender Kraft und größerem Sohlenwinkel. Die Faserlänge sinkt mit zunehmender Kraft und größerem Sohlenwinkel. Bei größeren OSG-Winkeln ergeben sich zwangsläufig kleinere Muskellängen, da der Abstand zwischen Ansatz und Ursprung der Plantarflexoren reduziert wird.

3.1.3 Modellierung der Architekturabhängigkeiten

Die ermittelten Architekturdaten sollten mit einem mathematischen Modell $y = f(x)$ beschrieben werden. Messdaten unterliegen statistischen Schwankungen. Es wurden zwei Komponenten in Betracht gezogen: eine deterministische und eine zufällige Komponente. Die deterministische Komponente kann durch ein Modell mit unabhängigen (Vorhersage)-Parametern x beschrieben werden, die zufällige Komponente resultiert aus nicht-erfassbaren Einflüssen, wie beispielsweise menschliches Verhalten oder Messungenauigkeiten. Die zufällige Komponente folgt einer speziellen Wahrscheinlichkeitsverteilung, meistens einer Gaussverteilung. Da $f(x)$ von einer Störgröße überlagert ist, kann der funktionale Zusammenhang $y = f(x)$ zwischen x und y nicht exakt bestimmt werden. Der Zusammenhang $y = f(x)$ wurde mithilfe einer Regressionsgeraden $y = ax + b$ geschätzt. Das Residuum r_i des i -ten Datenpunktes ist definiert als die Differenz zwischen dem gemessenen Wert y_i und dem geschätzten Wert y'_i . Es gibt

verschiedene Möglichkeiten, die Regressionsgerade zu schätzen. Bei der Methode der kleinsten Fehlerquadrate, die angewendet wurde, wurde eine Gerade so durch die Datenpunkte gelegt, dass die Quadratsumme der Residuen minimiert wurde:

$$\sum_{i=1}^n (y_i - (ax_i + b))^2 \rightarrow \min! .$$

Es wurden diejenigen Parameter y'_i ausgewählt werden, die die Summe der Fehlerquadrate minimieren: $\min_{\bar{y}} SSE$. Nach Durchführung einer Ausgleichsrechnung konnte überprüft werden, wie gut die Anpassung (Fit) ist um abschätzen zu können, inwiefern ein Modell für Vorhersagen tauglich ist. Das Bestimmtheitsmaß oder Determinationskoeffizient R^2 ist ein statistisches Maß, das die Streuung (Varianz) einer Variablen erklärt. Die Streuung entsteht durch den (linearen) Zusammenhang zu einem anderen Parameter. R^2 ist das Quadrat der Korrelation zwischen dem Antwortwert und dem Vorhersagewert. R^2 nimmt Werte zwischen 0 und 1 an. Beispielsweise bedeutet ein Wert von 0.8, dass 80% der Varianz vom Modell, d.h. der linearen Regression erklärt werden können.

Die vorliegenden Messdaten Faserlänge und -winkel in Abhängigkeit der aufgebrauchten Kraft und des Sohlenwinkels wurden jeweils linear und quadratisch mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate gefittet. Dabei wurden die Parameter p_i der Gleichungen

$$\begin{aligned} y &= p_1 \cdot x + p_0 && \text{(linear)} \\ y &= p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0 && \text{(quadratisch)} \end{aligned}$$

ermittelt, mit y : Faserlänge oder -winkel, x : Kraft oder Sohlenwinkel.

Vorab wurden die Daten bezüglich Ausreißern untersucht. Die während der Auswertung festgehaltenen Auffälligkeiten wurden durch die Ergebnisse aus einer zweiparametrischen Anpassung rechnerisch untermauert. Dabei wurde eine Regression errechnet, die von zwei Parametern abhängt, d.h. die Abhängigkeit beispielsweise des Faserwinkels von sowohl der Kraft als auch vom Sohlenwinkel. Dabei wurden Punkte, die weiter als ein definierter Wert von der gefundenen Regressionsgeraden entfernt liegen ermittelt und als Ausreißer markiert. Diese Punkte konnten dann für einparametrische Anpassungen verwendet und entweder aus der Anpassung herausgenommen oder geringer gewichtet werden. Zudem wurden Ausreißer berücksichtigt, indem sie durch eine Bisquareweights-Methode bei der Anpassung weniger gewichtet wurden. Diese Methode minimiert eine gewichtete Quadratsumme, die Gewichtung jedes Datenpunktes hängt davon ab, wie weit dieser von der gefitteten Linie entfernt ist. Je weiter weg, desto weniger

bis gar keine Gewichtung bekommt dieser. Die Gewichtung erfolgt automatisch und iterativ. In der ersten Iteration wurden alle Datenpunkte mit einer Fehlerquadratminimierung und gleichen Gewichten gefittet. Die Gewichte wurden dann aus der Entfernung zur berechneten Anpassungslinie errechnet. Die Anpassung wurde mit diesen Gewichtungen wiederholt. Dieser Prozess wurde wiederholt, bis er konvergierte. Die Erfahrung zeigte, dass wenn sich ein Ausreißer in einem Rahmen von weniger als 1.8 Standardabweichungen vom Mittel befindet, die Bisquare-weights-Methode gute Resultate lieferte. Bei größeren Werten war es besser, diese als Ausreißer zu klassifizieren und aus der Anpassungsberechnung auszuschließen.

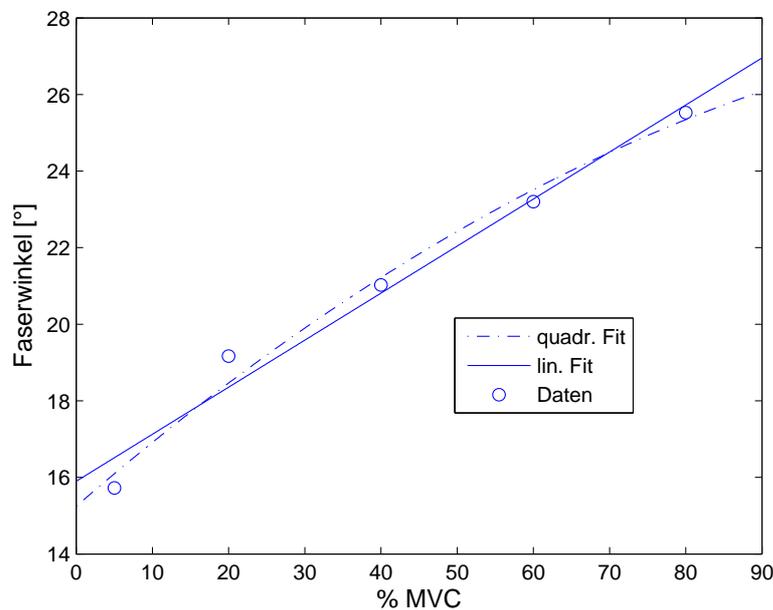


Abb. 3.7: Faserwinkel aufgetragen über %-MVC bei 70°, lineare und quadratische Anpassungen für Proband C.A.

In Abbildung 3.7 ist beispielhaft der Verlauf des Faserwinkels bei ansteigenden Kräften und einem Sohlenwinkel von 70° für einen Probanden dargestellt. Alle Messwerte wurden mit linearen und quadratischen Funktionen angepasst. Die Anpassungsparameter p_i sind im Diagramm angegeben. In Tabelle 3.13 sind die Koeffizienten der Anpassung für den Faserwinkel bezüglich der aufgetragenen Kraft dargestellt.

Der quadratische Term ist vernachlässigbar klein. Eine Anpassung mit einer linearen Funktion genügte demnach. In Tabelle 3.15 sind statistische Parameter zur Güte der Anpassung der Faserlänge jeweils für die Regression mit linearen und quadratischen Funktionen dargestellt. Die Fehlerquadrate sind akzeptabel und signifikant für beide Anpassungen ($p < 0.01$). Bei Ausschluss der Ausreißer verbesserten sich die Fehlerquadrate noch weiter. Das Bestimmtheitsmaß durchweg nahe 1 zeigt eine hohe Güte der Regression an.

Für den *M.soleus* konnten, wie oben ersichtlich, die Abhängigkeiten des Faserwinkels und der Faserlänge von der Gelenkwinkelstellung und der Kontraktionsintensität hinreichend gut mit quadratischen, teilweise sogar nur mit linearen Funktionen allgemein beschrieben werden. Die Parameter zeigten jedoch von Proband zu Proband eine relativ große Variabilität aufgrund der natürlichen Unterschiede in den interindividuellen Eigenschaften des Muskel-Skelett-Systems.

Tab. 3.13: Parameter der Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserwinkel und %-MVC (x) bei verschiedenen Sohlenwinkeln für einen Probanden, SSE: Fehlerquadratsumme.

		p_2	p_1	p_0	SSE
70°	linear	–	0.12	15.8	1.1
	quadr	$5 \cdot 10^{-4}$	0.17	15.3	1.2
80°	linear	–	0.09	20.0	1.0
	quadr	$8 \cdot 10^{-4}$	-0.16	19.2	0.8
90°	linear	–	0.12	20.8	1.4
	quadr	$2 \cdot 10^{-5}$	0.12	20.8	0.3
100°	linear	–	0.14	23.2	1.0
	quadr	$-4 \cdot 10^{-4}$	0.17	22.8	1.4
110°	linear	–	0.14	26.0	1.3
	quadr	$-5 \cdot 10^{-4}$	-0.19	25.4	1.4

Tab. 3.14: Parameter der Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faser- und Sohlenwinkel (x) bei verschiedenen %- MVC für einen Probanden, SSE: Fehlerquadratsumme.

		p_2	p_1	p_0	SSE
5%-MVC	linear	–	0.27	-0.74	1.2
	quadr	0	0	10.67	1.2
20%-MVC	linear	–	0.28	1.95	1.1
	quadr	0.01	-0.11	18.07	0.8
40%-MVC	linear	–	0.31	1.45	1.1
	quadr	0.003	-0.25	24.39	0.3
60%-MVC	linear	–	0.27	7.03	1.0
	quadr	0.003	-0.19	24.26	1.4
80%-MVC	linear	–	0.36	2.3	1.5
	quadr	0.003	-0.28	28.7	0.9

Tab. 3.15: Auswertung der Regression (quadratisch (q): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und %- MVC bei einem Sohlenwinkel von 70°; SSE=Fehlerquadratsumme, R^2 =Bestimmtheitsmaß.

% – MVC	SSE, lin	SSE, q	R^2, lin	R^2, q
5%	2.5	1.8	0.9	0.9
20%	3.4	3.3	0.8	0.8
40%	0.7	0.8	0.9	0.9
60%	1.2	0.2	0.9	0.9
80%	0.2	0.03	0.9	0.9

Tab. 3.16: Auswertung der Regression (quadratisch (q): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und Sohlenwinkel bei 5%- MVC; SSE=Fehlerquadratsumme, R^2 =Bestimmtheitsmaß.

SW	SSE, lin	SSE, q	R^2, lin	R^2, q
70°	1.9	0.5	0.7	0.9
80°	2.3	2.0	0.6	0.6
90°	0.4	0.4	0.8	0.8
100°	0.1	0.02	0.9	0.9
110°	0.9	0.5	0.6	0.7
120°	1.1	0.2	0.8	0.9
130°	0.2	6.1	0.8	0.9

3.2 Analyse der Muskelarchitektur für *M.gastrocnemius*

3.2.1 Versuchsaufbau und -ablauf

Die Architekturdaten des *M.gastrocnemius* wurden mittels Ultraschall bei isometrischen Kräften mit der in Abbildung 3.8 dargestellten Anordnung gemessen.

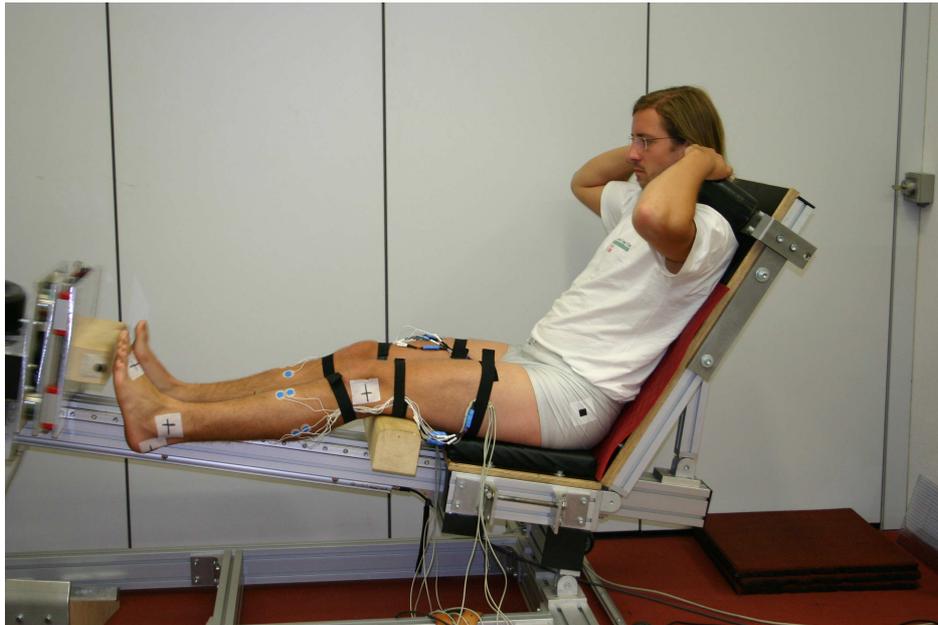


Abb. 3.8: Messaufbau für die Plantarflexion zur Untersuchung des *M.gastrocnemius*.

Im Unterschied zum Messaufbau für den *M.soleus* (siehe Abschnitt 3.1) arbeiteten die Probanden mit nahezu gestreckten Knien und saßen auf einer um 15° geneigten Ebene. Die Oberschenkelmuskulatur blieb inaktiv. Im Fokus der Analyse standen wieder isometrische Plantarflexionen bei OSG-Winkeln zwischen 50° und 150° in 10° -Schritten. Für jeden OSG-Winkel wurde zunächst die MVC ermittelt. Mittels Online-Feedback der Kraft brachte der Proband dann 5%-, 25%-, 50%- und 75%-MVC auf. Zwei Probanden schieden aus, da mit der Ultraschallsonde keine Faserebene gefunden werden konnte. Sieben Probanden - im Alter zwischen 20 und 44 Jahren und einer Körpergröße zwischen 170 und 185 cm wurden erfolgreich untersucht.

3.2.2 Ergebnisse und Diskussion

In den Abbildungen 3.10 und 3.9 sind die resultierenden Ultraschallbilder eines Probanden gezeigt. Man sieht in der Mitte des Bildes den lateralen M.gastrocnemius, dann den M.soleus. Darunter schließt sich Knochenstruktur an. Die Architekturdaten des M.soleus konnten bei den meisten Probanden nicht ausgewertet werden, da die untere Aponeurose oft nicht zu erkennen und somit keine Abgrenzung des Muskels möglich war.

Alle Probanden erreichten die Sohlenwinkel 60° - 110° . Der minimale gemessene OSG-Winkel betrug 50° und der maximale 140° . Gemittelt über die vermessenen Probanden betragen die Faserlängen bei 5%-MVC und 60° Fußgelenkwinkel 7.7 cm (min: 6.6 cm, max: 8.7 cm) und die Faserwinkel 11.4° (min: 8.2° , max: 12.5°). Bei 100%-MVC und 110° Fußgelenkwinkel betragen die Faserlängen 4.1 cm (min: 2.9 cm, max: 6.5 cm) und die Faserwinkel 26.8° (min: 14.7° , max: 34.3°). Im Vergleich zum M.soleus waren die Faserwinkel des M.gastrocnemius kleiner und die Faserlängen größer, was durch die Haltefunktion des Soleus erklärbar ist. In den Abbildungen 3.11 - 3.13 sind am Beispiel eines Probanden die Messdaten für Faserlänge- und winkel aufgetragen.

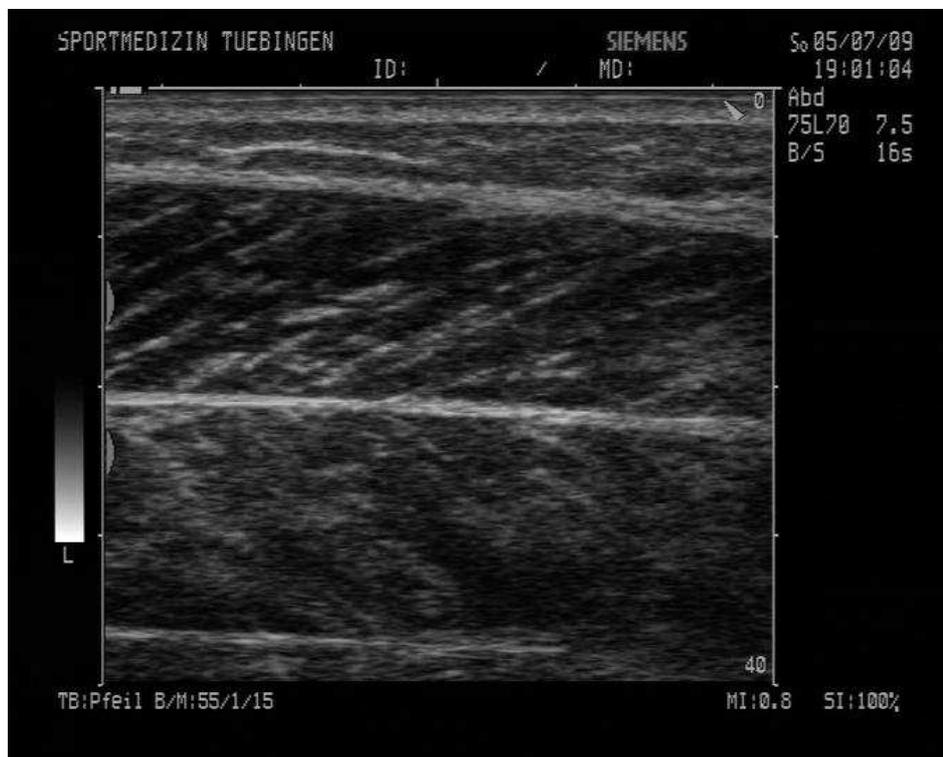


Abb. 3.9: Ultraschallbilder des lateralen M.gastrocnemius bei 120° Sohlenwinkel und 100%-MVC für Proband V.W.

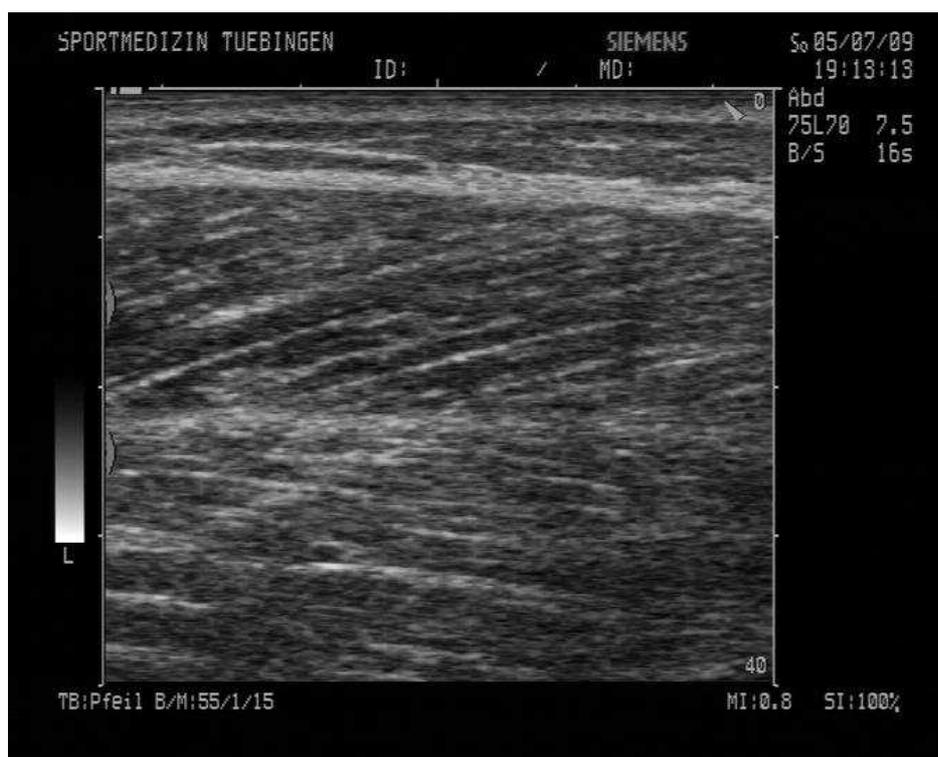


Abb. 3.10: Ultraschallbilder des lateralen *M.gastrocnemius* bei 80° Sohlenwinkel und 25%-MVC für Proband V.W.

Statistische Auswertung

Die aufgenommenen Architekturdaten wurden analog zu Kapitel 3.1.2 ausgewertet. Die Korrelation zwischen Faserwinkel und Sohlenwinkel $0.87 < r < 0.96$ ($p < 0.05$) bzw. Faserwinkel und Kraft $0.89 < r < 0.98$ ($p < 0.05$) ist positiv und signifikant. Die Korrelation zwischen Faserlänge und Sohlenwinkel $-0.97 > r > -0.91$ ($p < 0.05$) bzw. Faserlänge und Kraft $-0.94 > r > -0.88$ ($p < 0.003$) ist negativ und signifikant. Zudem wurde eine Varianzanalyse (ANOVA) und ein parameterfreier Kruskal-Wallis-Test ausgeführt. Beide Tests lieferten dasselbe Ergebnis: Der p-Wert ist durchweg sehr klein ($p \ll 0.5$). Das heißt, die untersuchten Parameter (z.B. %-MVC) haben einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis. Die parameterfreien Tests lieferten dieselben Schlussfolgerungen. In Abbildung 3.14 ist beispielhaft ein Boxplot abgebildet. Man erkennt, dass die Mediane abweichen, der untersuchte Parameter also einen Einfluss hat.

Tab. 3.17: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 1 (D.F.) bei 5%-, 25%-, 50%-,75%-, 100%-MVC und erreichten Sohlenwinkeln.

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	6.9	6.5	6.2	5.0	5.5
70°	7.3	6.1	5.4	4.73	5.0
80°	7.0*	5.9	5.6	4.9	4.1
90°	6.0	5.6	4.7	4.5	3.9
100°	5.9	5.2	4.4	4.4	3.8
110°	5.1	4.1*	3.9	4.0	3.6
120°	5.3	4.8	3.5	3.4	3.4

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	11.4	11.7	11.2*	12.4	17.7
70°	15	16.9	19.3	21.5	20.8
80°	15.5	16.7	18.8	22.5	26.6
90°	17.8	18.8	21.3	24.3	25.3
100°	18.5	22.1	23.1	22.3	27.7
110°	20.2	25.7	24.9	25.9	28.5
120°	20.1	21.2	29.8	29.5	31.5

Tab. 3.18: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 2 (D.R.)

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	8.7	8.2	8.4	6.8	6.6
70°	7.6	6.8	5.2	5.3	4.8
80°	6.3	5.8	5.4	4	5.3
90°	5.5	5.5	5	5	4.4
100°	5.2	5.1	4	4	3.5
110°	5.3	4.6	3.9	3.7	3.6

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	12.5	12	13.2	16.3	17.5
70°	14	16.2	15.9	20.9	24.2
80°	16.5	16.4	20.6	22.8	23.1
90°	19	19.3	21.6	22.6	25.3
100°	20.8	21.6	25.2	27.9	29.4
110°	20.5	24.1	27.7	28.7	31.3

Tab. 3.19: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 3 (J.S.)

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	7.8	7	6.2	7.1	8.5
70°	6.5	0.5	6.8	6.8	6.8
80°	8	8.9	8.4	6.5	6.7
90°	6.9	8.5	7.9	7.5	7.4
100°	7.2	7.9	7.9	6.7	7.1
110°	6.7	7.6	7.1	7.3	6.5
120°	7.5	7.2	6.6	5.6	5.1
130°	6.7	6.9	4.7	5.5	5.3
140°	7.2	6.7	5.9	4.9	5.5*

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	12.5	14.3	15.3	12.4	10.5
70°	14.3	14.5	14.4	14.3	14.4
80°	10.1	10.7	12.1	14.6	14.2
90°	14.5	12	14.7	13.1	15.2
100°	14.2	13.7	13.1	14.6	13.6
110°	14.2	13.5	14.8	13.7	14.7
120°	14.2	13.8	15.9	18.4	19.7
130°	14.8	14.9	19.9	17.8	19
140°	14.5	14.5	16.3	20	18.2

Tab. 3.20: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 4 (G.S.)

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	6.6	5.9	5.4	5.1	4.2
70°	5.4	4.9	5.1	4.9	4.2
80°	5.5	4.8	4.3	3.6	3.4
90°	4.5	5	4.3	4	3.6
100°	5.7	4.9	4.2	3.8	3.4
110°	5.2	4.1	3.2	3.3	3.2
120°	3.5	3.3	3.3	3.1	2.8

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	8.2	13.1	15.3	16.5	20.3
70°	11.6	14.4	18.3	19.8	17.6
80°	12.4	15.3	19.3	21.2	23.8
90°	13.2	17.3	20.5	23.9	26.2
100°	13.8	16.7	19.3	23	29
110°	14.3	21.9	26.7	28.4	30.2
120°	19.7	21.3	27.5	29.3	34.3

Tab. 3.21: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 5 (J.St.)

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
50°	8.7	7.9	6.9	6.5	5.4
60°	7.2	6.4	5.6	5.2	4.8
70°	6.6	5.8	5.4	4.9	4.6
80°	5.4	4.9	4.7	4.4	3.9
90°	5.3	4.5	4.2	3.7	3.3
100°	4.4	4.2	3.6	3.3	3.1
110°	4.2	3.9	3.4	3.2	2.9
120°	3.8	3.2	3.1	3.1	2.8
130°	3.1	3	2.7	2.6	2.5

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
50°	11.7	12.8	14.8	15.5	18.5
60°	14.4	15.8	17	18.9	20.4
70°	16.6	17.3	18	20.3	22.4
80°	18.7	20.6	21.9	23.2	24.7
90°	20	22.8	24.9	27.9	29.9
100°	22.9	24.8	28.3	30.7	32.8
110°	26.3	27.1	29.5	32.6	34.3
120°	27.7	30.6	32.8	34.6	37.8
130°	32.5	34.3	36.6	40	42.4

Tab. 3.22: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 6 (T.O.)

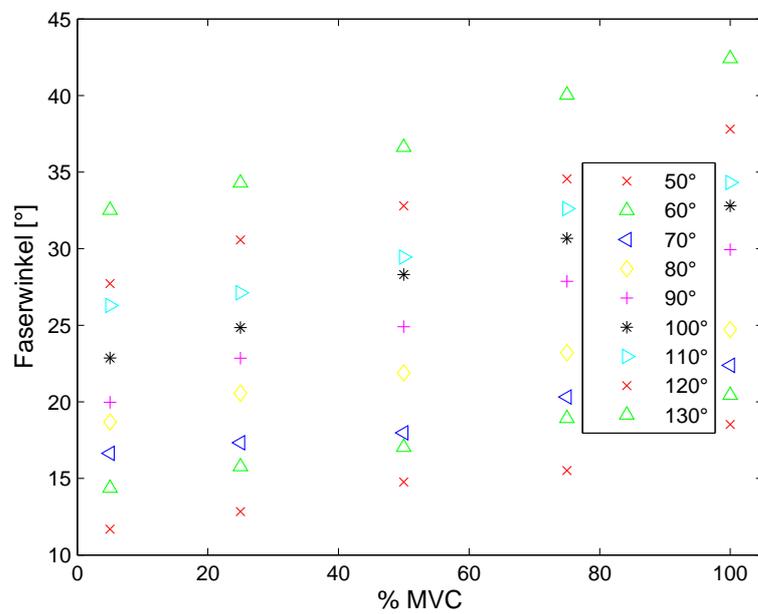
FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	8.2	7.5	6.8	7.3	6.1
70°	7.6	6.5	6.5	6.1	5.3
80°	7.3	6.6	5.9	5.7	6.4
90°	6	6.3	4.6	5.1	4.7
100°	6.8	6.1	5.3	5.1	4.9
110°	5.8	5.9	5.4	4.9	5.1
120°	6.5	6	4.4	4.2	3.8
130°	4.3	4.3	4.1	3.9	3.6

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	12.5	13.8	9.5	15.3	17.5
70°	15.1	16.3	15.9	17	20.9
80°	15.2	16.2	17.1	18.5	15.7
90°	16.8	17.1	18.7	20.7	20.4
100°	13.7	17.5	19.7	20.9	21.1
110°	19.5	17.6	19.8	21.2	22
120°	17.9	18.8	25.2	26.7	29.3
130°	22.6	25	27.2	28.5	31.6

Tab. 3.23: Faserlänge (links) und Faserwinkel (rechts) für Proband 7 (V.W.)

FL (cm)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	7.4	6.5	6	5.3	5.3
70°	6.3	6.3	5.4	5.4	4.4
80°	6	5.2	5	4.7	4.3
90°	7	5.1	4.6	4.4	4.1
100°	6.8	5.5	4.9	3.9	3.4
110°	5.8	5.1	4.6	3.6	3.6
120°	5.2	4.4	3.8	3.5	3.2
130°	4.8	3.9	3.8	3.6	3.2

FW (°)	5%	25%	50%	75%	100%
60°	11	15.4	14.5	16.7	20
70°	12.9	17.1	16.7	19.4	21
80°	12.8	15.7	18.1	20	22.2
90°	8.7	13	19.6	21.2	22.4
100°	15.7	18.7	21.4	23.4	26.2
110°	16.9	19.5	21.2	25.3	27.1
120°	18.6	23.2	25.8	27	27.7
130°	19.6	25.5	26.9	30	33.7

**Abb. 3.11:** Faserwinkel über %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für Proband J.S.

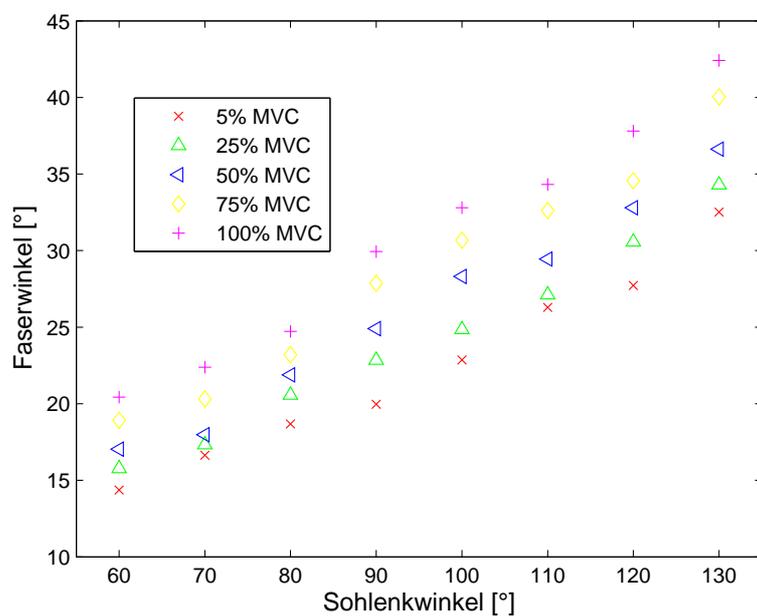


Abb. 3.12: Faserwinkel über Sohlenwinkel bei verschiedenen %-MVC für Proband J.S.

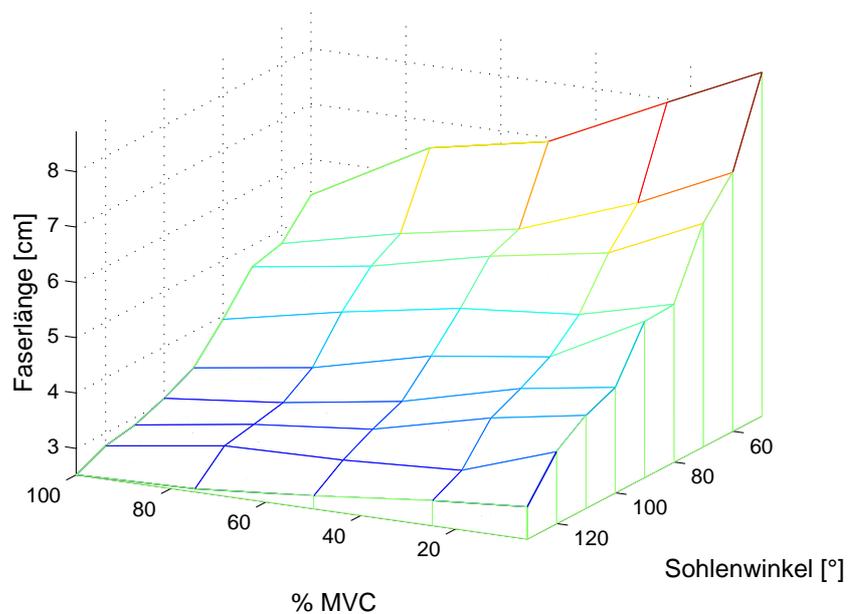


Abb. 3.13: Faserlänge über Sohlenwinkel und %-MVC für Proband J.S.

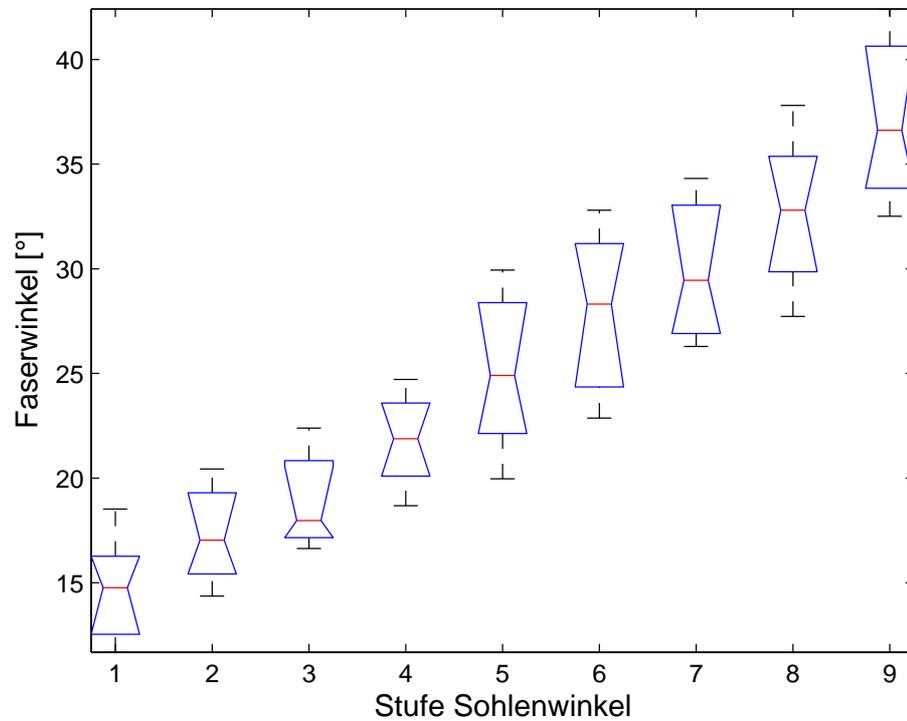


Abb. 3.14: Grafische Darstellung des ANOVA-Tests für Proband J.St.: Die Linie innerhalb der Boxen ist der Median. Die Boxen selbst zeigen die 25 und 75 Perzentile. Der horizontale Strich ober- und unterhalb der Boxen zeigt den am weitesten entfernten Datenpunkt.

3.2.3 Modellierung der Architekturabhängigkeiten

In Anlehnung an Kapitel 3.1.3 wurden die Daten linear und quadratisch mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate gefittet. Die zuvor aufgefundenen Ausreißer wurden berücksichtigt, indem sie durch eine Bisquare-weights-Methode weniger gewichtet oder ganz aus der Anpassung ausgeschlossen wurden.

In Tabelle 3.28 sind für einen Probanden die Koeffizienten der Anpassung für den Faserwinkel bezüglich des Sohlenwinkels dargestellt. Die Koeffizienten bezüglich des Kraftwertes sowie diejenigen bezüglich der Faserlänge sind in den Tabellen 3.29 bis 3.30 abgebildet.

Der Parameter p_1 ist mit dem größten Exponenten assoziiert. Bei einigen Anpassungen ist der Koeffizient nicht im Konfidenzintervall inbegriffen, was auf einen Ausreißerwert hindeutet. Die Fehlerquadratsummen (SSE) sind im allgemeinen recht klein, was bedeutet, dass die Daten nahe an der angenäherten Kurve liegen.

In Tabelle 3.24 sind die Koeffizienten der Anpassung einer linearen Regression für alle Probanden aufgelistet. Die Geraden für verschiedene Probanden verlaufen annähernd parallel. Die Achsenabschnitte für die Faserlängen sinken stetig bei steigender Kraft und steigendem Sohlenwinkel. Die Achsenabschnitte des Faserwinkels steigen stetig mit zunehmender Kraft und zunehmendem Sohlenwinkel. Bei den Achsenabschnitten (konstanter Term p_0) der quadratischen Anpassung ist zu beachten, dass sie bis zu einem Sohlenwinkel von 0° interpoliert wurden (siehe Tabellen 3.24 bis 3.27). Kleine Abweichungen der Steigung resultieren dort in großen Fehlern. Zudem repräsentiert dieser Wert keine funktionale Bedeutung, da ein Sohlenwinkel von 0° nicht realisierbar ist. Daraus folgt, dass eine lineare Abhängigkeit der untersuchten Architekturparameter sowohl von der aufgebrauchten Kraft als auch der Muskelausgangslänge vorlag. Dann wurden die Daten linear gefittet, was die Einbindung in ein Muskel-Skelett-Modell aufgrund der Einfachheit linearer Gleichungen erleichtert.

Tab. 3.24: Parameter der linearen Regression für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und Sohlenwinkel in Abhängigkeit von aufgebrachtener Kraft für alle Probanden.

	5%	25%	50%	75%	100%
Proband 1, p1	-0.034	-0.027	-0.044	-0.023	-0.032
p2	9.27	8.15	8.82	6.51	7.18
Proband 2, p1	-0.071	-0.066	-0.041	-0.05	-0.066
p2	12.51	11.66	8.44	9.11	10.52
Proband 3, p1	-0.0	-0.037	-0.02	-0.024	-0.034
p2	7.78	11.77	8.9	8.85	9.98
Proband 4, p1	-0.036	-0.033	-0.037	-0.035	-0.022
p2	8.45	7.73	7.59	7.21	5.56
Proband 5, p1	-0.056	-0.047	-0.044	-0.043	-0.037
p2	10.38	9.02	8.37	7.99	7.05
Proband 6, p1	-0.043	-0.03	-0.04	-0.035	-0.038
p2	10.72	9.05	9.32	8.57	8.7
Proband 7, p1	-0.038	-0.03	-0.029	-0.029	-0.02
p2	9.98	8.12	7.52	7.11	6.54

Tab. 3.25: Parameter der linearen Regression für den Zusammenhang zwischen Faserwinkel und Sohlenwinkel bei verschiedenen %-MVC für alle Probanden, *-Werte sind die Koeffizienten, bei denen Ausreißer noch das Ergebnis fälschlich beeinflussen.

	5%	25%	50%	75%	100%
Proband 1, p1	0.141	0.189	0.205	0.136	0.216
p2	4.18	2.02	3.28	11.57	5.58
Proband 2, p1	0.17	0.231	0.293	0.237	0.207
p2	2.53	-1.44	-4.47	3.07	7.97
Proband 3, p1	0.003	0.015	0.045	0.081	0.091
p2	14.0	12.01	10.61	7.29	6.39
Proband 4, p1	0.151	0.137	0.2	0.207	0.299
p2	-0.12	4.7	3.35	4.58	-1.52
Proband 5, p1	0.227	0.255	0.273	0.304	0.302
p2	0.44	-0.07	0.30	-0.10	2.09
Proband 6, p1	0.119	0.107	0.213	0.192	0.221
p2	5.79	7.56	-1.03	3.53	0.95
Proband 7, p1	0.118	0.295	0.178	0.173	0.17
p2	4.11	-12.53*	3.88	6.12	8.80

Tab. 3.26: Parameter der linearen Regression für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für alle Probanden.

	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
Proband 1, p1	-0.018	-0.025	-0.025	-0.022	-0.020	-0.015	-0.021
p2	7.02	7.04	6.76	6.17	5.82	5.07	5.24
Proband 2, p1	-0.023	-0.029	-0.03	-0.011	-0.018	-0.017	–
p2	8.75	7.47	6.59	5.63	5.37	5.11	–
Proband 3, p1	0.006	0.003	-0.021	-0.001	-0.005	-0.003	-0.026
p2	6.99	6.57	8.83	7.71	7.62	7.25	7.72
Proband 4, p1	-0.023	-0.01	-0.022	-0.011	-0.019	-0.009	-0.007
p2	6.62	5.42	5.45	4.86	5.25	4.04	3.55
Proband 5, p1	-0.025	-0.019	-0.014	-0.019	-0.014	-0.014	-0.009
p2	7.11	6.44	5.40	5.19	4.47	4.23	3.67
Proband 6, p1	-0.018	-0.021	-0.022	-0.015	-0.019	-0.009	-0.026
p2	8.12	7.5	7.23	6.33	6.63	5.91	6.23
Proband 1, p1	-0.023	-0.02	-0.012	-0.012	-0.028	-0.025	-0.02
p2	7.25	6.58	5.59	5.32	6.25	5.79	5.06

Tab. 3.27: Parameter der linearen Regression für den Zusammenhang zwischen Faserwinkel und %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für alle Probanden.

	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
Proband 1, p1	0.071	0.068	0.117	0.085	0.077	0.068	0.128
p2	10.53	15.23	13.99	17.13	18.86	21.52	19.76
Proband 2, p1	0.061	0.086	0.081	0.067	0.098	0.089	–
p2	11.1593	13.38	15.71	18.15	19.99	5.1108	–
Proband 3, p1	-0.026	-0.0	0.05	0.011	-0.0	0.00	0.066
p2	14.32	14.43	9.76	13.31	13.86	13.91	13.01
Proband 4, p1	0.113	0.119	0.118	0.134	0.151	0.106	0.155
p2	8.93	11.38	12.32	13.39	12.57	20.12	18.49
Proband 5, p1	0.063	0.06	0.06	0.103	0.107	0.09	0.1
p2	14.06	15.83	18.71	19.81	22.43	25.34	27.57
Proband 6, p1	0.047	0.05	0.046	0.044	n.a.	0.048	0.127
p2	12.31	14.47	14.93	16.48	n.a.	16.79	17.05
Proband 7, p1	0.092	0.086	0.095	0.056	0.106	0.109	0.08
p2	10.23	12.49	12.91	16.84	15.63	16.43	19.90

Tab. 3.28: Parameter der Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear (lin): $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faser- und Sohlenwinkel (x) bei verschiedenen %-MVC für Proband 1, SSE: Fehlerquadratsumme.

		p_2	p_1	p_0	SSE
5%-MVC	linear	–	0.14	4.18	1.05
	quadr	-0.001	0.48	-10.37	0.69
25%-MVC	linear	–	0.18	2.02	2.6
	quadr	-0.003	0.74	-21.4	2.55
50%-MVC	linear	–	0.2	3.28	1.8
	quadr	0.004	-0.6	40.58	0.84
75%-MVC	linear	–	0.136	11.57	2.01
	quadr	0.003	-0.53	42.36	1.6
100%-MVC	linear	–	0.21	5.58	1.32
	quadr	-0.001	0.55	-8.11	1.7

Tab. 3.29: Parameter der Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und Sohlenwinkel (x) bei verschiedenen %-MVC für Proband 1, SSE: Fehlerquadratsumme.

%MVC		p_2	p_1	p_0	SSE
5%, lin	–	–	-0.034	9.27	0.38
	quadr	-0.0002	0.004	7.65	0.43
25%, lin	–	–	-0.027	8.15	0.26
	quadr	0.0001	-0.067	10.08	0.51
50%, lin	–	–	-0.044	8.82	0.26
	quadr	3e-004	-0.05	9.08	0.29
75%, lin	–	–	-0.022	6.51	0.25
	quadr	-0.0004	0.06	6.94	0.15
100%, lin	–	–	-0.032	7.18	0.32
	quadr	0.0005	-0.14	11.78	0.19

Tab. 3.30: Parameter der Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserlänge und %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für Proband 1.

SW	p_2	p_1	p_0	SSE
60°, lin	–	-0.018	7.02	0.46
quadr	0.0001	-0.03	7.25	0.51
70°, lin	–	-0.025	7.04	0.58
quadr	0.0004	-0.07	7.72	0.18
80°, lin	–	-0.025	6.76	0.22
quadr	-0.0002	0.0007	6.1	0.13
90°, lin	–	-0.022	6.17	0.1
quadr	7e-005	-0.029	6.22	0.16
100°, lin	–	-0.02	5.82	0.31
quadr	0.0001	-0.036	6.06	0.3
110°, lin	–	-0.015	5.07	0.32
quadr	0.0001	-0.032	5.29	0.3
120°, lin	–	-0.021	5.24	0.43
quadr	0.0002	-0.05	5.68	0.32

Tab. 3.31: Regression (quadratisch (quadr): $p_2 \cdot x^2 + p_1 \cdot x + p_0$, linear: $p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen Faserwinkel (FW) und %-MVC bei verschiedenen Sohlenwinkeln für Proband 1.

SW	p_2	p_1	p_0	SSE
60°, lin	–	0.07	10.54	0.9
quadr	0.0006	-0.003	11.36	0.07
70°, lin	–	0.068	15.24	1.2
quadr	-0.0008	0.153	13.96	0.66
80°, lin	–	0.117	13.99	1.0
quadr	0.0007	0.035	15.25	0.2
90°, lin	–	0.085	17.14	0.6
quadr	-7e-005	0.093	17.01	0.78
100°, lin	–	0.077	18.86	1.9
quadr	0.0002	0.054	19.22	2.3
110°, lin	–	0.068	21.52	1.9
quadr	-0.0004	0.119	20.78	2.2
120°, lin	–	0.128	19.77	2.6
quadr	-0.0011	0.248	18.04	2.5

Multiple Regression

Bei der multiplen Regression hängt die Antwort y linear von mehreren fest vorgegebenen Kovariablen ab. Da die Architekturparameter Faserlänge und -winkel linear von den Parametern %-MVC und Sohlenwinkel abhängen, erhält man folgende Gleichungsform:

$$y(t) = p_1 + p_2 \cdot SW + p_3 \cdot \%MVC.$$

Es wird im Folgenden über alle Sohlenwinkel und Kräfte eine lineare, multiple Regression gebildet (siehe Abb. 3.15). In den Tabellen 3.32 und 3.33 sind für Faserwinkel und Faserlänge die Regressionsergebnisse für die multiple Regression aufgelistet. Das Bestimmtheitsmaß R^2 zeigt eine hohe Erklärbarkeit der Daten durch die Einflussgrößen. Um zu testen, ob das Regressionsmodell außerhalb dieser Stichprobe gültig ist, wurde eine F -Statistik durchgeführt. Die Nullhypothese dieses Tests besagt, dass kein wirklicher Zusammenhang zwischen den Variablen besteht – die Koeffizienten des Modells p_1 bis p_3 daher gleich 0 sind. Wenn die Nullhypothese gilt, ist der F -Wert nahe 1, ansonsten ein Wert abweichend von 1. Da die F -Werte durchweg groß und signifikant sind, ($p \ll 0.5$) kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass mindestens ein Koeffizient ungleich Null ist. In der letzten Spalte der Tabellen ist die Fehlervarianz angegeben. Sie beruht auf zufälligen Abweichungen oder nicht untersuchten Variablen. Die Koeffizienten p_1 bis p_3 sind zwischen den Probanden durchweg sehr ähnlich. Die Achsenabschnitte des Faserwinkels sind außer für den Probanden 3 klein, die für die Faserlänge nahe 10. Die Koeffizienten und Abhängigkeiten des Faserwinkels von Sohlenwinkel und aufgebrachtener Kraft sind positiv. Für die Faserlänge sind p_2 und p_3 negativ. Für Proband 3 klappte die Anpassung am schlechtesten. Dies ist auch an den kleinen F - und R^2 Werten ersichtlich. Da die Koeffizienten ähnliche Tendenzen zeigten, wurden Mittelwerte berechnet. Für den Faserwinkel lauten diese (ohne Proband 3):

$$p_1 = -1.93 \pm 2, p_2 = 0.19 \pm 0.04, p_3 = 0.086 \pm 0.02$$

und für die Faserlänge:

$$p_1 = 8.2 \pm 3.4, p_2 = -0.03 \pm 0.01, p_3 = 0.01 \pm 0.004.$$

Die Untersuchungen zeigten, dass es für Faserwinkel und Faserlänge Gesetzmäßigkeiten gibt, die für alle Probanden anwendbar sind. Wie oben ersichtlich, können die Abhängigkeiten der Faserwinkel und Faserlänge des *M.gastrocnemius* von der Gelenkwinkelstellung und der Kontraktionsintensität hinreichend genau mit linearen Funktionen allgemein beschrieben werden. Die Parameter zeigten jedoch von Proband zu Proband eine relativ große Variabilität. Die nachfolgende Modellierung wurde individuell für jeden Probanden angepasst.

Tab. 3.32: Parameter der multiplen Regression für die Abhängigkeit des Faserwinkels von Sohlenwinkel und %-MVC für alle Probanden gemäß $FW = p_1 + p_2 \cdot SW + p_3 \cdot \%MVC$. R^2 : Regressionskoeffizient, F , p : Werte der F -Statistik, $err\ var$: Fehlervarianz.

	p_1	p_2	p_3	R^2	F	p	$err\ var$
Proband 1	-1.35	0.2	0.08	0.87	109	0	3.9
Proband 2	-3.65	0.23	0.08	0.94	249	$4 \cdot 10^{-4}$	1.5
Proband 3	8.18	0.05	0.02	0.48	19	$3 \cdot 10^{-4}$	2.8
Proband 4	-3.52	0.18	0.12	0.92	187	$4 \cdot 10^{-5}$	3.1
Proband 5	-3.91	0.27	0.08	0.98	1318	$1 \cdot 10^{-3}$	0.9
Proband 6	0.94	0.16	0.06	0.81	81	$4 \cdot 10^{-4}$	4.4
Proband 7	-0.12	0.15	0.10	0.89	164	$6 \cdot 10^{-5}$	3.1

Tab. 3.33: Parameter der multiplen Regression für die Abhängigkeit der Faserlänge von Sohlenwinkel und %-MVC für alle Probanden gemäß $FL = p_1 + p_2 \cdot SW + p_3 \cdot \%MVC$. R^2 : Regressionskoeffizient, F , p : Werte der F -Statistik, $err\ var$: Fehlervarianz.

	p_1	p_2	p_3	R^2	F	p	$err\ var$
Proband 1	9.27	-0.03	-0.02	0.89	137	0	0.12
Proband 2	11.94	-0.06	-0.01	0.83	70	0	0.35
Proband 3	8.33	-0.01	-0.01	0.08	1.9	0.1	1.7
Proband 4	8.03	-0.03	-0.01	0.83	81	0	0.1
Proband 5	9.8	-0.05	-0.01	0.92	245	0	0.1
Proband 6	10.11	-0.03	-0.01	0.82	87	0	0.2
Proband 7	8.84	-0.02	-0.02	0.88	144	0	0.1

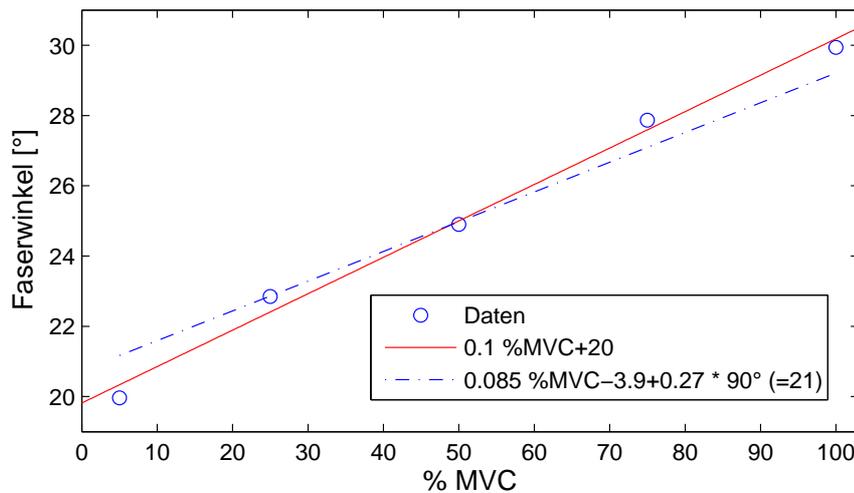


Abb. 3.15: Zweiparametrischer Fit des Faserwinkels. Der Faserwinkel ist über über %-MVC bei 90° Sohlenwinkel aufgetragen (Probanden J.S.).

Normierung

Aufgrund der interindividuellen Unterschiede wurde die Faserlänge auf die Körpergröße normiert (siehe Tabelle 3.36).

Gemittelt über die gemessene Stichprobe betragen die normierten Faserlängen (*100) bei 5%- MVC und 60° Fußgelenkwinkel 4.06 ± 0.38 und bei 100%- MVC und 110° Fußgelenkwinkel: 1.97 ± 0.37 . Die Faserlänge hängt demnach von der Körpergröße ab und soll diesbezüglich normiert werden. Die Parameter der Regression sind in den Tabellen 3.34 und 3.35 aufgelistet (siehe auch Abb. 3.16). Die Parameter der multiplen Regression aller Probanden sind in Tabelle 3.37 aufgelistet. Die gemittelten Parameter der multiplen Regression lauten:

$$p_1 = 5.2 \pm 0.6, p_2 = -0.021 \pm 0.008, p_3 = -0.0091 \pm 0.003.$$

Im Vergleich zur nicht normierten Faserlänge zeigt der Parameter p_1 kaum Abweichungen.

Tab. 3.34: Parameter der Regression: $(p_1 \cdot x + p_0)$ für den Zusammenhang zwischen normierter Faserlänge (gemittelt für alle Probanden) und Sohlenwinkel (x) bei verschiedenen %- MVC.

	5%	25%	50%	75%	100%
p_1	-0.023	-0.022	-0.024	-0.021	-0.019
p_0	5.31	4.88	4.77	4.26	3.96

Tab. 3.35: Parameter der Regression ($p_1 \cdot x + p_0$) für den Zusammenhang zwischen normierter Faserlänge (gemittelt für alle Probanden) und %-MVC (x) bei verschiedenen Sohlenwinkel.

	60°	70°	80°	90°	100°	110°
p_1	-0.012	-0.011	-0.009	-0.009	-0.012	-0.008
p_0	4.05	3.64	3.32	3.09	3.10	2.76

Tab. 3.36: Arithmetischer Mittelwert der Faserlänge (normiert auf Körpergröße*100) über alle Probanden (mit Standardabweichung).

	5%	25%	50%	75%	100%
60°	4.06±0.38	3.69±0.39	3.46±0.52	3.12±0.46	2.91±0.44
70°	3.68±0.45	3.29±0.36	2.98±0.25	2.81±0.24	2.55±0.20
80°	3.38±0.43	3.00±0.34	2.79±0.32	2.46±0.38	2.47±0.51
90°	3.1±0.50	2.87±0.31	2.47±0.17	2.39±0.28	2.16±0.25
100°	3.14±0.48	2.78±0.34	2.38±0.33	2.22±0.31	1.9937±0.31
110°	2.84±0.31	2.48±0.38	2.19±0.41	2.04±0.30	1.97±0.37

Tab. 3.37: Parameter der multiplen Regression für die Abhängigkeit der Faserlänge (normiert auf Körpergröße*100) von Sohlenwinkel (SW) und %-MVC für alle Probanden gemäß $FW = p_1 + p_2 \cdot SW + p_3 \cdot \%MVC$.

	p_1	p_2	p_3
Proband 1	5.4	-0.021	-0.012
Proband 2	6.4	-0.034	-0.01
Proband 3	5.3	-0.027	-0.009
Proband 4	4.7	-0.007	-0.004
Proband 5	4.2	-0.017	-0.008
Proband 6	5.4	-0.02	-0.008
Proband 7	5.0	-0.017	-0.013

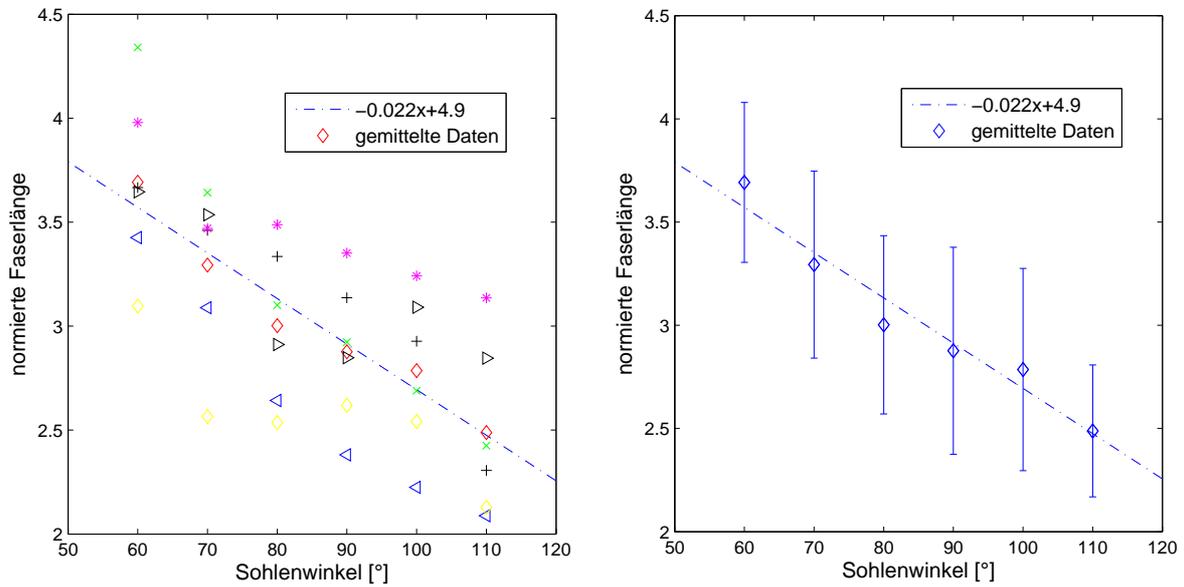


Abb. 3.16: Gemittelte Faserlänge (für alle Probanden, normiert auf Körpergröße*100) über Sohlenwinkel bei 25%-MVC (rechts), Fit der Faserlänge bezüglich Sohlenwinkel (rechts).

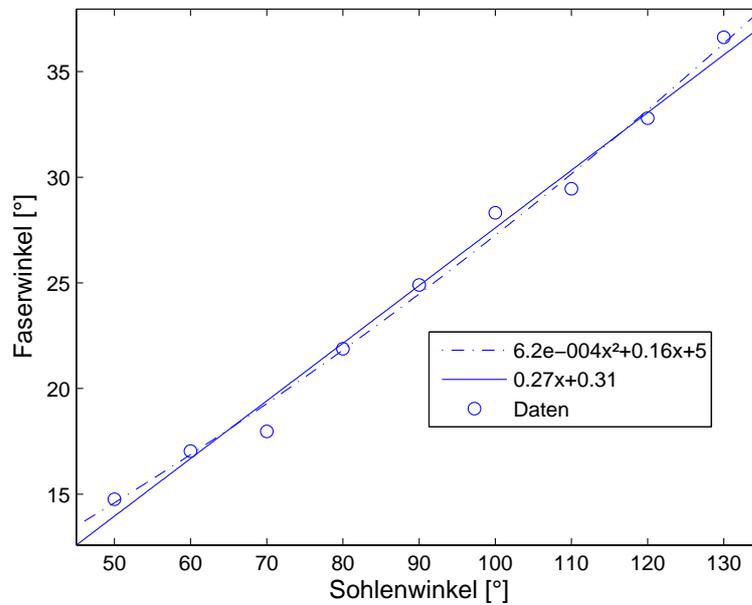


Abb. 3.17: Lineare Regression des Faserwinkels über Sohlenwinkel bei 50%-MVC für Proband J.S.

4 Modellierung von Plantarflexionen

Im folgenden Kapitel werden die Modellierungen von Plantarflexionen beschrieben. Ein primäres Ziel ist die Modellierung eines dynamischen Faserwinkels, abhängig von momentaner Kraft und Sohlenwinkel mit anschließender Integration in ein Muskel-Skelett-Modell. Mithilfe dieses Modells sollen biomechanische Größen ermittelt und charakterisiert werden.

Einige Parameter im Muskel-Skelett-Modell sind nicht exakt bestimmt. Zu deren Verbesserung soll eine Optimierungsrechnung auf Basis des Modells und gemessener Daten durchgeführt werden.

4.1 Kinematische und dynamische Vermessung der Plantarflexion

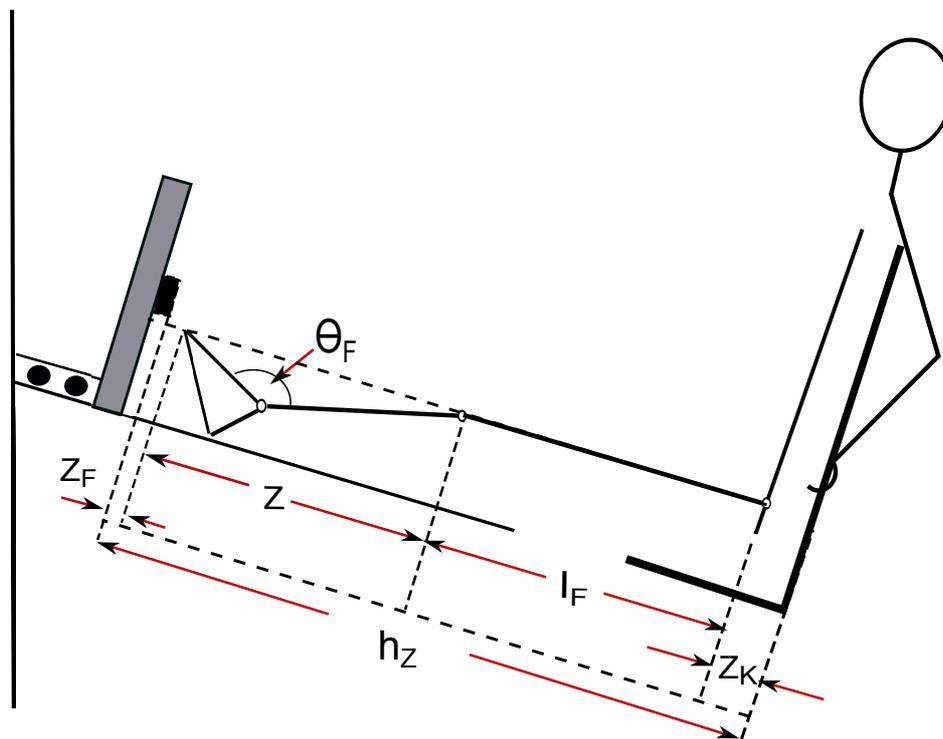


Abb. 4.1: Schematischer Messaufbau und Darstellung der Größen ($z_k, h_z, z, z_F, l_F, \theta_F$).

Die Versuchsanordnung für die Plantarflexion ist in den Abbildungen 3.8 und 4.1 zu sehen. Für jeden Probanden wurde der nahezu reibungsfrei gelagerte Lastschlitten von 25 kg mit Zusatzgewichten beladen und ausgehend von einer statischen Ruheposition

vom Probanden die schiefe Bahn von 15° hinauf beschleunigt. Es wurden dynamische Messreihen mit den Zusatzgewichten 0kg, 25kg, 50kg, 75kg und 100kg durchgeführt. Anhand von Videoaufnahmen wurde getestet, inwieweit Knie und Hüfte eine Kompression erfahren, was die Integration eines Verschiebungsterms in die Längenberechnungen nach sich zieht.

Die Anforderungen an den Probanden sind bei obiger Versuchsanordnung gering, da die Bewegung in einer Ebene verläuft, nur das Sprunggelenk einschließt und damit die intermuskuläre Koordination gering ist. Position $h_z(t)$ und Geschwindigkeit $v_z(t)$ des Lastschlittens wurden gemessen. Die Kräfte in Bewegungsrichtung $F_z(t)$ wurden am Fußauflagepunkt gemessen.

Das Oberflächen-EMG der folgenden Muskeln wurde abgeleitet (Abb. 4.5): M.tibialis anterior, M.soleus, lateraler und medialer M.gastrocnemius. Die Architekturdaten wurden mittels Ultraschall unter isometrischen Bedingungen vorab aufgenommen (siehe Kapitel 3.2). Die Architekturdaten des M.soleus konnten bei den meisten Probanden nicht ausgewertet werden, da die untere Sehnenplatte nicht zu erkennen und somit keine Abgrenzung des Muskels möglich war.

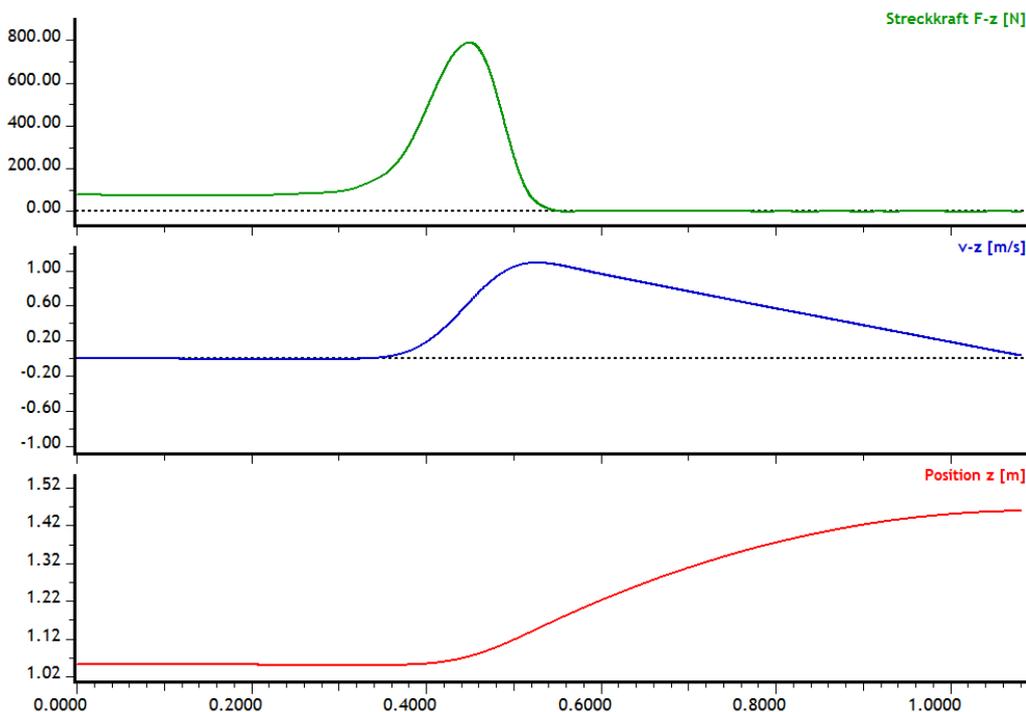


Abb. 4.2: Darstellung der Messdaten $h_z(t)$, $v_z(t)$ und $F_z(t)$ aus der Plantarflexion des Probanden G.S.

4.2 Modellierung der Plantarflexion

Zur Modellierung einer Bewegung dienen die aus der Plantarflexion (Kapitel 4.1) aufgenommenen EMG-Daten, die Zeitverläufe $h_z(t)$, $v_z(t)$, $F_z(t)$ (siehe Abb. 4.2) sowie viskoelastische Eigenschaften des Muskels und die kontraktile Längen und Faserwinkel, wie sie aus den Ultraschallmodellen ermittelt wurden (siehe Kapitel 3.2). Das Geometriemodell (Abb. 2.7) konnte durch Berücksichtigung der Oberschenkelhöhe l_F an den Messaufbau angepasst werden (siehe Abb. 4.1). Für die Berechnung der Längenänderung $z(t)$ folgte:

$$z(t) = h_z(t) - z_F - z_K - l_F. \quad (4.1)$$

Über Rotationsgrößen (siehe Abb. 4.3) wurden dann wie in Kapitel beschrieben 2.4.2 Länge, Geschwindigkeit und Kraft $l_{MTC}(t)$, $v_{MTC}(t)$ und $F_{MTC}(t)$ des Muskel-Sehnen-Komplexes (MSK) berechnet (siehe Abb. 4.4).

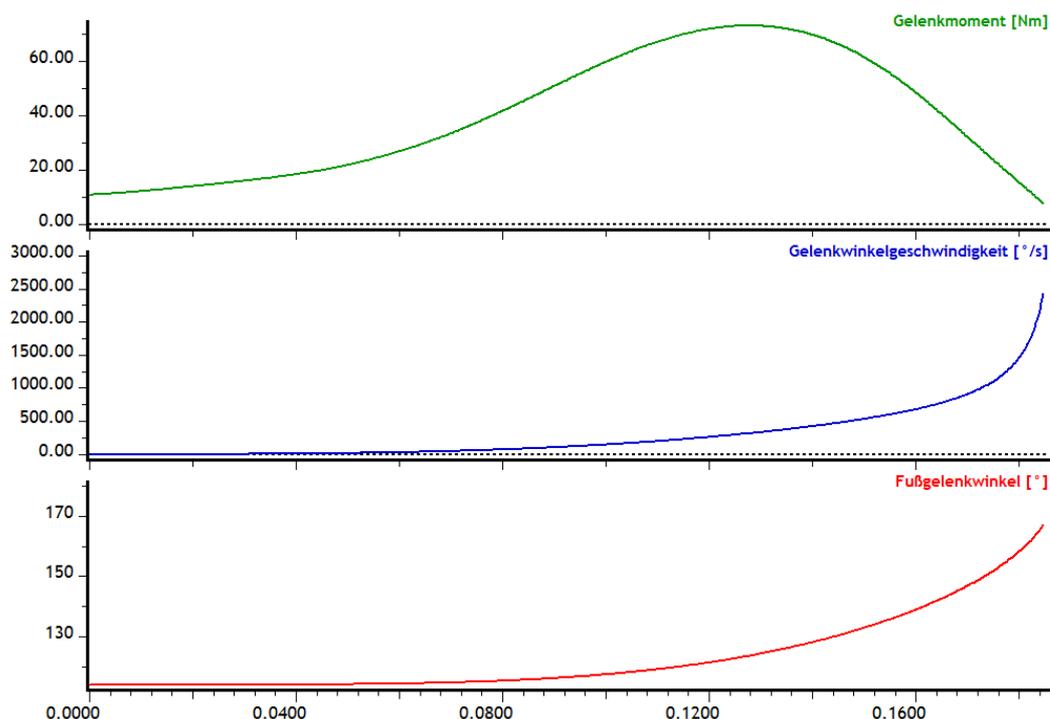


Abb. 4.3: Darstellung der berechneten Größen Gelenkmoment, Gelenkwinkelgeschwindigkeit und Fußgelenkwinkel des MSK aus der Plantarflexion des Probanden G.S.

Die Rohdaten der einzelnen Oberflächenmuskel-EMGs wurden zur Auswertung in *Matlab* eingeladen und die digitalen Messpunkte in Spannungsangaben skaliert. Die EMG-Signale des M.gastrocnemius lateralis und medialis sowie des M.soleus des rechten und

linken Beins wurden auf Artefakte untersucht. Unterbrechungen des üblichen Verlaufs können auf Elektrodenverschiebungen oder Hautbewegungen zurückzuführen sein. Diese Abweichungen vom statistischen Mittel können mit einem Moving-average-Filter eliminiert werden. Damit erzielte man bessere Ergebnisse als mit einem Frequenzfilter, da mit letzterem physiologische Frequenzen ausgeschlossen werden. Die EMG-Signale wurden aufsummiert, invertiert, gleichgerichtet, geglättet und maximumnormiert. In dieser Form (siehe Abb. 4.5) repräsentieren sie den Aktivierungsgrad eines Ersatzmuskels für die betrachtete Muskelgruppe und können als Input der Aktivierungsdynamik übergeben werden (STIM). Die Normierung bezieht sich auf den Maximalwert bei 100%-MVC. Die antagonistischen Drehmomente infolge einer Kontraktion des M.tibialis anterior waren vernachlässigbar gering.

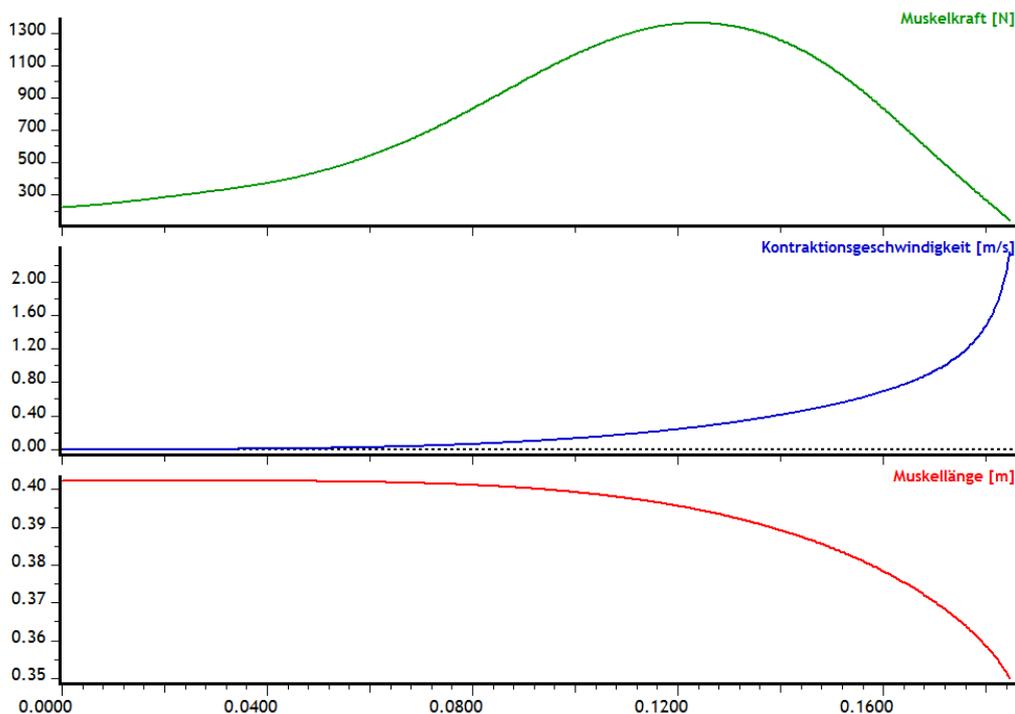


Abb. 4.4: Darstellung der berechneten Größen $F_{MTC}(t)$, $v_{MTC}(t)$ und $l_{MTC}(t)$ des MSK aus der Plantarflexion des Probanden G.S.

Die Aponeurosenlänge L_{APO} wurde mittels Ultraschall gemessen. Die Länge des MSK wurde berechnet. Aufgrund von Messungenauigkeiten kam es zu einer Abweichung zur gemessenen Muskel-Sehnenlänge, die in Form eines Offset berücksichtigt wurde (siehe Abbildung 4.6). Es wurde zu Beginn ein Offset für eine Kontraktionsmessung bei einer mittleren Last berechnet. Dann wurde der Fehler untersucht, der aus der Verallgemeinerung des Offsets bei einer mittleren Last auf andere Lasten resultiert.

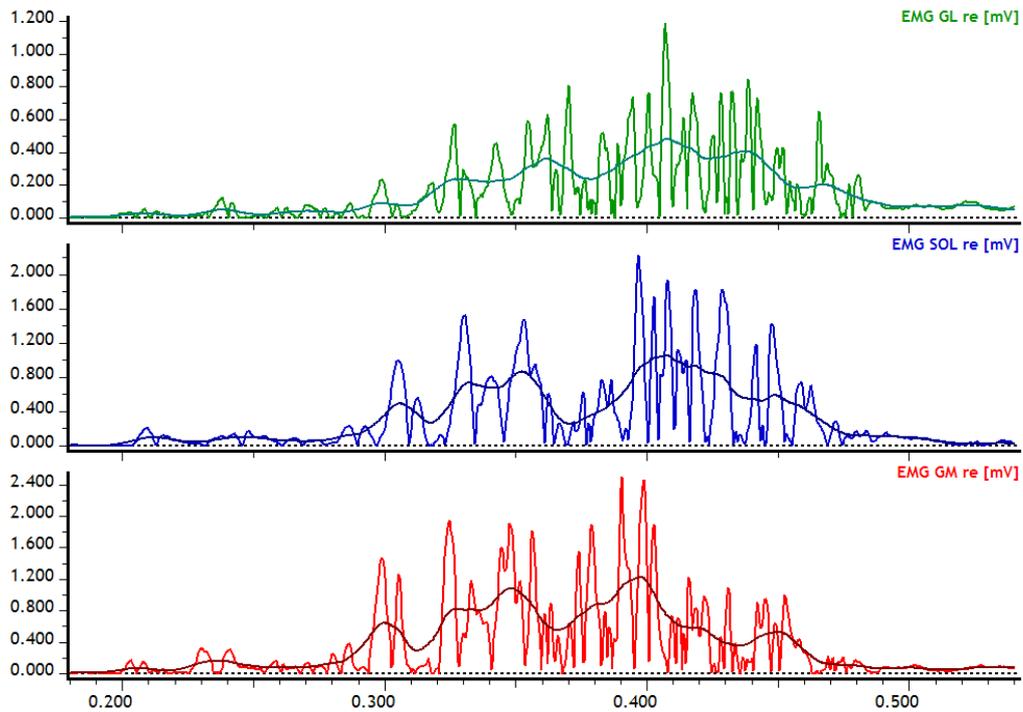


Abb. 4.5: Gemessene und bearbeitete EMG-Verläufe aus der Plantarflexion des Probanden G.S.

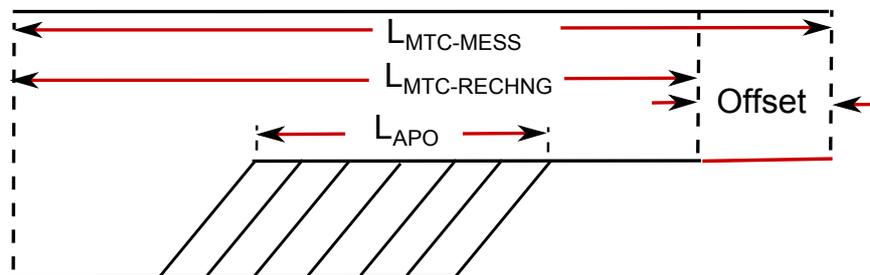


Abb. 4.6: Schematische Darstellung der Aponeurosenlänge L_{APO} und des Offsets aus gemessener ($L_{MTC} - mess$) und errechneter ($L_{MTC} - rechng$) Länge des MSK.

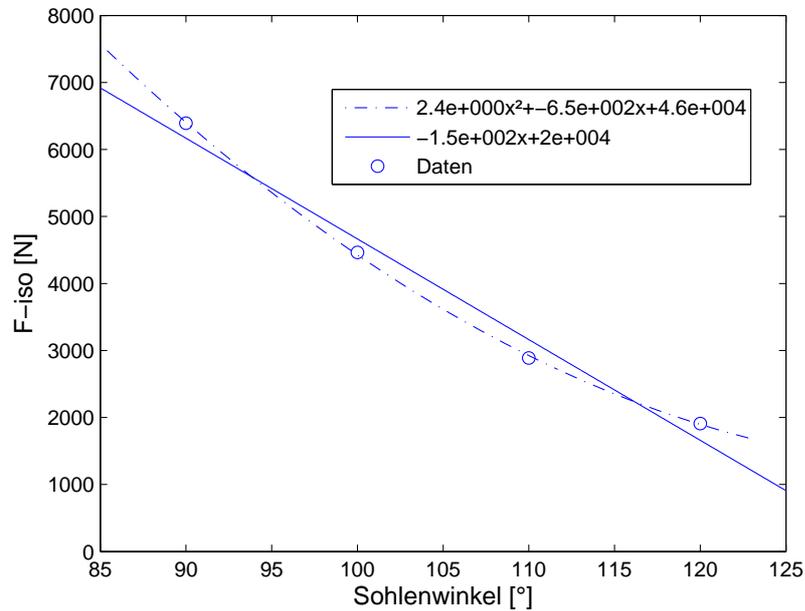


Abb. 4.7: Zusammenhang zwischen gemessener isometrischer Kraft und Sohlenwinkel (Proband D.F.).

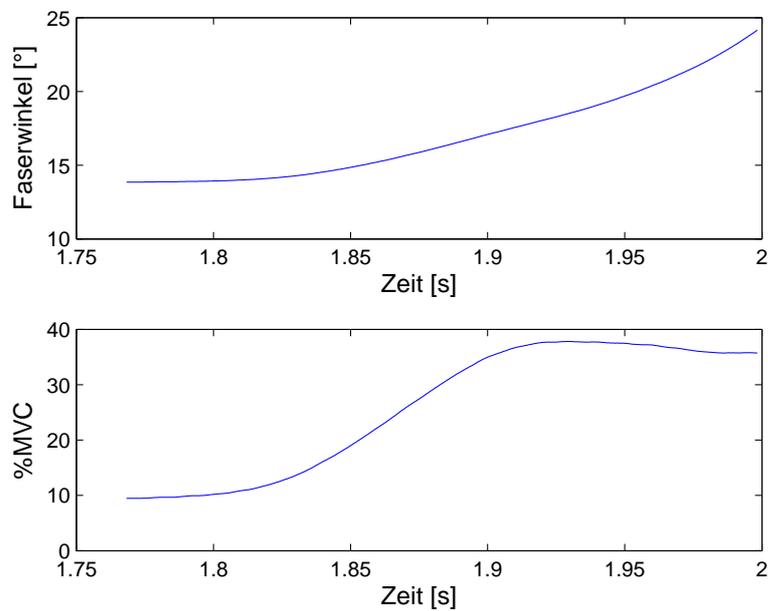


Abb. 4.8: Anteil der aufgebrauchten MVC (unten) und Faserwinkel (oben) modelliert aus Ultraschalldaten bei einer Plantarflexion mit einer Last von 50kg (Proband D.F.).

Im folgenden wird die Modellierung des MSK inklusive einem dynamischen Faserwinkel beschrieben.

Die Modellierung wurde nur bis zu einem Sohlenwinkel von 112° gerechnet, da dann die errechnete isometrische Kraft kleiner als 0 ist. Das heißt, der Überlappungsgrad der Filamente ist physiologisch nicht mehr sinnvoll. Die isometrische Kraft, die pro Sohlenwinkelstellung und Muskelausgangslänge bei jedem Probanden gemessen wurde, wurde mit einer quadratischen Parabelgleichung beschrieben (Abb. 4.7). Die zu jedem Sohlenwinkel aufgebrauchte Muskelkraft wurde zur obigen isometrischen Maximalkraft in Relation gesetzt und somit die relative Maximalkraft ermittelt (Abb. 4.8, unten). Faserwinkel und -länge hängen linear von der aufgebrauchten Kraft und der Muskellänge bzw. Sohlenwinkel ab. Beide Parameter wurden mit einer zweiparametrischen Anpassung beschrieben, die aus Ultraschallmessungen gewonnen wurde (siehe Kapitel 3.2 und 3.2.3, sowie Abb. 3.15). Durch die Vorgabe des Faserwinkels enthält die nachfolgende Optimierung weniger freie Parameter und wird robuster. Der modellierte Faserwinkel für den gemessenen Bewegungsverlauf bei 50 kg ist in Abbildung 4.8 unten dargestellt. Der Offset des MSK kann entweder auf die Länge der Aponeurose angerechnet werden (dabei wurde diese als steif betrachtet) oder auf die Sehne. Der Offset war über den dynamischen Kontraktionsverlauf nicht konstant, sodass die Kombination aus Faser- und Sehnenveränderung nicht in gemessener Länge des MSK resultierte. Ungenauigkeiten in der Messung der kontraktiven Längen bzw. deren Interpolation auf die Winkel- und Kraftbereiche der gemessenen Bewegung waren jedoch nicht auszuschließen. Weitere Ungenauigkeiten stellen die Umrechnung der gemessenen Lastschlittenverschiebung in Muskel-Sehnenlängen über das geometrische Modell dar. Insbesondere bei großen Fußgelenkwinkeln gibt es größere Abweichungen von realen Werten. Bei großen Sohlenwinkeln konnte es zu einer Verschiebung des Fußauflagepunktes in Richtung Zehen kommen, so dass nicht mehr die ursprüngliche Fußlänge vorlag. Dieser Effekt und das Verbiegen des Fußes bei geringen Sohlenwinkeln führen zu Abweichungen von der Annahme eines starren Geometriemodells für den Fuß.

Nahm man die gemessene Aponeurosenlänge von 12.5 cm als gegeben, ergibt sich ein Offset der Sehne des modellierten MSK von 2 cm als Differenz zur gemessenen Länge des MSK. Gegen Ende der Bewegung, wenn der Lastschlitten den Fuß verließ, ist bei Berechnung mit einem statischen Offset eine Differenz von etwa 1 cm zwischen errechneter und gemessener Muskellänge zu verzeichnen.

Im Folgenden wird der Fehler untersucht, der entsteht, wenn der Sehnen-Offset einer mittleren Last von 50 kg auf die anderen Lasten übertragen wird. Im statischen An-

fangszustand beträgt die Differenz der Muskel-Sehnenlängen zu einer Last von 0 kg 0.1 cm und zu einer Last von 100 kg ebenfalls 0.1 cm. Bei einer Muskel-Sehnenlänge von 45 cm entspricht das einem vernachlässigbaren Fehler von 0.2%. Die Differenz bei einer Last von 0 kg zwischen gemessener Muskel-Sehnenlänge und durch Addition eines konstanten Offsets berechneter Muskel-Sehnenlänge beträgt maximal 0.9 cm, bei einer Last von 100 kg sind dies 0.6 cm

Bei allen Probanden und allen Lasten beträgt der Fehler durch Annahme eines mittleren Offsets maximal 0.3%. Ein konstanter, probandenspezifischer Offset, berechnet anhand eines Lastbeispiels bei mittlerem Gewicht, kann verallgemeinernd angenommen werden, um das Muskel-Skelettmodell in einen mit den Messwerten kompatiblen Anfangszustand zu setzen.

4.3 Einfluss der Architekturparameter

Im Folgenden wird am Beispiel eines Probanden untersucht, inwiefern die Änderungen des Faserwinkels α und der Faserlänge L_{CE} des M.gastrocnemius die maximale Auslenkung, d.h. den zusätzlichen Längenhub, beeinflussen. Dabei wird als Auslenkung die Projektion der Faserlänge auf die Kraftzuglinie definiert:

$$\text{maximale Auslenkung} = \cos \alpha \cdot L_{CE}. \quad (4.2)$$

Sie bezieht sich lediglich auf das kontraktile Element ohne Sehnenveränderungen.

Bei Änderung des Faserwinkels und der Faserlänge ändert sich die maximale Auslenkung um maximal 4.2 cm, wenn man den verfügbaren Fußgelenk- und Kraftbereich nutzt. Die Änderung der Auslenkung bei Festhalten der Kraft und Änderung des Sohlenwinkels beträgt maximal 3.2 cm (bei 5% MVC) und minimal 1.6 cm (bei 100% MVC). Bei Änderung der Kraft und Festhalten des Sohlenwinkels beträgt die Änderung der Auslenkung maximal 2.6 cm (bei 60° Sohlenwinkel) und minimal 1.1 cm (bei 120° Sohlenwinkel, siehe Abb. 4.9). Je kürzer die Faserlänge und je steiler der Winkel, desto geringer ist demnach die maximale Auslenkung und die Projektion auf die Kraftzugrichtung. Die maximale Auslenkung ist größer bei Änderung des Sohlenwinkels als bei Änderung der Kraft.

Diese Werte geben nur eine grobe Orientierung an, da die maximalen Auslenkungen durch Messungenauigkeiten schwanken und von den erreichbaren Fußgelenkwinkelbereichen der Probanden abhängig sind.

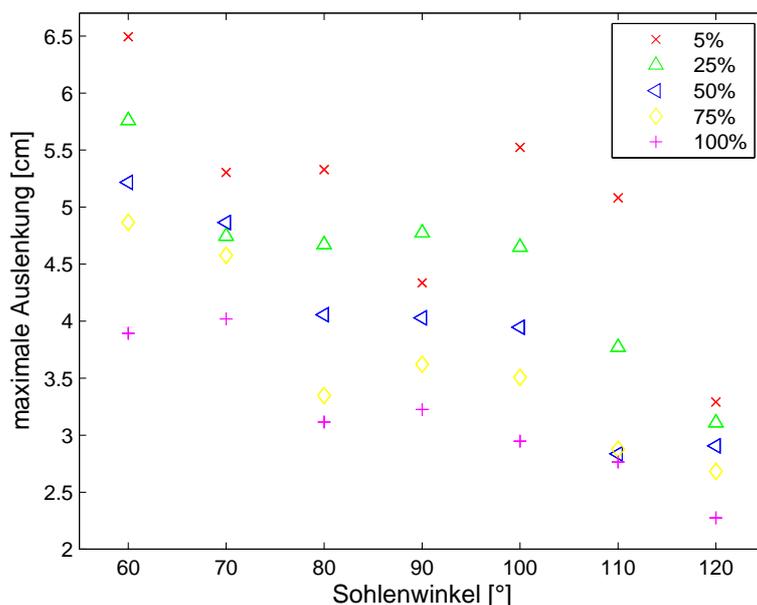


Abb. 4.9: Auf die Kraftzugrichtung projizierte Längenänderung (maximale Auslenkung oder Hub) bei Gelenkwinkel- und Kraftänderung in %-MVC (Proband J.S.).

4.4 Parameteroptimierung bei Plantarflexionen

Gegenwärtig ist es nicht möglich, einen kompletten Satz an individuellen Parametern *in vivo* für die menschliche MSK-Modellierung zu bestimmen (Wagner et al. 2006, Garner & Pandy 2003; Koo & Mak 2005). Es werden in der Literatur abweichende Werte für die Parameter in der Hill'schen Gleichung zur Beschreibung von kontraktiven Kraft-Geschwindigkeits Relationen angegeben, abhängig von Temperatur, Fasertypkomposition und den betrachteten Muskeln (Winters 1990; Edman & Hwang 1977). Um aber Modellvorhersagen treffen zu können und zu verbessern, ist es notwendig, Parameter des MSK und damit Muskeleigenschaften individuell und zuverlässig zu bestimmen. Optimierungsrechnungen werden oftmals in der Muskel-Skelett-Modellierung angewandt, um Muskelkräfte zu berechnen und damit dynamische Bewegungen zu simulieren (Gagnon 2001; Reinbolt 2005). Wagner et al. finden anhand eines nicht-linearen Regressionsalgorithmus (modifizierter Levenberg-Marquardt-Algorithmus) Muskelparame-ter für Froschmuskeln (Wagner et al. 2006).

Im folgenden sollen valide Parameter für eine Muskelgruppe mithilfe der Optimierungsrechnung anhand einer menschlichen Plantarflexionsbewegung ermittelt werden.

Input sind real und physiologische Messdaten. Damit soll eine Minimierung der Fehlerquadratsumme zwischen berechnetem und gemessenem EMG durch Anpassung der Modellparameter mit verschiedenen Algorithmen durchgeführt und daraus ein Satz an individuellen Parametern gewonnen werden. Zudem soll, wie in Kapitel 4.2 beschrieben ein dynamischer Faserwinkel modelliert werden. Dies wurde bislang in bestehenden Arbeiten vernachlässigt. In der Literatur wird meist ein statischer Faserwinkel modelliert, der die Realität mangelhaft abbildet. Durch einen dynamischen Faserwinkel kann zudem ein realistischer Hub modelliert werden.

4.4.1 Algorithmen zur nichtlinearen Minimierung

Das Ziel der nichtlinearen Minimierung ist es, einen Punkt (oder Vektor) x_0 im N -dimensionalen Raum zu finden, an dem eine Funktion $F(x)$ einen minimalen Funktionswert annimmt. Ein Spezialfall ist das nonlinear-least-square Problem, das die 2-Norm (Euklidische Norm) einer vektorwertigen Funktion $f(x)$ betrachtet:

$$F(x) = \frac{1}{2} \sum_i (f_i^2(x)) = \frac{1}{2} \|f(x)\|_2^2. \quad (4.3)$$

Gelöst wird es durch Algorithmen wie Gauss-Newton oder Levenberg-Marquardt (Moré 1977; Marquardt 1963; Levenberg 1944).

Die Trust-Region-Methode der nichtlinearen Optimierung wird benutzt, um eine Suchrichtung für den Punkt x_0 in *Matlab* zu finden und ist eng mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus verwandt. Die Idee der Trust-Region-Methode ist, $F(x)$ mit einer einfacheren Funktion q anzunähern, die die Eigenschaften von $F(x)$ in einer Trust-Region N abbildet. Ein Prüfschritt s wird errechnet. Das Trust-Region-Subproblem lautet dann:

$$\{q(s) \mid s \in N\} \rightarrow \min_s!. \quad (4.4)$$

Der Prüfschritt wird aktualisiert zu $x+s$ mit dem Ziel, dass $F(x+s) < F(x)$. Andernfalls wird s beibehalten und N verkleinert.

Die quadratische Approximation von q ist definiert als die beiden ersten Entwicklungsterme der Taylorreihe von $F(x)$ bei x . Man löst somit:

$$\min \left\{ \frac{1}{2} s^T H s + s^T g; \text{ so dass } \|Ds\| \leq \Delta \right\}, \quad (4.5)$$

wobei H die Hesse-Matrix, g der Gradient von F am Punkt x , D eine diagonale Skalierungsmatrix, Δ eine positive Zahl ist und $\|\cdot\|$ die euklidische Norm. Innerhalb des Approximationsansatzes von *Matlab* wird das Trust-Region-Problem auf einen zweidimensionalen Unterraum S reduziert. Diesen zu ermitteln stellt dann das eigentliche Problem dar, das mittels Preconditioned-conjugate-gradient-Prozess gelöst wird. Damit können große Systeme linearer Gleichungen iterativ gelöst werden, indem Suchrichtungen in Richtung des Gradienten (der größten Steigung) oder in Richtung negativer Krümmung errechnet werden, um schneller Konvergenz zu erzielen.

Die einzelnen Schritte des Trust-region-Ansatzes sind demnach:

- zweidimensionales Trust-region-Subproblem aufstellen,
- Gleichung 4.5 lösen, um s zu bestimmen,
- nach neuem s suchen, wenn $f(x + s) > F(x)$,
- Δ anpassen.

Diese Schritte werden wiederholt, bis der Algorithmus konvergiert.

Das Downhill-Simplexverfahren ist eine Iterationsmethode, die mit Hilfe eines so genannten Simplex die Minimierungsaufgabe (Gleichung 4.3) löst. Ein Simplex ist das einfachste Volumen im n -dimensionalen Parameterraum, das durch $n+1$ Punkte gebildet wird. Im Zweidimensionalen entspricht es einem Dreieck. Jeder Punkt des Simplex entspricht einem Wert aus dem Parameterraum. Die Methode findet das Optimum einer Funktion mit n Variablen im n -dimensionalen Parameterraum. Die Funktion und entsprechende Fehler- und Bestrafungswerte werden an den $n+1$ Punkten des Simplex ausgewertet. Wenn die Abbruchbedingungen erfüllt sind bzw. das Verfahren konvergiert, wird abgebrochen, ansonsten wird der schlechteste Punkt eliminiert und durch einen neuen ersetzt.

Die Methode nach Nelder und Mead (1965) funktioniert folgendermaßen (siehe Abb. 4.10): Der Punkt des Simplex x_s , der $F(x)$ maximiert wird am restlichen Simplex reflektiert. Ist dieser reflektierte Punkt x_r besser als die anderen, d.h. wird ein kleinerer Wert für $F(x_r)$ berechnet als für die anderen Punkte, wird in dieselbe Richtung expandiert. Ist x_r besser als x_s , aber schlechter als die anderen, so wird x_s durch x_r ersetzt und von vorn begonnen. Ist x_r schlechter als x_s , so wird x_s durch einen Faktor näher an den besten Punkt verschoben (x_k). Wenn dies erfolgreich ist, beginnt die Kalkulation von neuem (Kontraktion). Ist x_k noch schlechter, so wird der gesamte Simplex mit einem Faktor um den besten Punkt komprimiert und neu begonnen. Der Simplex wandert demnach in Richtung Optimum und kontrahiert darum. Es wird iteriert, bis die Konvergenzkriterien erfüllt sind oder eine wählbare Zahl an Iterationswiederholungen erreicht ist.

4.4.2 Modellgleichungen

Um einen Kontraktionsverlauf zu generieren, kann ein geeignetes Aktivierungsmuster bei einem festen Parametersatz gesucht werden (van Soest 1992). Bei festem Kontraktionsverlauf kann umgekehrt bei gleichzeitiger Anpassung der Parameter das Aktivierungsmuster reproduziert werden: Ausgehend von den Messreihen erhält man mittels des Geometriemodells die Größen Muskelkraft F_{MTC} , Muskellänge l_{MTC} und Kontraktionsgeschwindigkeit v_{MTC} (siehe Kapitel 4.1). Ausgehend davon wird die Sehnenlänge folgendermaßen berechnet, da die Kraft des MSK gleich der Kraft ist, die auf die Sehne übertragen wird, also der Sehnenkraft F_{SE} (siehe Formel (2.12)):

$$l_{SE} = l_{SE0} + \sqrt{\frac{F_{MTC}}{k_{SE}}}. \quad (4.6)$$

Es folgt aus der Geometrie:

$$l_{CE} = \frac{(l_{MTC} - l_{SE} - \cos\beta \cdot l_{APO})}{\cos\alpha}. \quad (4.7)$$

Des weiteren lassen sich dann die Kraft des parallelelastischen Elements F_{PE} (Formel (2.13)), die Dämpfungskraft F_D (2.15), die isometrische Kraft F_{iso} (2.5) und die Kraft des kontraktiven Elements F_{CE} berechnen:

$$F_{CE} = \frac{F_{MTC}}{\cos\alpha} - F_{PE}. \quad (4.8)$$

Aus der Hill'schen Kraft-Geschwindigkeits Relation (2.8) lässt sich die Muskelaktivierung $Q(q, l_{CE}, t)$ bestimmen:

$$Q = \frac{-F_{CE} \cdot (Factor(q) \cdot l^{PE0} \cdot B + v_{SE} + v_{MTC})}{F_{MAX} \cdot (-Factor(q) \cdot l^{PE0} \cdot B \cdot F_{iso} + v_{SE} \cdot A + v_{MTC} \cdot A)}. \quad (4.9)$$

Mit der Aktivierungsdynamik nach Hatze ergibt sich die Stimulation q aus der überlappabhängigen Hilfsfunktion ρ (2.2) und der Integration der Differentialgleichung für den Aufbau der Kalziumkonzentration γ (2.3):

$$\rho = (c \cdot (l_{max} - 1)) \cdot \left(\frac{l^{PE0} \cdot l_{max}}{l_{CE}} - 1 \right)^{-1} \quad (4.10)$$

$$\gamma = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\sqrt{(q - q_0)(1 - q)}}{(q - 1)} \quad (4.11)$$

zu:

$$q = \frac{\gamma - e^{-\eta t} \cdot \gamma_0}{\gamma_{max} \cdot (e^{-\eta t} - 1)}. \quad (4.12)$$

Die Differenz aus dem gemessenen und gemittelten (Moving average) EMG (*STIM*) und aus dem errechneten Stimulationsmuster (4.12) bildet die zu minimierende Fehlerquadratsumme

$$\min_{\vec{x}} = \sum_{i=1}^n (q(t_i, \vec{x}) - STIM_{t_i})^2. \quad (4.13)$$

wobei \vec{x} den Parametervektor und n die Anzahl der Datenpunkte darstellt.

4.4.3 Sensitivitätsanalyse

Im folgenden soll der Einfluss der zu optimierenden Parameter auf die Stimulationsfunktion untersucht und graphisch dargestellt werden. Dies soll vor einer Optimierungsrechnung durchgeführt werden, um einen Eindruck davon zu bekommen, wie sich die Zielfunktion in Abhängigkeit der Parameter verhält. In der Sensitivitätsanalyse wird der Einfluss von Inputwerten auf die Ergebnisgröße untersucht, d.h. im konkreten Falle der Einfluss der zu optimierenden Parameter auf die berechnete Stimulation. Dazu wurden die Parameter einzeln in definierten Stufen variiert. Die errechnete Stimulation bei Variation eines Parameters wird über das gemessene Signal gezeichnet (siehe z.B. Abb. 4.11). Somit kann graphisch ermittelt werden, wie stark eine Variation des Inputs den Output beeinflusst. Der Gradient ist ein Maß für den Einfluss. Der Gradient ist ein mathematischer Differentialoperator. Wenn dieser auf ein Skalarfeld angewandt wird, ergibt dies ein Vektorfeld, das die Änderungsrate und die Richtung der größten Änderung des Skalarfeldes angibt. Der Gradientenvektor einer Funktion $F(x, y)$ zeigt somit in Richtung der größten Steigung und dessen Länge ist ein Maß für die Steilheit. Je größer der Betrag eines Gradientenvektors, desto größer die Sensitivität. Bei betragsmäßig kleinem Gradienten ändert sich das Ergebnis wenig bei Variation des Eingangsparameters, der Einfluss ist demnach gering. Das Verschwinden des Gradienten ist eine notwendige Bedingung für ein lokales Minimum.

Der Parameter x wurde jeweils im Definitionsbereich von unterer bis oberer Definitionsgrenze in definierten Stufen inkrementiert. Die Definitionsgrenzen wurden so gewählt, wie sie in der nachfolgenden Optimierung verwendet wurden (nach Wank 2000, siehe Kapitel 4.4.4). Die inkrementierten Stufen werden als Index bezeichnet. Die verbleibenden Parameter wurden fix eingestellt auf den jeweiligen Wert aus Kapitel 4.4.4.

In Abbildung 4.11 ist der Verlauf der gemessenen und berechneten Stimulation bei Variation des Hill'schen Parameters B abgebildet. In der folgenden Abbildung 4.12 ist das Residuum aus berechneter und gemessener Stimulation aufgetragen, d.h. der Abstand der Näherung zur Lösung. Das ebenfalls in der Abbildung gezeichnete Vektorfeld dieser Funktion $F(B, t)$ gibt den Einfluss des Hill'schen Parameters B über den zeitlichen Verlauf eines Bewegungszyklus wieder. Die Aufsicht auf diese Gradientenvektoren ist in Abbildung 4.13 zu sehen. Das kleinste über die Messzeit gemittelte Residuum aus berechneter und gemessener Stimulation in Abhängigkeit der Variationsstufe des zu untersuchenden Parameters gibt Aufschluss über den Wert des Parameters, der die Zielfunktion optimal approximiert. Für diesen Parameterwert muss das Residuum minimal werden und die Summe der Gradienten über den Zeitverlauf ein Minimum annehmen. Der Hill'sche Parameter B (auf l_0^{CE} normiert) minimiert das Residuum mit einem Wert von 4.8 s^{-1} beim Index 6. Für B größer 5 s^{-1} ändert sich das Verhalten kaum. Der Einfluss schwindet und rechtfertigt eine Eingrenzung für die Optimierung zwischen $0.1 \leq B \leq 5$. Der Parameter *width* minimiert die Zielfunktion bei 0.34 und Index 3. Außerhalb des Definitionsbereichs divergiert die Lösung schnell. Sinnvolle Werte des Parameters *width* sind demnach auf einen engen Bereich eingegrenzt, was durchaus der Realität entspricht: Der Arbeitsbereich der Muskelfasern erstreckt sich auf einen Bereich um circa 30% der optimalen Länge.

Die Untersuchung der isometrischen Maximalkraft F_0^{CE} zeigt, dass der optimale Bereich klein ist und bei 6000 N (Index 10) eingenommen wird. Die Abhängigkeit ist groß. Eine Eingrenzung des Bereichs zwischen 800 und 1200 N konnte gewählt werden.

Es sollte stets bedacht werden, dass dies nur eine eingeschränkte Untersuchung darstellt, da die Zielfunktion von allen Parametern abhängt und somit die Variation nur eines einzigen Parameters eine eingeschränkte Sichtweise darstellt. Des Weiteren ist die Variation sehr grob gerastert. Optimalwerte sind auf diese Werte eingegrenzt.

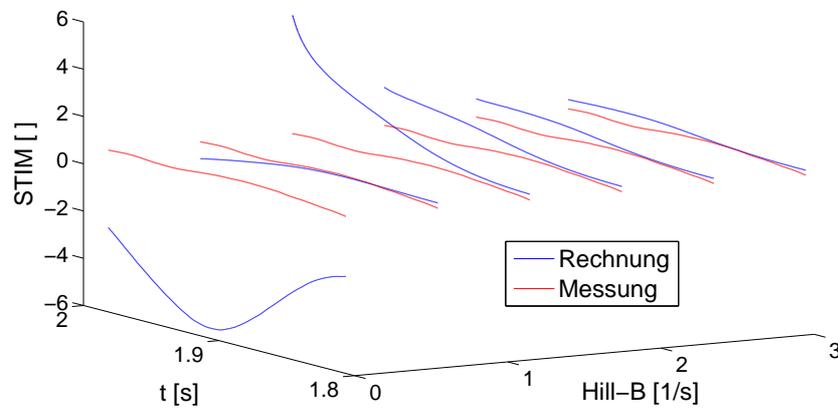


Abb. 4.11: Berechnete und gemessene Stimulationen bei Variation des Hill'schen Parameters B , für eine Plantarflexion des Probanden D.F.

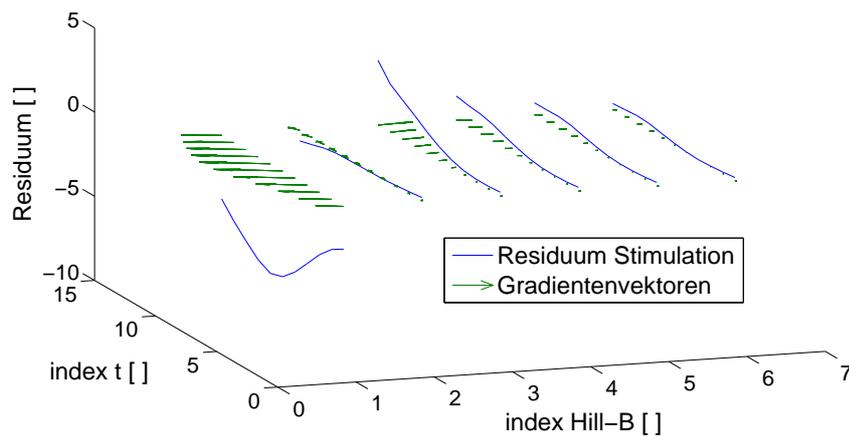


Abb. 4.12: Residuum aus gemessener und berechneter Stimulation und Gradientenvektoren bezüglich ΔB , für eine Plantarflexion des Probanden D.F. Index bezeichnet die Stufe des Wertes.

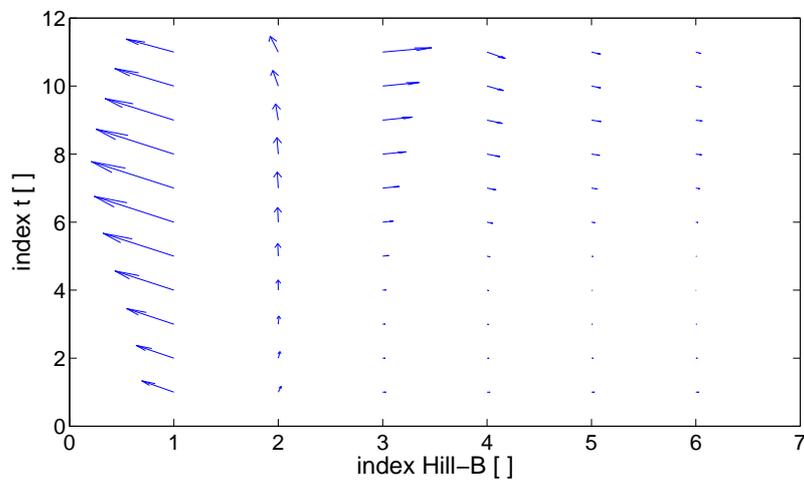


Abb. 4.13: Aufsicht auf das Gradientenvektorfeld, das den Einfluss von ΔB zeigen. Das Verschwinden des Gradienten ist eine notwendige Bedingung für ein lokales Minimum.

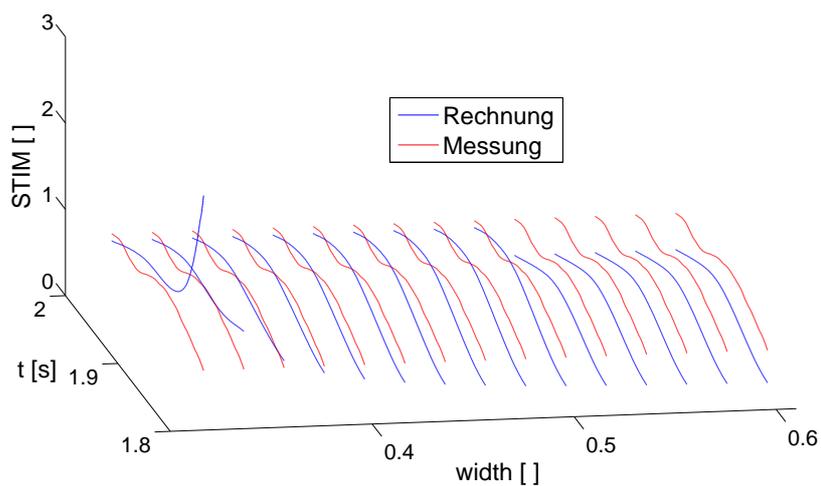


Abb. 4.14: Vergleich der gemessenen und berechneten Stimulationen bei Variation des Parameters *width*.

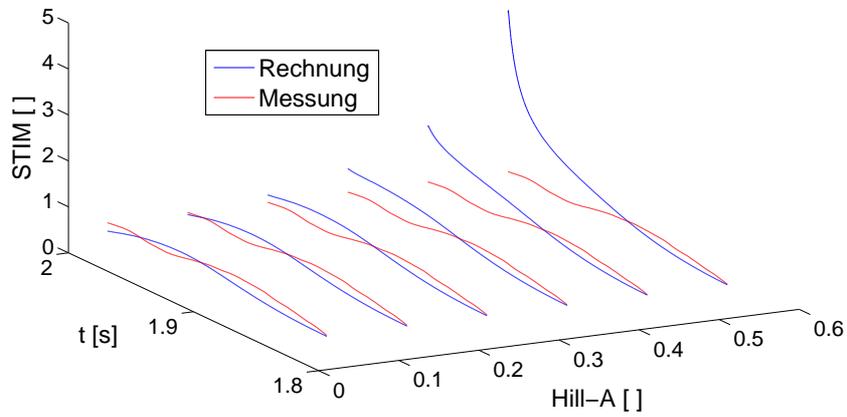


Abb. 4.15: Vergleich der gemessenen und berechneten Stimulationen bei Variation des Hill'schen Parameters A .

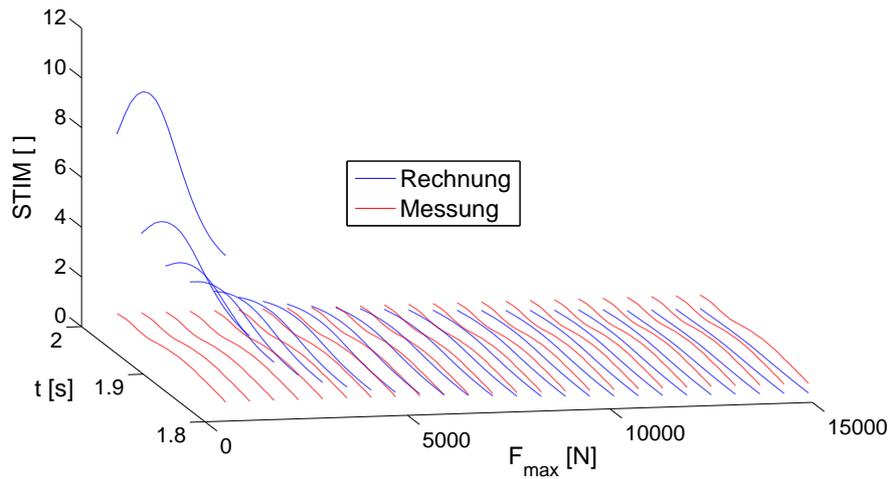


Abb. 4.16: Vergleich der gemessenen und berechneten Stimulationen bei Variation der isometrischen Maximalkraft F_0^{CE} .

4.4.4 Optimierungsergebnisse

Die Parameter der mathematischen Gleichungen, die das Muskel-Skelett-Modell beschreiben, hängen von der Art der Bewegung ab und sind von Muskel zu Muskel verschieden. In diesem Kapitel wird deshalb ein Parametersatz für ein Modell für eine spezifische Bewegung ermittelt (optimiert): die Plantarflexionsbewegung aus Kapitel 4.2. Ausgehend von den Kontraktionsverläufen ($l_{MTC}(t)$, $v_{MTC}(t)$, $F_{MTC}(t)$) und EMG-Daten des Muskel-Sehnen-Komplexes aus den Abbildungen 4.4 und 4.5 soll eine Minimierung der Fehlerquadratsumme aus normiertem EMG-Signal ($STIM(t)$) und gemessenem, bearbeitetem Stimulationsmuster $q(t)$ durchgeführt werden:

$$\min_{\vec{x}} = \sum_{i=1}^n (q(t_i, \vec{x}) - STIM_{t_i})^2. \quad (4.14)$$

Die Optimierung wurde mit einem Nelder-Mead-Simplexalgorithmus und der Trustregion-Methode durchgeführt (siehe Kapitel 4.4.1). Das Ziel ist, die Parameter im Muskelmodell allgemein zu bestimmen, um mit einer vorwärtsdynamischen Bewegungsmodellierung Voraussagen von Kontraktionsverläufen treffen zu können. Deshalb wurden für jeden Probanden die Architekturdaten Muskelfaserwinkel und kontraktile Länge mit der gefundenen Beziehung aus den Ultraschalldaten modelliert (siehe Abschnitt 3.2.3) und somit reale, fusiforme Muskeln simuliert. Durch die Vorgabe des Faserwinkels wird die Optimierung geringparametrig und somit robuster. Ausgehend von der grafisch ermittelten Anfangskonfiguration des Optimierungsvektors (siehe Kapitel 4.4.3) soll die numerische Optimierung gestartet werden, um möglichst nahe am Minimum zu starten, ohne in lokalen Minima gefangen zu werden. Im folgenden sind die viskoelastischen und architektonischen Muskeldaten aufgelistet, die aufgrund hoher Messzuverlässigkeit als konstant angenommen werden oder direkt gemessen werden können und für die in der Literatur Standardwerte bestehen:

- Ruhelänge des parallelelastischen Elements (l_{PE0}): 0.087 m
- Relative Dehnung U_{SE} des serienelastischen Elements bei isometrischer Maximalkraft F_0^{CE} : 0.04
- Elastizitätskoeffizient des PE-Elements (k_{PE}): $5.487 \cdot 10^6$ N/m²
- Elastizitätskoeffizient des SE-Elements (k_{SE}): $1.494 \cdot 10^8$ N/m²
- Dämpfungskoeffizient (k_D): 20 Ns/m
- Optimale kontraktile Länge (l_{CEopt}), Aponeurosenlänge M.gastrocnemius (l_{APO}); probandenspezifisch aus den Daten der Ultraschallmessung

Die folgenden muskelspezifischen Parameter lassen sich nicht mit hinreichender Genauigkeit bestimmen und bilden den Optimierungsvektor. Die Anfangskonfiguration und

deren sinnvolle Grenzen werden folgendermaßen gewählt:

- Arbeitslängenbereich um die optimale kontraktile Länge (*width*):
 $0.4l_{CEopt} [0.35l_{CEopt} \dots 0.5l_{CEopt}]$
- Auf l_{CEopt} normierte Konstante der Hill'schen Gleichung (B): $2.5 s^{-1} [1 s^{-1} \dots 5 s^{-1}]$
- Auf F_{max} normierte Konstante der Hill'schen Gleichung (A): $0.2 [0.1 \dots 0.6]$
- Anstiegsparameter der Ca^{2+} -Konzentration (η): $15 s^{-1} [10 s^{-1} \dots 25 s^{-1}]$

Die optimale kontraktile Länge und die isometrische Maximalkraft F_{max} wurden probandenspezifisch aus den Daten der Ultraschallmessung genommen.

Die durchgeführte Optimierungsrechnung ergibt, dass die Zielfunktion (4.14) mit beiden Algorithmen hinreichend genau approximiert wird (siehe Abb. 4.17). Die Werte größer 1 der berechneten Stimulationen ergeben sich daraus, dass sie nicht maximumnormiert sind wie das gemessene EMG. Die Inputfunktionen Faserlänge und -winkel für die berechneten Stimulationen sind sowohl winkel- als auch lastabhängig (siehe Kapitel 4.2). Sie beziehen sich auf die dem jeweiligen Winkel entsprechende MVC. Die zu optimierende Zielfunktion wurde nicht auf 1 eingeschränkt. Bei perfekter Realitätstreue des Modells dürfte streng genommen kein Wert größer 1 resultieren.

Der Simplexalgorithmus konvergiert schneller als die Trust-region-Methode, weshalb er im folgenden ausschließlich verwendet wird. Die optimierten Werte sind in Tabelle 4.1 abgebildet. Die Parameter des Optimierungsvektors stellen sich bei Bewegungszyklen unter gleichen Bedingungen auf nahezu denselben Wert ein. Einige Werte des Optimierungsvektors liegen allerdings an den Definitionsrändern. Der Parameter *width* liegt im unteren Grenzbereich. Der Hill'sche Parameter B nimmt gemäß der groben Abschätzung der Sensitivitätsanalyse aus Kapitel 4.4.3 sein Minimum im oberen Grenzbereich ein. Die Optimierung wurde mit den Toleranzen 10^{-3} für die Werte im Parameterraum x und die zu optimierende Funktion F durchgeführt. Das bedeutet, dass der Algorithmus gestoppt wird, sobald sich die Entfernung vom vorherigen Punkt im Parameterraum zum aktuellen Punkt oder die Funktionswerte selbst weniger als 10^{-3} unterscheiden. Dies hat sich als hinreichend genau erwiesen. Eine Erhöhung der Toleranz liefert keine nennenswerte Verbesserung der Annäherung an die Zielfunktion. Die Erhöhung der x -Toleranz auf 10^{-6} ändert nichts am Ergebnis, einschließlich der Anzahl an Funktionsauswertungen. Die Verringerung der F -Toleranz auf 10^{-6} bzw. gleichzeitige Erniedrigung der x -Toleranz auf 10^{-6} ändert die Fehlerquadratsumme kaum, einzig die Iterationsanzahl verdoppelt sich. Die Toleranzen sind relativ. Dies ist ein großer Vorteil des Simplexalgorithmus, da die Größenordnung der zu optimierenden Parameter damit keine Rolle spielt.

Bei Nichtkonvergenz bzw. wenn der Algorithmus die vorgegebenen Toleranzen nicht erreicht, wird nach einer voreingestellten Anzahl von Iterationsschritten abgebrochen. Der Algorithmus minimiert alle Parameter gleichzeitig. Demnach werden Korrelationen zwischen den Parametern automatisch mit berücksichtigt.

Tab. 4.1: Parameter aus der Optimierung am Beispiel eines Probanden für die durchgeführte Plantarflexion anhand des Lastbeispiels von 25 kg.

Bezeichnung	Parameter	Optimalwert
Längenbereich des CE um l_{CEopt}	$width$	$0.36l_{CEopt}$
Hill'sches A , auf F_{max} normiert	A	0.1
Hill'sches B , auf l_{CEopt} normiert	B	1.3 s^{-1}
Anstiegsparameter der Ca^{2+} -Konzentration	η	13.2 s^{-1}

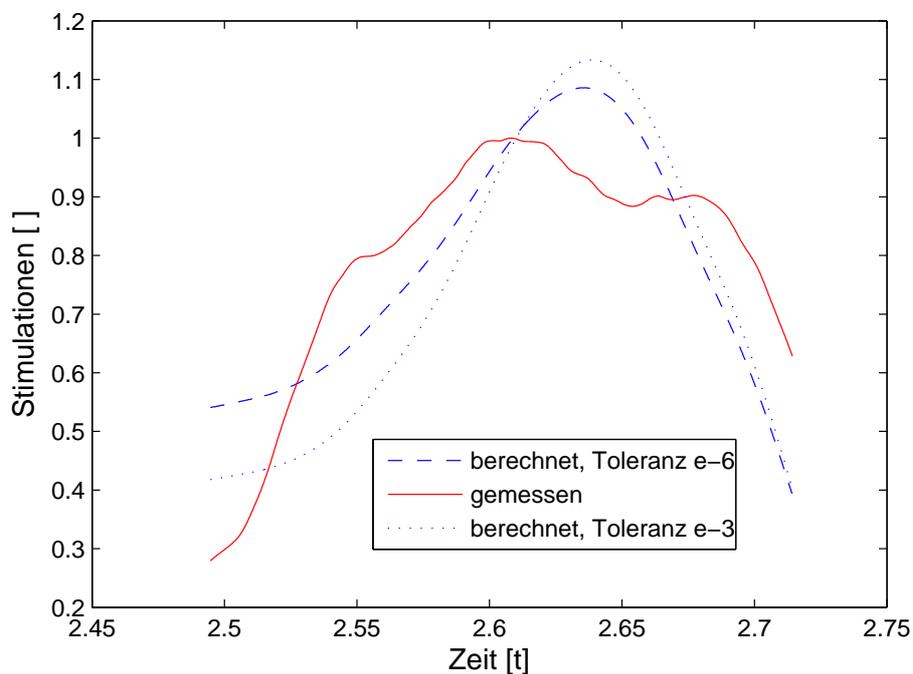


Abb. 4.17: Vergleich der gemessenen (Zielfunktion) und optimierten Stimulationen bei Vorgabe verschiedener Toleranzen bezüglich der Abweichung von der Zielfunktion (Proband D.F., siehe auch Text).

4.4.5 Variation der Anfangskonfiguration

Um ein globales Minimum für den Optimierungsvektor zu finden, wird im folgenden die Optimierung am Beispiel eines Probanden anhand eines Lastbeispiels von 25kg von unterschiedlichen Anfangsvektoren gestartet. So soll ermittelt werden, ob die Berechnung ein anderes lokales Minimum im Parameterraum findet. Dabei wurden die Anfangsparameter in definierten Schritten über den gesamten Wertebereich variiert, bis alle gewünschten Kombinationen berechnet waren. Die Definition für ein Minimum x_0 einer Funktion F lautet - es sei $U \subseteq \mathbb{R}$ eine Teilmenge der reellen Zahlen und $f: U \rightarrow \mathbb{R}$ eine Funktion.

- lokales Minimum: es gibt ein Intervall $I = (a, b)$, das x_0 enthält, sodass $F(x_0) \leq F(x)$ für alle $x \in I \cap U$
- globales Minimum, wenn gilt: $F(x_0) \leq F(x)$ für alle $x \in U$

In Tabelle 4.2 ist das arithmetische Mittel, die Standardabweichung und der Median für die Optimierungsergebnisse der Parameter und der Zielfunktion bei unterschiedlichen Anfangskonfigurationen aufgelistet. Der Median halbiert die Verteilung und gibt die Häufigkeit eines Wertes in diesem Falle besser wieder als das arithmetische Mittel, da Ausreißer weniger gewichtet werden. Der Optimierungsvektor nahm praktisch unabhängig vom Startwert dasselbe Endergebnis ein. Für *width* konvergierte der Algorithmus auf ein einheitliches Minimum. Die Werte B und A der Hill'schen Gleichung zeigten zwei Minimalwerte, die sich abhängig voneinander einstellten (siehe Angaben zum Median in Tabelle 4.2). Der Parameter *width* lag am unteren Ende des Wertebereichs, B an der oberen Grenze, A und F_{max} in der Mitte ihres jeweiligen Definitionsbereiches.

Tab. 4.2: Arithmetisches Mittel, Standardabweichung und Median für Optimierungsergebnisse bei unterschiedlichen Anfangskonfigurationen: Werte der Funktion und Optimierungsparameter anhand eines Lastbeispiels von 25 kg für Proband 1.

	<i>Funktion</i>	<i>width</i> [m]	B [s ⁻¹]	A []	η [s ⁻¹]
arithmetisches Mittel	18	0.36	4.1	0.28	17
Standardabweichung	23	0.02	1.4	0.12	5
Median	12	0.358	4.9/1.31	0.38/0.10	18

Ob es sich bei gefundenem Optimierungsvektor um ein globales Minimum handelt, lässt sich mit der vorgestellten Methode jedoch nicht beweisen, da für ein globales Minimum $F(x_0) \leq F(x)$ für alle $x \in U$ gelten muss und die vorgestellte Methode $F(x)$ nicht für alle $x \in U$ berechnet wird.

4.4.6 Einfluss verschiedener Stimulationsnormierungen

Im folgenden soll gezeigt werden, inwiefern die Normierung der EMG-Kurve einen Effekt auf die Optimierungsergebnisse aufweist. Üblicherweise wird auf das Maximum des EMG normiert. Statt dessen wurde nun das Stimulationssignal in einem Bereich von $0.5 \cdot \max(q(t))$ bis $1.5 \cdot \max(q(t))$ und auf das jeweilige Maximum normiert. Problematisch ist bei den Normierungen auf einen Wert kleiner als der Maximalwert, dass die Kurvenverläufe oberhalb dem per Definition maximalen Wert von Eins verlaufen. Die gemessenen Funktionen werden in einem Normierungsbereich bis zum 1,5-fachen des Maximums gut angenähert (Abb. 4.18). Die Werte der Muskelparameter ändern sich im Vergleich zur Normierung auf das Maximum um höchstens 2%. Lediglich das Fehlerquadrat zeigt stärkere Abweichungen um maximal 35%. Die Normierung hat demnach einen relativ geringen Einfluss auf die Wahl des optimalen Parametervektors.

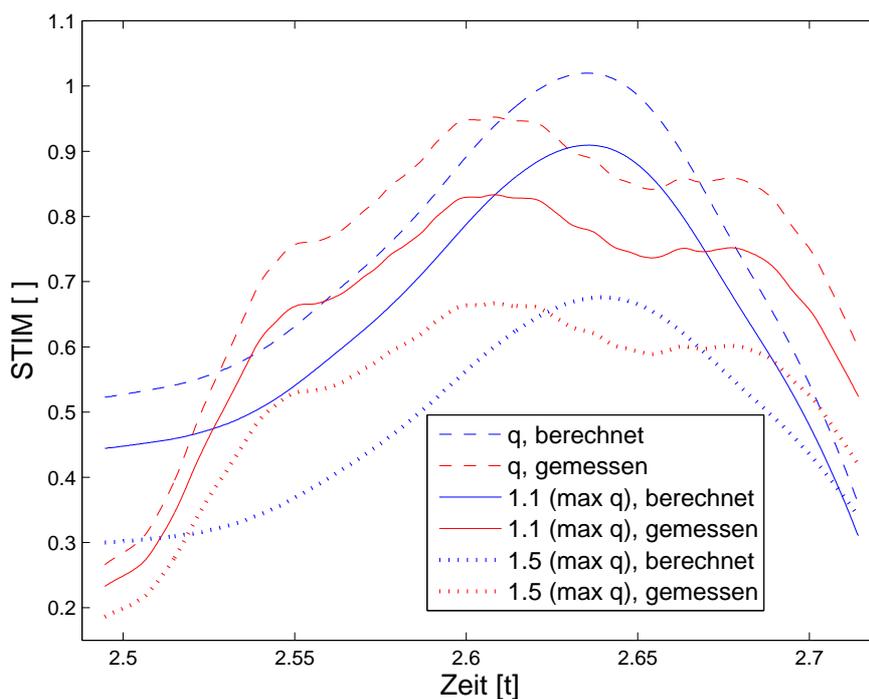


Abb. 4.18: Vergleich der vorgegebenen und errechneten Stimulation bei verschiedenen Normierungen des EMG (Normierungen bezüglich 1.1- und 1.5-fachem Maximum des EMG) anhand eines Lastbeispiels von 25 kg für einen Probanden.

4.4.7 Anpassungen für verschiedene Lasten und Probanden

Wie in Kapitel 4.1 beschrieben, wurde für jeden der sieben Probanden der Lastschritten mit 0 bis 100 kg in 25 kg Schritten beladen und ausgehend von einer statischen Ruheposition mit etwa 90° Sohlenwinkel von jedem Probanden die schiefe Bahn hinauf beschleunigt. Die gewonnenen Messdaten wurden in einer Minimierungsrechnung (Optimierungsrechnung) ausgewertet. Die Parameterkonfiguration, die aus der Minimierungsrechnung resultierte, ist für jede Lastbedingung in Tabelle 4.3 dargestellt.

Da die Werte des Optimierungvektors abhängig vom eingegebenen Kurvenverlauf der Messdaten sind, wurde die Optimierung einheitlich bei allen Probanden von dem Wert gestartet, an dem der Sohlenwinkel ansteigt. Reaktive Verläufe können nicht simuliert werden, da exzentrische Kraftgleichungen nicht im Modell inbegriffen sind.

Die Zielkurve wurde in allen Fällen gut angenähert (siehe Abb. 4.19). Die Optimierungsergebnisse verschiedener Bewegungszyklen unter gleichen Bedingungen unterschieden sich kaum. Einige Werte des Optimierungvektors lagen allerdings an den Definitionsrändern. Der Hill'sche Parameter B nahm sein Minimum oftmals an der oberen Grenze ein (z.B. Proband 1). Dies ist auch in Grafik 4.12 ersichtlich. Die obere Definitionsgrenze beinhaltet noch nicht das Minimum, so dass der Wert an der Grenze die beste Minimierung lieferte. Eine Verschiebung der Grenze nach oben resultierte nicht in einem verbesserten Ergebnis, weshalb die in der Literatur etablierte Grenze von 5 s^{-1} beibehalten wurde. Der Hill'sche Parameter A stellte sich meist an der unteren Grenze ein, da die Modellkonstellation für einen kleinen Wert von A die geringsten Funktionswerte ergibt. Eine Verschiebung der unteren Grenze des Hill'schen Parameters A auf 0.05 hatte keine Auswirkungen. Der Wert stellte sich unabhängig davon ein.

Der Parameter η blieb relativ nahe am Startwert.

Der Parameter $width$ variierte innerhalb des Definitionsbereichs. Insbesondere lag er nicht am oberen Grenzbereich. Damit lag $width$ im optimalen Bereich der Kraft-Längen-Kurve isolierter Muskelfasern.

Bessere Optimierungsergebnisse in Form von kleineren Fehlerquadratabweichungen zwischen errechnetem Stimulationsmuster und gemessenem EMG konnten bei variabel vorgegebener isometrischer Maximalkraft F_{max} abhängig von der Lastbedingung erreicht werden. Jedoch wurde die Maximalkraft als fixe Größe angenommen, die unabhängig von der aufgebrachten Kraft ist. Schlechtere Optimierungsergebnisse mussten demnach in Kauf genommen werden. Für Proband 5 führte die Minimierungsrechnung mit einer fix eingestellten Maximalkraft zu keiner akzeptablen Lösung. Die errechnete Kurve approximiert die vorgegebene Kurve nicht annähernd und alle Parameter lagen an den

jeweiligen Grenzen.

Bei einigen Probanden ist ersichtlich, dass der Algorithmus hauptsächlich über die betragsmäßig großen Parameter variierte. Demnach war die Optimierung relativ zu den Parametern nicht in allen Fällen erfolgreich. Überlegenswert wäre eine zusätzliche Normierung der Parameter.

In Abbildung 4.20 sind die dynamischen, modellierten Faserwinkl- und Faserlängenverläufe für die Zusatzgewichte 0 kg, 50 kg und 100 kg aufgetragen. Die Faserwinkel durchlaufen einen Bereich von 8-10°, die Faserlängen 1.5 - 1.7 cm, je nach Last.

Die Übereinstimmung der errechneten Stimulationsmuster mit den vorgegebenen zeigt, dass mit der durchgeführten Optimierungsrechnung gute und realistische Ergebnisse erzielt werden konnten. Jedoch variierten die Parameter interindividuell und lastabhängig. Es wurden bessere Optimierungsergebnisse erzielt, wenn die Maximalkraft als zu optimierender Parameter nicht fix eingestellt wurde. Bei einem mittleren Lastbereich zwischen 0-75 kg stellte sich jedoch bei 6 der 7 Probanden die Maximalkraft auf einen Wert $\pm 30\%$ der gemessenen Maximalkraft ein.

Bei einem fest vorgegebenen Parametersatz bleibt als Steuermöglichkeit des Modells einzig die Stimulationsfunktion. Bei kompletter Realitätstreue des Modells müsste man bei vorgegebenem Kontraktionsverlauf auf die Stimulation und umgekehrt schließen können. Eine solche vorwärtsdynamische Vorhersage von dynamischen und kinematischen Daten anhand eines einheitlichen Parametersatzes war jedoch mit dem vorliegenden Modell nicht möglich.

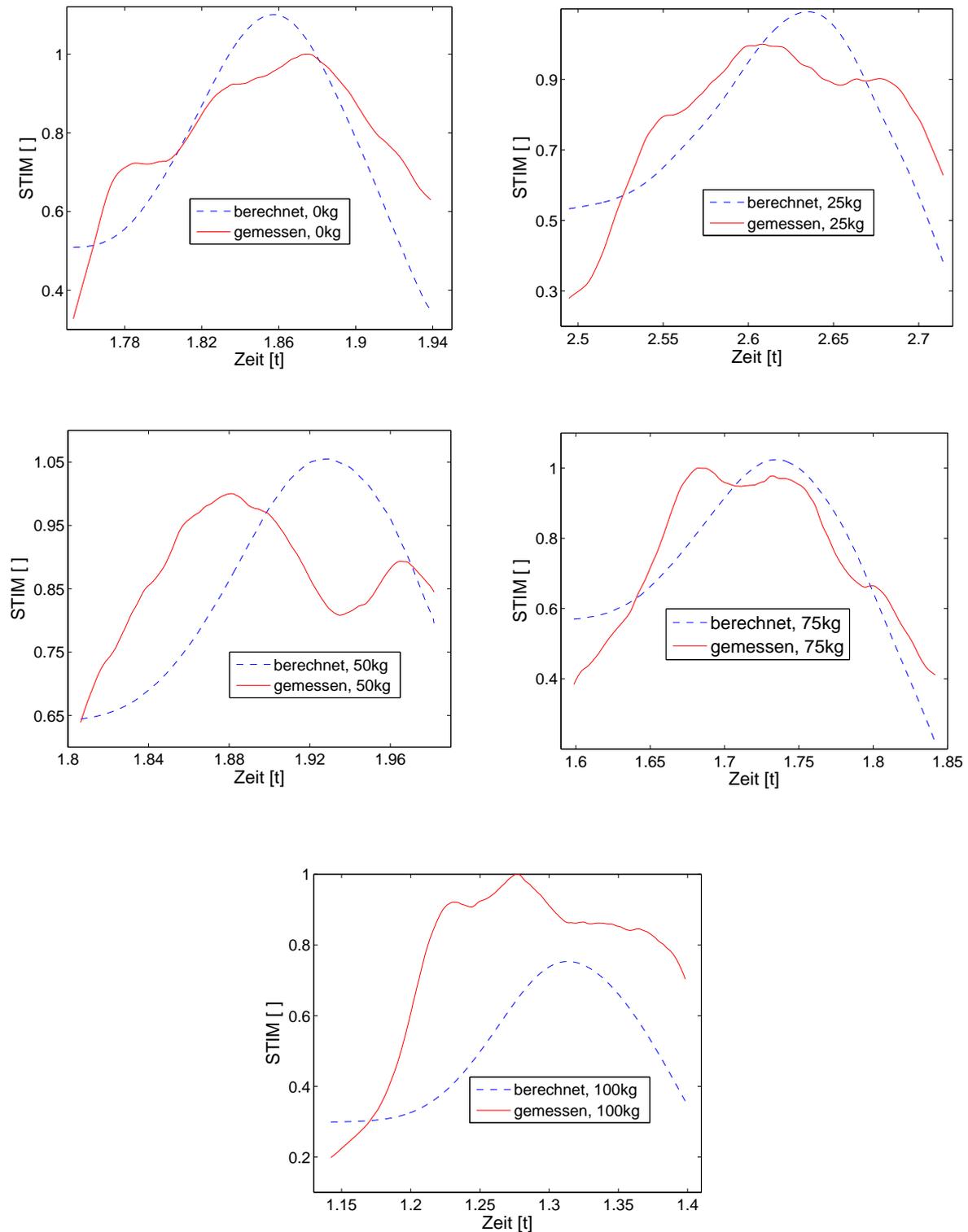


Abb. 4.19: Gemessene und aus der Optimierung berechnete Stimulationen am Beispiel des Probanden D.F. für die Lasten 0, 25, 50, 75, 100kg Zusatzgewicht, Schlittengewicht von 25 kg und Neigung der Schlittenbahn von 15° .

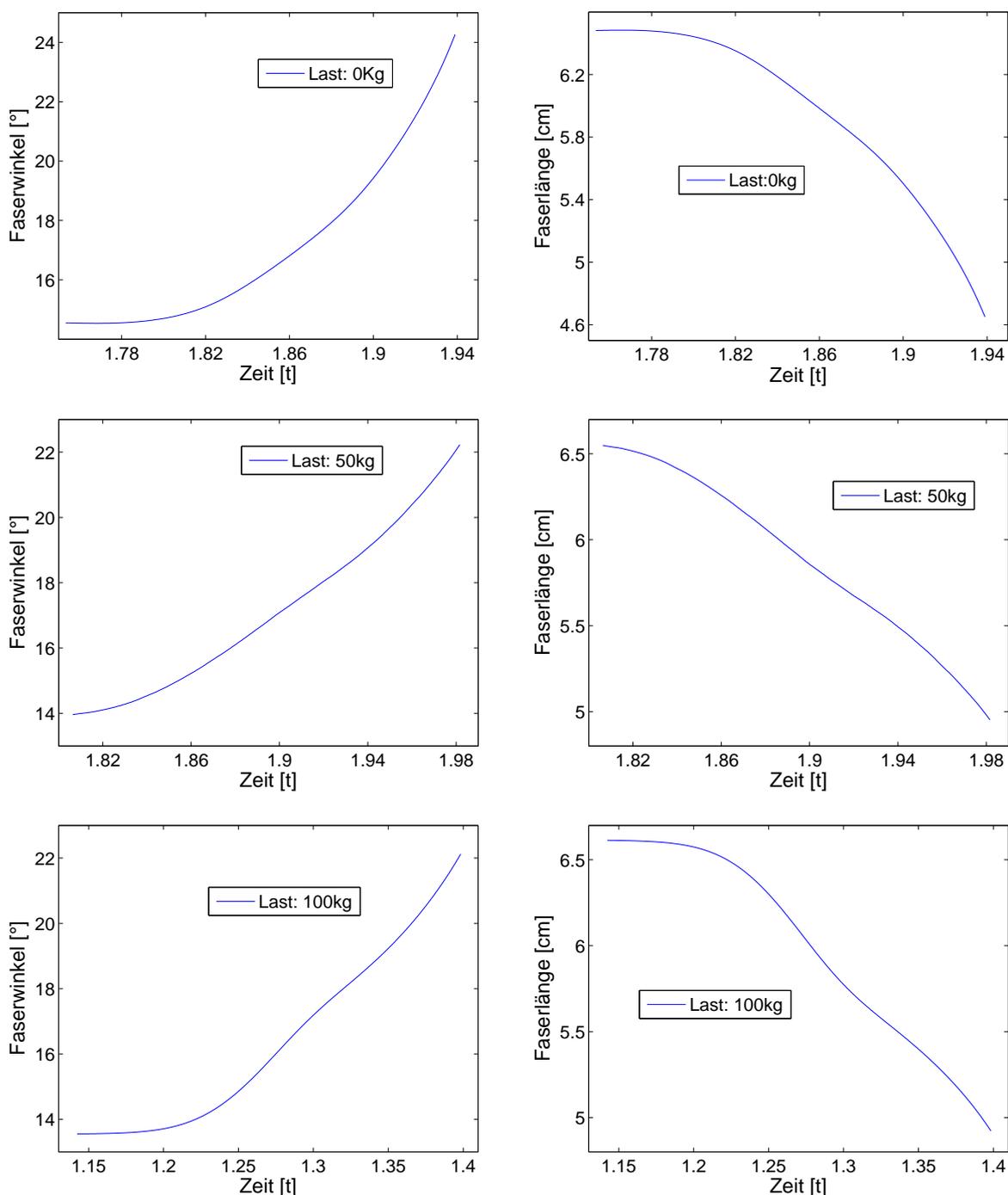


Abb. 4.20: Dynamische Faserwinkel- und Längeverläufe am Beispiel des Probanden D.F. für die Lasten 0, 25, 50, 75, 100kg Zusatzgewicht, Schlittengewicht von 25 kg und Neigung der Schlittenbahn von 15° und für die berechneten Stimulationen aus Abb. 4.19.

Tab. 4.3: Werte der zu optimierenden Parameter für verschiedene Probanden und Lasten.

	$width[m]$	$B[1/s]$	$A[]$	$F_0^{CE}[N]$	$\eta[1/s]$	
untere Grenze	$0.35 \cdot l_{ceopt}$	1	0.1	800	10	
Anfangswert	$0.4 \cdot l_{ceopt}$	2.5	0.2	9000	15	
obere Grenze	$0.5 \cdot l_{ceopt}$	5	0.6	13000	25	
Proband 1	0kg	0.35	4.96	0.21	2792	15
	25kg	0.35	4.98	0.38	3416	13.2
	50kg	0.45	4.99	0.10	5929	15
	75kg	0.48	4.99	0.33	5164	15
	100kg	0.42	1.04	0.10	9273	15
Proband 2	0kg	0.39	1.46	0.10	2491	15
	25kg	0.49	1.19	0.10	4490	16.8
	50kg	0.36	4.99	0.10	5847	13.5
	75kg	0.36	4.99	0.23	8276	15
	100kg	0.33	4.99	0.25	6671	15
Proband 3	0kg	0.49	1.02	0.15	1996	15
	25kg	0.48	4.99	0.57	2873	15
	50kg	0.49	3.87	0.59	3599	15
	75kg	0.49	1.00	0.14	4895	15.7
	100kg	0.49	1.00	0.14	4929	18.5
Proband 4	0kg	0.42	3.09	0.21	3727	14.7
	25kg	0.45	4.95	0.34	5385	12.9
	50kg	0.43	3.07	0.26	7614	16.4
	75kg	0.41	4.81	0.36	9432	17.4
	100kg	0.45	4.54	0.32	9071	15.1
Proband 5	0kg	0.32	3.66	0.10	8680	16.5
	25kg	0.43	4.99	0.10	12999	15
	50kg	0.37	4.99	0.10	12999	15.2
	75kg	0.30	4.98	0.10	12999	14.2
	100kg	0.43	4.89	0.11	12999	15
Proband 6	0kg	0.5	4.15	0.59	2161	19
	25kg	0.49	1.00	0.10	3823	15
	50kg	0.35	2.34	0.28	4825	23.8
	75kg	0.49	1.00	0.15	4780	14.5
	100kg	0.49	1.00	0.15	4940	15
Proband 7	0kg	0.5	4.76	0.17	2271	15
	25kg	0.39	3.66	0.21	4854	13.5
	50kg	0.49	3.23	0.21	3898	18
	75kg	0.48	2.95	0.20	5096	15
	100kg	0.42	4.16	0.33	7138	15

5 Zusammenfassung und Fazit

Das primäre Ziel der vorliegenden Arbeit war eine mathematische Beschreibung des dynamischen Verhaltens der Muskelarchitektur, um Muskel-Sehnen-Systeme realitätsnah modellieren zu können. Es konnte experimentell und im Modell gezeigt werden, dass Faserwinkel und Faserlänge von der Gelenkwinkelstellung im oberen Sprunggelenk (OSG) und der Kontraktionsintensität abhängen und sich sowohl für den M. soleus als auch den M. gastrocnemius hinreichend genau mit linearen Funktionen beschreiben lassen. Im Rahmen einer multiplen Regression konnten ebenfalls lineare Gleichungen gefunden werden, die die Architekturparameter Faserlänge und -winkel in Abhängigkeit sowohl von der Kontraktionsintensität als auch vom OSG-Winkel beschreiben. Die Gleichungsparameter zeigten von Proband zu Proband eine Variabilität aufgrund der natürlichen Unterschiede in den individuellen Eigenschaften des Muskel-Skelett-Systems. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass eine Normierung der Faserlänge auf die Körpergröße eine universelle Modellierung der Veränderungen der Muskelgeometrie erlaubt. Die gefundene Beziehung wurde in ein Hill'sches Muskelmodell integriert und damit dynamische, gemessene Kontraktionsverläufe simuliert. Die Einbeziehung des variablen Faserwinkels veränderte die absolute Längenänderung des Gesamtmuskels durch den zusätzlichen Hub. Damit kann mit den klassischen Muskelmodellen nach Hill ein größerer Arbeitsraum abgedeckt werden. Auf diese Weise lassen sich auch extreme Bewegungsamplituden, die bislang den Modellbereich überschritten, realitätsnah mit Hill-Modellen beschreiben.

Defizite in der Bestimmung der Muskelarchitektur mittels Ultraschall sind, dass Tiefenstrukturen schlecht aufgenommen werden können. Zudem ist der Schallkopf nur wenige Zentimeter breit und kann nur Signale entlang seiner Längsachse empfangen. Daraus resultieren Abweichungen in der Messung einer dreidimensionalen Struktur. Außerdem konnte nicht gewährleistet werden, dass die Ultraschallsonde bei jeder Versuchsbedingung denselben Ausschnitt zeigte, da der Schallkopf manuell bedient wurde. Durch die Krümmung der Wadenmuskulatur war nicht immer gewährleistet, dass der ganze Ultraschallkopf Kontakt hatte und das Kontaktgel eine Verbindung herstellte. Zudem muss, um eine optimale Echogenität durch einen senkrechten Strahleinfall zu erreichen, der Schallkopf lotrecht auf den untersuchten Muskel gesetzt werden. Zu starker Druck des Schallkopfes auf den Muskel kann eine Zunahme der Echogenität zur Folge haben. Für weitergehende Studien wäre eine Vorrichtung, die um die Wade angelegt wird und gleichmäßig mit Kontaktgel ausgekleidet wird, sowie eine feste Arretierung des Schallkopfes.

Einschränkend muss erwähnt werden, dass die Annahme eines einheitlichen Faserwinkels und paralleler Fasern im Modell nur eine Näherung darstellen. Der Faserwinkel ist meist am proximalen Ende größer als am distalen und die Fasern verlaufen gekrümmt. Zudem zeigte sich in Experimenten, dass die Fasern asymptotisch an die Aponeurose anknüpfen und durch diesen Verlauf weniger Zwangskräfte in Form von Reibung verloren gehen. Zudem ist der Faserwinkel geschlechts- und altersabhängig. Für eine exakte Vorhersage müssten zusätzlich zahlreiche probandenspezifische Daten und Messreihen aufgenommen werden. Durch Studien an statistisch signifikanten Probandenzahlen könnte man eine Skalierung bezüglich anthropometrischer Daten wie Körperabmessungen, Alter und Geschlecht ermitteln.

Für zukünftige, noch exaktere Modellierungen sind Finite-Elemente-Modelle des Muskels, sowie dreidimensionale Ultraschalltechniken viel versprechend. Zusätzlich können durch Erhöhung der Schallwellensendefrequenz und Verbesserung der Bildberechnungsalgorithmen perspektivisch bessere Auflösungen erzielt werden.

Die vorgestellte Modellierung stellt damit eine Annäherung an die realen Verhältnisse dar, die durch die Integration des experimentell ermittelten dynamischen Faserwinkels weiter an Realitätstreue gewinnt.

Als weiteres Ziel der Arbeit sollten für bereits bestehende mathematische Zusammenhänge verschiedene Muskel-Modellparameter eines stimulationsgesteuerten Hill'schen Muskelmodells durch eine Optimierungsrechnung und mit experimentell gemessenen Kontraktionsverläufen genauer bestimmt werden.

Unter verschiedenen Lastbedingungen wurde bei sieben Probanden eine Optimierungsrechnung von Muskelkonstanten unter Einbeziehung des variablen Faserwinkels durchgeführt. Dabei wurde unter Berücksichtigung physiologischer Eckdaten die modellierte Funktion an die Zielfunktion angenähert. Sowohl eine Sensitivitätsbetrachtung als auch die durchgeführte Optimierungsrechnung ergab, dass die Zielfunktion mit den vorgestellten Algorithmen *Trust-Region-Methode* und *Downhill-Simplex-Verfahren* hinreichend genau approximiert wurde. Der Simplexalgorithmus konvergierte schneller. Die Optimierungsergebnisse verschiedener Bewegungszyklen unter gleichen Bedingungen unterschieden sich kaum. Die Parameter des Optimierungsvektors stellten sich bei Bewegungszyklen unter gleichen Bedingungen auf nahezu denselben Wert ein. Der Optimierungsvektor nahm nahezu unabhängig vom Startwert dasselbe Endergebnis ein. Für den Parameter *width*, der den Arbeitsbereich des Muskels beschreibt, konvergierte der Algorithmus auf ein einheitliches Minimum. Außerhalb des Definitionsbereichs divergierte die Lösung schnell. Sinnvolle Werte von *width* sind demnach auf einen engen Bereich eingegrenzt, was durchaus der Realität entspricht. Der Arbeitsbereich der

Muskelfasern erstreckt sich auf einen Bereich um circa 30% für Faserverbünde der optimalen Länge. Damit ist das Modell in einem physiologischen Arbeitsbereich. Einige Parameter lagen an den physiologisch definierten Grenzwerten. Die Möglichkeiten, die Grenzen der zu optimierenden Parameter aufzuweiten sind begrenzt, da diese physiologisch noch sinnvoll sein müssen. Zudem bewiesen Rechnungen mit Grenzaufweitungen, dass die Zielfunktion nicht notwendigerweise besser wurde. Es wurden bessere Optimierungsergebnisse erzielt, wenn die Maximalkraft als zu optimierender Parameter nicht fix eingestellt war. Bei einem mittleren Lastbereich zwischen 25-75 kg stellte sich jedoch bei 6 der 7 Probanden die Maximalkraft auf einen Wert $\pm 30\%$ der gemessenen Maximalkraft ein.

Die unterschiedliche Parameterkonstellation bei verschiedenen Kontraktionsbedingungen zeigte jedoch, dass der Prozess der Kontraktion und der Muskelabläufe bei Variationen der Randbedingungen komplex ist und nicht durch einen einzigen festen Parametersatz beschrieben werden kann. Die Vorhersage von Kontraktionsverläufen unter wechselnden Bedingungen anhand eines festen Parametersatzes ist demnach nicht befriedigend möglich. Weiterhin ist zu beachten, dass die Optimierung über eine sehr einfache Bewegung ausgeführt wurde. Die Parameter der mathematischen Gleichungen, die das Muskel-Skelett-Modell beschreiben, hängen von der Art der Bewegung ab und sind von Muskel zu Muskel verschieden. Der gefundene Parametersatz ist demnach nur gültig für diese hier untersuchte eingelenkige und isolierte Testbewegung.

Für die Plantarflexion unter jeweils einer Kontraktionsbedingung verdeutlichte die gute Übereinstimmung der errechneten Stimulationsmuster mit den gemessenen jedoch, dass mit der durchgeführten Optimierungsrechnung gute Ergebnisse erzielt werden können. Ein Nachteil der verwendeten Algorithmen ist, dass sie keine globalen Methoden sind. Es gibt bei diesen Methoden keine Garantie, dass die gefundenen Minima global sind. Es können jedoch einige Test durchgeführt werden, die Hinweise auf die Art des Minimums geben (z.B. Änderung des Anfangswertes). Großes Potential zur Verbesserung der Optimierungsrechnung bieten globale Algorithmen wie neuronale Netze oder Clusteranalysen. Sie haben den Vorteil, nach globalen Minima zu suchen und sind robust gegenüber lokalen Minima. Weitere Beispiele für globale Methoden sind thermodynamische oder naturanaloge Verfahren wie *simulated annealing*, bei der ein thermodynamischer Abkühlungsprozess auf den energiearmen optimalen Zustand simuliert wird (Santillan 1999; Miller et al. 2009).

Eine weitere Verbesserung könnte darin bestehen, die Zielfunktion EMG zu verbessern. Beispielsweise kann dies geschehen, indem man das EMG nicht maximumnormiert, sondern auf die MVCs bezieht, die dem jeweiligen Winkel entsprechen.

Literaturverzeichnis

- Alberts (1990). *Molekularbiologie der Zelle*. VCH Verlagsgesellschaft, Jaenicke, L., Weinheim, 20. edn.
- T. J. Brindle, et al. (2008). ‘Gastrocnemius fascicle length changes with two-joint passive movements’. *J Appl Biomech* **24**(3):252–61.
- S. Chatterjee & A. S. Hadi (1986). ‘Influential Observations, High Leverage Points, and Outliers in Linear Regression’. *Statistical Science* pp. 379– 416.
- K. Chino, et al. (2008). ‘In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans’. *J Electromyogr Kinesiol* **18**(1):79–88.
- J. Cholewicki & S. McGill (1994). ‘EMG assisted optimization: a hybrid approach’. *J Biomech* **27**(10):1287–89.
- R. S. Chow, et al. (2000). ‘Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability’. *Eur J Appl Physiol* **82**(3):236–44.
- R. D. Cook & S. Weisberg (1982). *Residuals and Influence in Regression*. Wiley.
- D. Davy & M. Audu (1987). ‘A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait’. *Journal of Biomechanics* **20**(2):187–201.
- O. Dössel (2000). *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Springer, Berlin Heidelberg.
- K. A. Edman & J. C. Hwang (1977). ‘The force-velocity relationship in vertebrate muscle fibres at varied tonicity of the extracellular medium’. *J Physiol* **269**(2):255–72.
- M. Epstein & W. Herzog (1998). *Theoretical Models of Skeletal Muscle - Biological and Mathematical Considerations*. Wiley & Sons, Chichester.
- W. Fenn & B. Marsh (1935). ‘Muscular Force at different speeds of shortening’. *J. Physiol.* **85**:277–297.
- J. P. Folland & A. G. Williams (2007). ‘The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength’. *Sports Med* **37**(2):145–68.
- J. A. Friederich & R. A. Brand (1990). ‘Muscle fiber architecture in the human lower limb’. *J Biomech* **23**(1):91–5.

- T. Fukunaga, et al. (1997a). ‘Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo’. *J Appl Physiol* **82**(1):354–8.
- T. Fukunaga, et al. (1997b). ‘Muscle architecture and function in humans’. *J Biomech* **30**(5):457–63.
- D. e. a. Gagnon (2001). ‘Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces’. *Clin. Biomech.* **16**:359–72.
- B. A. Garner & M. G. Pandy (2003). ‘Estimation of musculotendon properties in the human upper limb’. *Ann Biomed Eng* **31**(2):207–20.
- Gluon (2005). ‘Wikipedia. [Online] 12. März 2005. [Zitat vom: 19. November 2010.], <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Echo-Impuls-Verfahren.PNG&filetimestamp=20050312121531>’.
- A. Gordon, et al. (1966). ‘The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers’. *The Journal of Physiology* **184**:170–192.
- M. Günther (1997). *Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*. Ph.D. thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- H. Hatze (1977). ‘A myocybernetic control model of skeletal muscle’. *Biological Cybernetics* **25**:103–119.
- H. Hatze (1981). *Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle - Characteristics and Applications*. University of South Africa Press, Pretoria.
- J. Heckmatt & V. Dubowitz (1988). ‘Real-time ultrasound imaging of muscles’. *Muscle Nerve* **11**:56–65.
- R. D. Herbert & S. C. Gandevia (1995). ‘Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle’. *J Physiol* **484** (Pt 2):523–32.
- A. Hill (1938). ‘The heat of shortening and the dynamic constants of muscle’. *Proceedings of The Royal Society of London B* **126**:136–195.
- P. D. Hoang, et al. (2007). ‘Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo’. *J Exp Biol* **210**(Pt 23):4159–68.

- P. W. Hodges, et al. (2003). 'Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging'. *Muscle Nerve* **27**(6):682–92.
- T. e. a. Horstmann (1999). *Int J Sports Med.* **20**(6):362–7.
- H. Houdijk, et al. (2006). 'Evaluation of a Hill based muscle model for the energy cost and efficiency of muscular contraction'. *J Biomech* **39**(3):536–43. interessant.
- P. A. Huijing (1995). 'Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling'. *Hum.Mvmt.Sci.* **14**(3):443–486.
- P. A. Huijing, et al. (1994). 'A comparison of rat extensor digitorum longus and gastrocnemius medialis muscle architecture and length-force characteristics'. *Acta Anat (Basel)* **149**(2):111–20.
- P. A. Huijing, et al. (1989). 'Muscle architecture and fibre characteristics of rat gastrocnemius and semimembranosus muscles during isometric contractions'. *Acta Anat (Basel)* **135**(1):46–52.
- P. A. Huijing & R. Woittiez (1984). *Neth. J. Zool.* **34**:21–32.
- Y. Ichinose, et al. (1998). 'Relationship between muscle fiber pennation and force generation capability in Olympic athletes.'. *Int J Sports Med.* **19**(8):541–6.
- B. Katz (1939). 'The relation between force and speed in muscular contraction'. *The Journal of Physiology* **96**:45–64.
- W. Kim & A. S. Voloshin (1995). 'Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot'. *J Biomech* **28**(9):1025–33.
- T. K. Koo & A. F. Mak (2005). 'Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow'. *J Electromyogr Kinesiol* **15**(1):12–26.
- K. Legerlotz, et al. (2010). 'Variation and reliability of ultrasonographic quantification of the architecture of the medial gastrocnemius muscle in young children'. *Clin Physiol Funct Imaging* **30**(3):198–205.
- K. Levenberg (1944). 'A Method for the Solution of Certain Problems in Least Squares'. *Quart. Appl. Math.* **2**:pp 164–168.

- L. Li, et al. (2009). ‘Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke’. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **24**(1):101–9.
- R. L. Lieber & J. Friden (2001). ‘Clinical significance of skeletal muscle architecture’. *Clin Orthop Relat Res* **n.a.**(383):140–51.
- L. Mademli & A. Arampatzis (2005). ‘Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue’. *Eur J Appl Physiol* **94**(5-6):611–7.
- C. Maganaris & V. Baltzopoulos (1999). ‘Predictability of in vivo change in pennation angle of human tibialis anterior muscle’. *Eur J Appl Physiol* **79**:294–97.
- C. Maganaris, et al. (1998). ‘In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man’. *J.Physiol.* **512**:603–614.
- C. N. Maganaris, et al. (2002). ‘Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle’. *J Appl Physiol* **93**(6):2089–94.
- K. Manal & T. S. Buchanan (2005). ‘Use of an EMG-driven biomechanical model to study virtual injuries’. *Med Sci Sports Exerc.* **37**(11):1917–23.
- K. Manal, et al. (2006). ‘Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb’. *J Appl Biomech* **22**(4):255–63.
- D. Marquardt (1963). ‘An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters’. *SIAM J. Appl. Math* **11**:pp 431–441.
- D. C. Martin, et al. (2001). ‘Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements’. *J Anat* **199**(Pt 4):429–34.
- T. McMahon (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton, NJ.
- U. Mende, et al. (2002). ‘Ultrasonography of tumors of the locomotor system’. *Orthopade* **31**(2):156–64.
- R. H. Miller, et al. (2009). ‘Muscle forces during running predicted by gradient-based and random search static optimisation algorithms’. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **12**(2):217–25.

- J. Moré (1977). *The Levenberg-Marquardt Algorithm: Implementation and Theory*, vol. 630 of *Numerical Analysis, Lecture Notes in Mathematics*. G. A. Watson.
- R. Moros, et al. (2008). ‘Grundlagen der Parameterschätzung/Optimierung’. www.chemgapedia.de/vsengine/supplement/Vlu/vsc/de/ch/7/tc/ps/grundlagen/grundlagen_ps.vlu/Page/vsc/de/ch/7/tc/ps/grundlagen/nichtlineare_opt/nelder_mead_aufbau.vscml/Fragment/44aed5b227573a73798e06d5194da883-82.html [Online; Stand Oktober 2008].
- C. I. Morse, et al. (2007). ‘Gastrocnemius specific force is increased in elderly males following a 12-month physical training programme’. *Eur J Appl Physiol* **100**(5):563–70.
- C. I. Morse, et al. (2005a). ‘In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men’. *J Appl Physiol* **99**(3):1050–5.
- C. I. Morse, et al. (2005b). ‘In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men’. *J Appl Physiol* **99**(3):1050–5.
- C. I. Morse, et al. (2008). ‘Gastrocnemius muscle specific force in boys and men’. *J Appl Physiol* **104**(2):469–74.
- C. I. e. a. Morse (2008). ‘Gastrocnemius muscle specific force in boys and men’. *J Appl Physiol* **104**:469–474.
- T. Muramatsu, et al. (2002). ‘In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles’. *J Appl Physiol* **92**(1):129–34.
- M. V. Narici, et al. (1996). ‘In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction’. *J Physiol* **496** (Pt 1):287–97.
- M. V. Narici, et al. (2008). ‘Ageing of human muscles and tendons’. *Disabil Rehabil* **30**(20-22):1548–54.
- M. V. Narici & C. N. Maganaris (2006). ‘Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading’. *J Anat* **208**(4):433–43.
- M. V. Narici, et al. (2003). ‘Effect of aging on human muscle architecture’. *J Appl Physiol* **95**(6):2229–34.

- J. Nelder & R. Mead (1965). 'A Simplex Method for Function Minimization'. *Computer J.* **7**:308–313.
- E. Otten (1988). 'Concepts and models of functional architecture in skeletal muscle'. *Exerc.Sport Sci.Rev.* **16**:89–137.
- L. Out, et al. (1996). 'Influence of the parameters of a human triceps surae muscle model on the isometric torque-angle relationship'. *J Biomech Eng.* **118**(1):17–25.
- J. Petrofsky & C. Phillips (1981). 'The influence of temperature, initial length and electrical activity on force-velocity relationship of the medial gastrocnemius muscle of the cat'. *Journal of Biomechanics* **14**(5):297–306.
- N. D. Reeves, et al. (2004a). 'Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size'. *Eur J Appl Physiol* **91**(1):116–8.
- N. D. Reeves & M. V. Narici (2003). 'Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo'. *J Appl Physiol* **95**(3):1090–6.
- N. D. Reeves, et al. (2004b). 'Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans'. *J Appl Physiol* **96**(3):885–92.
- J. e. a. Reinbolt (2005). 'Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization'. *J. Biomech.* **38**:621–26.
- M. Santillan (1999). 'A thermodynamic optimization analysis of a possible relation between the parameters that determine the energetics of muscle contraction in steady state'. *J Theor Biol.* **199**(1):105–12.
- G. Schmidt (2003). *Ultraschall-Kursbuch*. Thieme.
- S. H. Scott & D. A. Winter (1991). 'A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force'. *J Biomech* **24**(2):163–7.
- D. D. Shin, et al. (2009). 'In Vivo Intramuscular Fascicle-Aponeuroses Dynamics of the Human Medial Gastrocnemius During Plantarflexion and Dorsiflexion of the Foot'. *J Appl Physiol* 8750-7587 (Print) Journal article.
- T. Spägle, et al. (1999). 'Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump'. *Journal of Biomechanics* **32**(5):521–530.
- C. W. Spoor & J. L. van Leeuwen (1992). 'Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel'. *J Biomech* **25**(2):201–6.

- H. Stark & N. Schilling (2010). ‘A novel method of studying fascicle architecture in relaxed and contracted muscles’. *J Biomech* .
- J. Stern (1974). ‘Computer modeling of gross muscle dynamics’. *Journal of Biomechanics* **7**:411–428.
- I. The MathWorks (2006). *Matlab help*.
- Tipler (2003). *Grundlagen Physik*. Thieme.
- A. van Soest (1992). *Jumping from structure to control: A simulation study of explosive movements*. Ph.D. thesis, Vrije Universiteit, Amsterdam.
- A. van Soest, et al. (1995). ‘The effect of tendon on muscle force in dynamic isometric contractions: a simulation study’. *Journal of Biomechanics* **28**(7):801–807.
- H. Wagner, et al. (2006). ‘ISOFIT: a model-based method to measure muscle-tendon properties simultaneously’. *Biomech Model Mechanobiol* **4**(1):10–9.
- V. Wank (1993). ‘Wesentliche Einflußgrößen der Muskelkontraktion - Ergebnisse von Experimenten am isolierten Muskel und Ansätze zur Modellierung der Muskelkontraktion’. In W. Gutewort, T. Schmalz, & T. Weiß (eds.), *Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen*, vol. 55, pp. 155–161, Sankt Augustin. Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaft (dvs), Academia.
- V. Wank (2000). ‘Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen’. Habilitationsschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- T. L. Wickiewicz, et al. (1983). ‘Muscle architecture of the human lower limb’. *Clin Orthop Relat Res* **179**:275–83.
- J. Winters (1990). ‘Hill-based muscle models: a system engineering perspective’. In J. Winters & S.-Y. Woo (eds.), *Multiple Muscle Systems*, chap. 5, pp. 69–93. Springer, New York.
- F. Zajac (1989). ‘Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control’. In J. Bourne (ed.), *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 359–411. CRC Press, Boca Raton.

Lebenslauf

- 25.8.1977 Geburt in Stuttgart Bad-Cannstatt.
- 1984 – 1979 Besuch der Friedrich-Schelling Grundschule in Besigheim.
- 1988 – 1997 Besuch des Christoph-Schrempf Gymnasiums in Besigheim.
- 1997 Abitur.
- 1997 – 1998 Aufenthalt in Pittsburgh, USA, als Au-pair und Gasthörer an der Carnegie Mellon University.
- 1998 – 2004 Studium der Physik an der Universität Stuttgart.
- 2000 – 2005 Studium der Fächer Physik und Sport an der Universität Stuttgart.
- Februar 2004 Diplomprüfungen im Fach Physik.
- Oktober 2004 Staatsexamensprüfungen im Fach Sport.
- 2004 – 2005 Diplomarbeit im Bereich Biomechanik am Institut für Astronomie und Astrophysik, Abteilung Theoretische Astrophysik/Biomechanik der Eberhard Karls Universität Tübingen.
- März 2005 Staatsexamensprüfungen im Fach Physik.
- 2005 – 2009 wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Sportwissenschaft der Universität Tübingen.
- seit 2005 Promotion im Fach Biomechanik.
- 2009 – 2010 Projektingenieur im Bereich Medizintechnik bei der Firma Brainlab AG in München.
- ab Januar 2011 Qualitätsingenieur im Bereich Halbleitertechnologie bei der Firma Bosch in Reutlingen.