

In vivo Quantifizierung und Implementierung der Dynamik der Muskelarchitekturparameter Faserwinkel und Faserlänge in ein komplexes Muskelmodell

Modellierung isometrischer und konzentrischer Kontraktionen
am Beispiel der Plantarflexoren

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

vorgelegt von
Corinna Coenning
aus Eningen

Tübingen

2020

Tag der mündlichen Prüfung:

11.02.2021

Dekan:

Prof. Dr. Josef Schmid

1. Gutachter:

Prof. Dr. Veit Wank

2. Gutachter:

Prof. Dr. Tobias Siebert

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
1 Einleitung und Motivation	1
2 Muskelphysiologie und Biomechanik der Muskelkontraktion	5
2.1 Aufbau der Skelettmuskulatur und Biomechanik der Muskelkontraktion	5
2.2 Muskelarchitektur	6
2.3 Kontraktilen Element	13
2.3.1 Muskelaktivierung	14
2.3.2 Kraft-Längen-Relation	14
2.3.3 Kraft-Geschwindigkeits-Relation	16
2.4 Viskoelastische Eigenschaften	18
2.4.1 Serienelastisches Element	18
2.4.2 Parallelelastisches Element	20
2.4.3 Dämpfungselement	21
2.5 Muscle Gearing	21
3 Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter	25
3.1 Material und Methoden	25
3.2 Statistische Auswertung	32
3.3 Ergebnisse und Diskussion	33
3.3.1 Isometrische Kontraktionen	33
3.3.2 Konzentrische Kontraktionen	48
4 Modelle zur Analyse von Plantarflexionen	54
4.1 Geometriemodell des Fußes und des oberen Sprunggelenks	54
4.1.1 Validierung des Geometriemodells anhand der Berechnung des Sohlenwinkels	57
4.2 Aufbau des Muskelmodells der Plantarflexoren	59
4.2.1 Muskelmodell für unipennate Muskeln	59
4.2.2 Parameterauswahl für die kontraktile und viskoelastische Komponente	61
5 Modellierung von Plantarflexionen	65
5.1 Biomechanische Modellierung des Kontraktionsverlaufs	65
5.1.1 Analyse isometrischer Kontraktionen	66
5.1.2 Analyse konzentrischer Kontraktionen	88
5.1.3 Muscle Gearing bei konzentrischen Kontraktionen	103
5.2 Verallgemeinerung der Abhängigkeit des Muskelfaserwinkels von der Muskelfaserkraft und der Muskelfaserlänge	112
5.3 Limitationen des Muskelmodells der Plantarflexoren	116
6 Zusammenfassung	118
Literaturverzeichnis	122

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungen

2D, 3D	zwei- bzw. dreidimensional
AD-Wandler	Analog-Digital-Wandler
AGR	Architectural Gear Ratio
ATP	Adenosintriphosphat
B-Mode	Brightness-Mode
CE	Kontraktiler Element
D	Dämpfungselement
DMS	Dehnungsmessstreifen
DTI	Diffusion Tensor Imaging
FL	Faserlänge
FT	Fast-Twitch-Fasern
FW	Faserwinkel
GAL	m. gastrocnemius lateralis
GAM	m. gastrocnemius medialis
KMP	Kraftmessplatte
KSÜ	Knochen-Sehnen-Übergang
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
MVC	Maximum Voluntary Contraction – Maximale willkürliche Kontraktion
OSG	oberes Sprunggelenk
PCSA	Physiologischer Muskelquerschnitt
PE	Parallelastisches Element
SD	Standardabweichung
SE	Serienelastisches Element
SOL	m. soleus
ST	Slow-Twitch-Fasern
VK	Variationskoeffizient

Allgemeine Bezeichnungen

a, b	HILL-Parameter
A_{phys}	Physiologischer Muskelquerschnitt
Ca^{2+}	Calcium-Ionen
F	Kraft
F_0	Anfangskraft zu Beginn der Kontraktion
F_{Faser}	Faserkraft
F_{Last}	Widerstandskraft der Last

F_{Max}	Isometrische Maximalkraft
F_{Mess}	Gemessene Maximalkraft
F_{Muskel}	Muskelkraft
F_Z	Streckkraft
h_Z	Schlittenposition
l / l_{Muskel}	Muskellänge
l_0	Muskelausgangslänge
l_{Faser}	Muskelfaserlänge
l_S	Sarkomerausgangslänge
Δl	Muskellängenänderung
n	Anzahl der Messwertpaare bzw. Anzahl der Probanden
P	Leistung
t	Zeit
v / v_{Muskel}	Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels
v_{Faser}	Verkürzungsgeschwindigkeit der Muskelfaser
v_{Max}	Maximale Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels
x_{i1}, x_{i2}	Messergebnisse der Muskelarchitekturparameter bei der Kontrollmessung
α_F	Muskelfaserwinkel (in Bezug zur Kraftwirkungslinie des Muskels)
$\alpha_{F,Mess}$	Mittels Ultraschall gemessener Muskelfaserwinkel
β_A	Aponeurosenwinkel (in Bezug zur Kraftwirkungslinie des Muskels)

Geometriemodell des Fußes und des oberen Sprunggelenks

c	Sohlenlänge (Calcaneus bis Kleinzehengrundgelenk)
d	Calcaneus-Offset (Fersenhöhe)
e	Hilfsstrecke zur Berechnung von ρ
f	Spannlänge
h	Calcaneushebel
h_Z	Schlittenabstand bei vorgegebenem Sohlenwinkel
l_T, l_F, l_{MTC}	Tibiallänge, Femurlänge, Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes
M_F	Gelenkmoment
z	Abstand zwischen Ballen- und Kniegelenkzentrum
z_B	Balkenbreite
$z_F, z_{\bar{F}}$	Ballen-Offset, Abstand Drehzentrum Ballen bis Balken
z_H	Hüft-Offset (Trochanter bis Sitzkante)
α	Winkel zwischen Calcaneushebel und Kraftwirkungslinie des Muskels

β	Winkel zwischen Calcaneushebel und Tibia
γ	Winkel zwischen der Spannlänge f und der Kraftwirkungsrichtung F_z
θ_F, θ_S	Spannwinkel, Sohlenwinkel
ρ, ε, μ	Hilfswinkel zur Berechnung des Sohlenwinkels
η	Winkel zwischen der Spannlänge f und dem Calcaneushebel h

Muskelmodell der Plantarflexoren

$\alpha_{F,0}$	Startwert des Muskelfaserwinkels für die Iteration
$F_{TSU}, F_{TSU,Max}$	Kraft bzw. Maximalkraft des m. triceps surae
$F_{MTC}, F_{MTC,Max}$	Kraft bzw. Maximalkraft des Muskel-Sehnen-Komplexes
$l_{MTC}, l_{MTC,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge des Muskel-Sehnen-Komplexes
v_{MTC}	Geschwindigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes
ρ_{MTC}	Prozentualer Anteil des PCSA der Muskeln am m. triceps surae
$l_{MUSKEL}, l_{MUSKEL,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge des Muskels
v_{MUSKEL}	Geschwindigkeit des Muskels
d_{MUSKEL}	Muskeldicke
F_{CE} / F_F	Kraft der kontraktiven Komponente
$l_{CE} / l_F, l_{CE,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge der kontraktiven Komponente
v_{CE}	Geschwindigkeit der kontraktiven Komponente
F_{SE}	Kraft der serienelastischen Komponente
$l_{SE}, l_{SE,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge der serienelastischen Komponente
$l_{SE, F_{TSU,Max}}$	Sehnenlänge bei isometrischer Maximalkraft des m. triceps surae
v_{SE}	Geschwindigkeit der serienelastischen Komponente (Sehne)
k_{SE}	Elastizitätsparameter der serienelastischen Komponente (Sehne)
$l_{APO}, l_{APO,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge der Aponeurose
$l_{APO, F_{MTC,Max}}$	Aponeurosenlänge bei isometrischer Maximalkraft des Muskels
k_{APO}	Elastizitätsparameter der serienelastischen Komponente (Aponeurose)
$F_{PE}, F_{PE,Max}$	Kraft bzw. Maximalkraft der passiven Komponente
$l_{PE}, l_{PE,0}$	Länge bzw. Ausgangslänge der parallelelastischen Komponente
v_{PE}	Geschwindigkeit der parallelelastischen Komponente
k_{PE}	Elastizitätsparameter der parallelelastischen Komponente
w	Hälfte des Längenbereichs für die Entwicklung der kontraktiven Kraft
F_D, l_D, v_D	Kraft, Länge und Geschwindigkeit der Dämpfungskomponente

1 Einleitung und Motivation

Menschliche Bewegung ist der zentrale Forschungsgegenstand der Sportbiomechanik. Insbesondere das detaillierte Verständnis über die Entstehung von Bewegung weckt dabei das Interesse von Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftlern.

Allgemein wird Bewegung durch die Kontraktion von Skelettmuskeln ermöglicht. Die während der Kontraktion entwickelte Kraft wird über Gelenke auf die Gliedmaßen übertragen und führt im Zusammenspiel mit der Schwerkraft zur Bewegung der Extremitäten. Dabei sind die mechanischen Prozesse, die während einer Kontraktion im Inneren eines Muskels ablaufen deutlich komplexer, als diese Aneinanderreihung von Aktionen vermuten lässt. Insbesondere die Muskelmechanik spielt für die Kontraktionsdynamik und damit für die Kraftgeneration eine entscheidende Rolle und wird in hohem Maße durch die Geometrie – die Länge und Richtung der Fasern in Bezug zur Kraftwirkungsrichtung – des kontrahierenden Muskels bestimmt. Die kontraktilen Eigenschaften der Muskelfaser und die Muskelarchitektur bilden somit einen Schwerpunkt des Forschungsinteresses.

Die Messung von Muskelkräften und Kontraktionsverläufen beim Menschen an isolierten Muskeln ist ethisch jedoch nur schwer vertretbar. Spezifische Muskelmodelle (u. a. GORDON et al. 1966; HATZE 1977 und 1981; OTTEN 1988; ZAJAC et al. 1989; EPSTEIN & HERZOG 1989; HUIJING 1995; KRAMER 2012; SIEBERT et al. 2015) bieten eine Möglichkeit, Einblick in die im Inneren der Muskulatur ablaufenden Prozesse der Kraftentwicklung zu erhalten. Auf Basis bestimmter Architekturparameter (Muskellänge, Faserlänge und -winkel etc.) greifen sie die Muskelgeometrie auf, bilden das Kontraktionsverhalten ab und tragen so zum Verständnis der mechanischen Eigenschaften der inneren Strukturen bei. Die Parameter für die Modelle entsprechen soweit möglich und sinnvoll muskelphysiologischen Größen (WANK 2000). Nach GÜNTHER (1997) ist die Modellierung der Muskulatur für die Fragestellung nach dem Zustandekommen von Bewegung und der Bewegungskontrolle biologischer Wesen für die Biomechanik von zentraler Bedeutung.

Den Klassiker unter den Muskelmodellen bilden die so genannten HILL-Modelle (HILL 1953). Darin wird die Kraft der kontraktilen Komponente über die Muskelfasern bestimmt, die je nach Muskelgeometrie in Muskelwirkungsrichtung (fusiformer Muskel) oder in einem bestimmten Winkel zur Muskelwirkungsrichtung (unipennater Muskel) angeordnet sind. Die Muskelarchitektur ist für die Leistungsfähigkeit und die funktionelle Charakteristik des Skelettmuskels entscheidend. Kraftproduktion und Kontraktionsgeschwindigkeit eines Muskels werden durch sie maßgebend beeinflusst. Bei pennater Muskelstruktur wird die Kraft durch den Winkel zwischen Kraftwirkungsrichtung der Faser und Kraftwirkungsrichtung des Muskels, den so genannten Muskelfaserwinkel α_F , näherungsweise um den Faktor $\cos(\alpha_F)$ reduziert (NARICI 1999). In den klassischen HILL-Modellen wird bei unipennater Muskelgeometrie der Faserwinkel über den Kontraktionsverlauf hinweg als konstant angesehen. Zahlreiche Untersuchungen zeigen jedoch, dass dies nicht der eigentlichen Kontraktionsdynamik entspricht. Der Faserwinkel ändert sich systematisch in Abhängigkeit von der Muskellänge (Gelenkwinkelstellung) und der Kraftproduktion (Kontraktionsintensität) bei isometrischen und

konzentrischen Kontraktionen (WAGEMANS & VAN LEEMPUTTE 1989). In bisherigen Untersuchungen konnten bei Kontraktion teilweise Vergrößerungen des Faserwinkels um das 2.5-fache des initialen Winkels festgestellt werden (z. B. NARICI et al. 1996).

Muskelverkürzungen, die bei alltäglichen Bewegungen wie dem Gehen, Laufen oder dem Zehenstand beobachtet werden, wären ohne einen dynamischen Verlauf des Faserwinkels nicht realisierbar. Verkürzt sich eine Faser und ändert gleichzeitig ihren Ansatzwinkel, führen beide Effekte gleichermaßen zu unabhängigen, sich addierenden Längenänderungen (HUIJING 1994). Die genannten Beispiele rechtfertigen, dass die Aufmerksamkeit in dieser Arbeit speziell auf die Muskelgruppe des m. triceps surae gelegt wird, da dessen drei Muskeln m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis und m. soleus, nach ARAMPATZIS et al. (2006) und BOLSTERLEE et al. (2016) wichtige Muskeln der unteren Extremität für tägliche und intensive Aktivitäten darstellen.

Trotz der nachweislichen Abhängigkeit der Faserlänge und des Faserwinkels von der Gelenkwinkelstellung und damit von der Ausgangslänge des betrachteten Muskels, sowie von der Kontraktionsintensität, bemerkten bereits EPSTEIN & HERZOG (1998), dass in den meisten Muskelmodellen der Faserwinkel in Abhängigkeit von Kraft und Muskellänge nicht bekannt ist bzw. nicht berücksichtigt wird. An dieser Tatsache hat sich nach aktuellem Wissenstand bis heute, nicht zuletzt aufgrund fehlender zuverlässiger Parameter für die Modellierung eines dynamischen Muskelfaserverlaufs, kaum etwas geändert. Es gibt nur wenige Arbeiten, die sich mit dem dynamischen Faserwinkel im Muskel befassen (WAGEMANS & VAN LEEMPUTTE 1989; KRAMER 2012; LEE et al. 2013).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist deshalb einerseits die Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter Faserlänge, Faserwinkel und Muskeldicke des m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis und des m. soleus in Abhängigkeit der Gelenkwinkelstellung (50° - 130° Sohlenwinkel) und der Kontraktionsintensität (0-100 % der maximal willkürlichen Kontraktion (MVC)), andererseits deren Implementierung in ein komplexes Muskelmodell für unipennate Architektur. Dabei soll ein dynamischer Muskelfaserverlauf bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen der Plantarflexoren dargestellt werden, wodurch die Veränderungen der Muskelgeometrie sowohl veranschaulicht als auch mathematisch beschrieben werden. Auf Basis der gemessenen Architekturparameter soll der Frage nachgegangen werden, ob sich das Kontraktionsverhalten bei isometrischen Plantarflexionen auf das Verhalten bei konzentrischen Kontraktionen übertragen lässt und ob anhand isometrischer Messwerte das konzentrische Kontraktionsverhalten modelliert werden kann. Die Berechnungen des Modells liefern den Zusammenhang zwischen Muskelfaserwinkel, Muskelfaserlänge und Muskelfaserkraft, der für die Formulierung einer allgemeingültigen Gesetzmäßigkeit zur Bestimmung des Faserwinkels in Abhängigkeit der Faserlänge und -kraft genutzt werden soll.

Simulationsergebnisse sind stark von den eingesetzten Parametern abhängig. Zuverlässige und realitätsnahe Parameter sind für das Modellieren unausweichlich und stellen die Grundlage für eine erfolgreiche Abbildung der Realität der Bewegung dar. Präzise Informationen über die Veränderungen der Muskelarchitekturparameter bei der Kontraktion sind essentiell für eine exakte und realitätsnahe Modellierung der Kontraktionsdynamik (ZAJAC 1989). Um die

biomechanischen und architektonischen Eigenschaften durch die im Muskelmodell enthaltenen Parameter bestmöglich repräsentieren zu können, werden diese zunächst mittels Ultraschall bei kontinuierlicher Erfassung des Kontraktionsverlaufs quantifiziert. Ultraschall als hochauflösendes, bildgebendes, aber nicht invasives Verfahren ist insbesondere bei (uni)pennaten Muskeln bereits seit einigen Jahren ein valides und reliables Mittel zur Bestimmung der Veränderung von Faserlänge und Faserwinkel bei willkürlichen Kontraktionen (u.a. HENRIKSSON-LARSEN et al. 1992; KAWAKAMI et al. 1993; NARICI et al. 1996; FUKUNAGA et al. 1997a/b; KONGSGAARD et al. 2011; KWAH et al. 2013).

Einflussfaktoren wie die Muskelarchitektur, Sehnen und Aponeurosen machen eine Bestimmung der Muskeldynamik während der Kontraktion bei alleiniger Betrachtung des gemessenen Gelenkmoments jedoch unmöglich. Über ein Geometriemodell des menschlichen Fußes werden Gelenk- und Muskelmomenthebel zur Berechnung der Muskelkräfte berücksichtigt. Anhand der in vivo ermittelten Architekturparameter können dann aus den gemessenen Zeitverläufen von Kraft und Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes die kontraktile und serienelastischen Elemente über das Muskelmodell iterativ berechnet werden, wodurch sich Aussagen über die Kontraktionsdynamik treffen lassen. Um die Ergebnisse der Modellierung zu optimieren, wurden im Modell die spezifischen Eigenschaften der drei hauptsächlich an der Plantarflexion beteiligten Muskeln des *m. tricipes surae* berücksichtigt, um die fehlende Integration eines dynamischen Muskelfaserwinkelverlaufs in ein Muskelmodell (u. a. GÜNTHER & RUDER 2003) nachzuholen und so die Realität der Muskelkontraktion besser zu beschreiben.

Die vorliegende Arbeit beinhaltet die Grundlagen der Muskelphysiologie und der Biomechanik der Muskelkontraktion (Kapitel 2), die für das Verständnis der Muskelmodellierung entscheidend sind und beschreibt die wichtigsten Eigenschaften der im Muskelmodell integrierten Komponenten des Muskel-Sehnen-Komplexes. Etwas ausführlicher wird auf das Muscle Gearing eingegangen, das die Fähigkeit pennater Muskulatur beschreibt, durch variable Formveränderungen und Anpassungen der Muskelgeometrie, flexibel auf die Kontraktionsanforderungen zu reagieren.

In Kapitel 3 werden der Messaufbau sowie die Versuchsdurchführung und -auswertung beschrieben und die Ergebnisse der Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter des *m. tricipes surae* bei unterschiedlichen Kontraktionsbedingungen dargestellt.

Bei der Beschreibung der Modelle in Kapitel 4 wird zwischen einem trigonometrischen Geometriemodell der probandenspezifischen Fußgeometrie und dem eigentlichen Muskelmodell für unipennate Muskeln zur Modellierung der Plantarflexionen unterschieden.

Die Modellierungen in Kapitel 5 stellen exemplarisch isometrische und konzentrische Kontraktionsverläufe dar und gehen vertieft auf das Muscle Gearing ein. Darüber hinaus bilden sie die Grundlage für die Beschreibung einer Gesetzmäßigkeit zur Bestimmung des Faserwinkels in Abhängigkeit von der Faserlänge und der Faserkraft.

Die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit ermöglichen mittels kontinuierlicher Ultraschallfassung der Änderungen von Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel während der Kontraktion die Darstellung der Kontraktionsdynamik aller drei Muskeln des *m. tricipes surae*.

Dabei werden die Architekturparameter über das komplette Spektrum der Kontraktionsintensität und der möglichen Gelenkwinkelstellungen im oberen Sprunggelenk beschrieben. Die gefundenen Zusammenhänge zwischen Gelenkwinkelstellung, Kontraktionsintensität und Muskelgeometrie werden in ein Muskelmodell implementiert und darauf aufbauend können erste Aussagen über einen Vergleich der Kontraktionsdynamik bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen und über das Muscle Gearing getroffen werden.

2 Muskelphysiologie und Biomechanik der Muskelkontraktion

Die maßgebliche Funktion der Skelettmuskulatur ist die Kraftproduktion und damit das Erzeugen von Bewegung. Neben der Muskulatur spielen auch passive Strukturen im und um den Muskel, wie beispielsweise Bindegewebe und Sehnen, ebenso wie die Muskelaktivierung eine entscheidende Rolle für die Form und Funktion des Muskels (EPSTEIN & HERZOG 1998). Die Skelettmuskulatur kann willentlich kontrolliert werden und sich bei Stimulation durch einen Nerv verkürzen. Die Verkürzung eines Muskels und die damit verbundene Kraftproduktion werden als Muskelkontraktion bezeichnet. Bei der Kontraktion kann der Muskel entweder große Kräfte entwickeln oder sich mit hoher Geschwindigkeit bzw. über große Strecken verkürzen. Dabei haben die Muskelarchitektur und die Verteilung der Muskelfasertypen entscheidenden Einfluss.

Im nachfolgenden Kapitel werden die Grundlagen für das Verständnis der späteren Ausführungen zur Modellierung der Muskelkontraktionen geschaffen und die wichtigsten Eigenschaften der im Muskelmodell integrierten Komponenten des Muskel-Sehnen-Komplexes beschrieben. Zum Aufbau, den physiologischen Eigenschaften der Skelettmuskulatur und zur Entstehung von Bewegung soll im Rahmen dieser Arbeit jedoch lediglich ein kurzer Überblick gegeben werden.

2.1 Aufbau der Skelettmuskulatur und Biomechanik der Muskelkontraktion

Die Skelettmuskulatur folgt einem einheitlichen, hierarchischen Aufbau (Abb. 2.1). Der gesamte Muskel ist vom so genannten Epimysium, einer Bindegewebeschicht, umgeben. Die nächst kleinere Struktur, das Muskelfaserbündel umfasst mehrere Muskelfasern und ist vom Perimysium ummantelt. Eine andere Bezeichnung für ein Faserbündel ist das Faszikel. Die einzelne Muskelfaser wird vom Endomysium umgrenzt, das die Fasern mit dem Faszikel verbindet. Aufgrund dieser Verbindung gelten für die einzelnen Muskelfasern vergleichbare architektonischen Eigenschaften wie für die Faszikel. Muskelfasern bestehen wiederum aus parallel und seriell angeordneten Myofibrillen, die ihrerseits zahlreiche Sarkomere enthalten. Diese sich wiederholenden Strukturen sind die eigentlichen kontraktile Einheiten des Skelettmuskels. Sarkomere sind durch Zwischenscheiben (Z-Scheiben) voneinander getrennt und enthalten dicke (Myosin) und dünne (Aktin) Eiweißfilamente. Bei der Kontraktion des Muskels, der Kraftproduktion, verkürzen sich die Sarkomere unter Energieverbrauch. Der molekulare Mechanismus der Kraftproduktion kann durch den Querbrückenzyklus von HUXLEY (1957) und das Filamentgleiten erklärt werden. An dieser Stelle werden nur die wesentlichen Punkte der Theorie von HUXLEY aufgegriffen. Die Myosinköpfe binden an die Aktinfilamente und bilden dadurch Querbrücken. Das Filamentgleiten und die Krafterzeugung entstehen durch die Rotation der Myosinköpfe, bei der die dünnen Aktinfilamente gegen die dicken Filamente in Richtung des Sarkomerzentrums verschoben werden (Kraftschlag). Die Z-Scheiben nähern sich einander an – das Sarkomer verkürzt sich.

Nach der Bindung von Adenosintriphosphat (ATP) an die Myosinköpfe lösen sich die Querbrücken vom Aktin und es können durch das Binden des Myosinköpfchens an der nächsten Bindungsstelle des Aktins neue Querbrücken entstehen. Dieser Kontraktionszyklus wird fortgesetzt solange ATP zur Verfügung steht. Durch die Aneinanderreihung der Sarkomere und das sich ständige Wiederholen von Verbinden, Ziehen und Lösen der Myosinköpfchen am Aktinfilament, kommt es in Summe zu einer Verkürzung der Muskelfaser.

Über die serien- und parallelelastischen Strukturen (Kapitel 2.4.1 und 2.4.2) (z. B. Sehne und Bindegewebe) wird die bei der Kontraktion erzeugte Kraft auf das Skelettsystem übertragen und führt letztlich zur Bewegung der einzelnen Gliedmaßen.

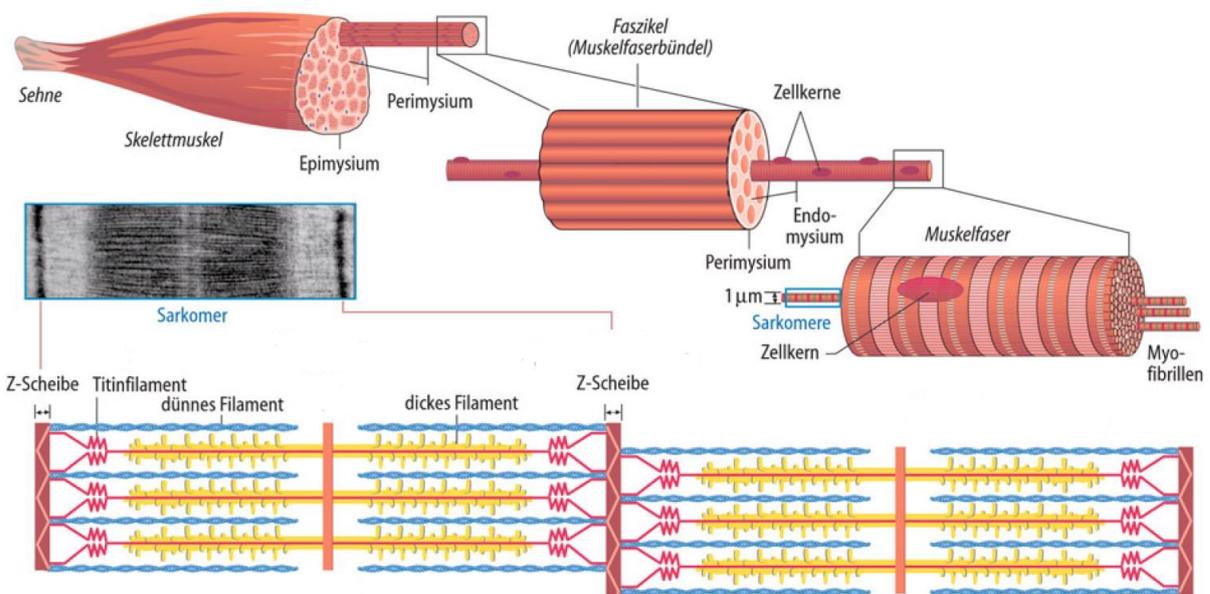


Abb.2.1: Hierarchischer Aufbau eines Skelettmuskels und makroskopische Struktur des Sarkomers (aus SCHMIDT et al. 2010, mit Genehmigung von SPRINGER NATURE).

2.2 Muskelarchitektur

Die übergeordnete Aufgabe des Skelettmuskels Kraft zu generieren, spezifiziert sich weiter in die Produktion hoher Kräfte bzw. in die Erzeugung hoher Verkürzungsgeschwindigkeiten. Form, Größe und Architektur des Muskels hängen dabei maßgeblich von der zu erfüllenden Aufgabe ab. Dabei wird die makroskopische Anordnung der Muskelfasern im Muskel in Anlehnung an BLAZEVIČ (2006) als Muskelgeometrie bezeichnet und häufig über die Faserlänge, den Faserwinkel in Bezug zur Kraftwirkungslinie und den physiologischen Muskelquerschnitt (PCSA) charakterisiert (BOLSTERLEE et al. 2018). Die Muskelarchitektur drückt die gesamte Muskelstruktur inklusive der Muskelgeometrie, der Muskellänge und des Muskelvolumens aus. Die entsprechende Muskelarchitektur ist für jeden Muskel charakteristisch und hat einen erheblichen Einfluss auf dessen Kraftproduktion (ROY & EDGERTON 1992; HUIJING 1992). Der PCSA und die Architekturparameter Faserlänge und Faserwinkel sind muskelspezifisch und für die jeweilige Funktion des Muskels optimiert (GANS & GAUNT 1991).

Den meisten Muskeln ist der grundsätzliche Aufbau durch eine bestimmte Anzahl parallel angeordneter Muskelfasern mit einer durchschnittlichen Faserlänge gemeinsam, die in eine Aponeurose (Sehnenplatte) münden. Die Aponeurose geht jeweils in Ansatz- und Ursprungssehne(n) über, die am Skelett fixiert sind (WANK 2000). Unterschieden wird die Skelettmuskulatur hauptsächlich in zwei grundlegende Formen in Bezug auf die Anordnung der Muskelfasern im Verhältnis zur Sehne: Den parallelfaserigen (fusiformen) und den pennaten Architekturtypen. Bei fusiformer Muskelarchitektur liegen die Muskelfasern (nahezu) parallel zur Wirkungslinie des Muskels (JONES et al. 1989). Sind die Muskelfasern in einem bestimmten Winkel relativ zur Muskelwirkungslinie angeordnet, spricht man von einer pennaten Muskelstruktur. Je nach Anzahl der unterschiedlichen Faserrichtungen wird der pennate Architekturtyp weiter in uni-, bi- oder multipennate Muskeln differenziert.

Die einzelnen Muskelarchitekturtypen unterscheiden sich wesentlich in ihren physiologischen und biomechanischen Eigenschaften. Bei fusiformer Struktur stimmen anatomischer und physiologischer Querschnitt des Muskels überein und die Muskelkraft kann über

$$F_{Muskel} = \sum F_{Faser} \quad (1)$$

bestimmt werden. Bei Muskeln mit pennater Struktur verläuft die Faserachse und so die Wirkungsrichtung der Kraft, in einem deutlichen Winkel α_F , dem Muskelfaserwinkel, in Bezug zur Kraftwirkungsrichtung des Muskels (Abb. 2.2) (Anatomischer Querschnitt \neq physiologischer Querschnitt). Die Kraft, die bei Kontraktion auf die Sehne wirkt, ist entsprechend um den Faktor $\cos(\alpha_F)$ geringer als die Summe der Kraft der einzelnen Fasern. Für die Berechnung der eigentlichen Kontraktionskraft des Muskels muss der Muskelfaserwinkel zu jedem Zeitpunkt bekannt sein, wobei Formel (2) sicher nur eine grobe, theoretische Näherung der eigentlichen Muskelkraft F_{Muskel} darstellt. Aufgrund des sigmoidalen Faserverlaufs und des Anschmiegens der Faser an die Aponeurose wird die auf die Sehne übertragene Kraft durch die Fiederung deutlich weniger reduziert, als der Faktor $\cos(\alpha_F)$ suggeriert, wodurch zu große Kraftverluste vermieden werden.

$$F_{Muskel} = \sum (F_{Faser} \cdot \cos(\alpha_F)) \quad (2)$$

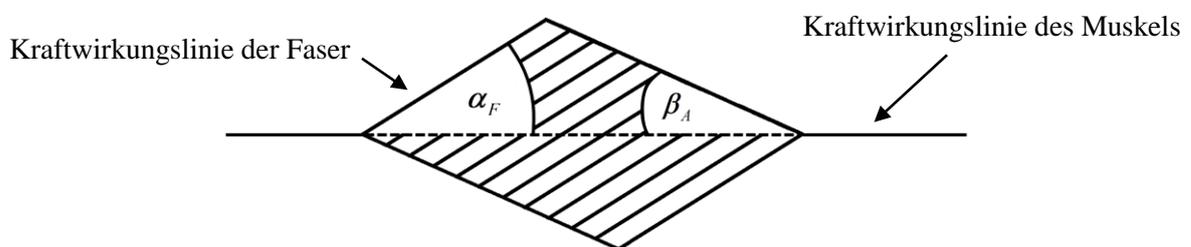


Abb.2.2: Pennate Muskelstruktur mit Faserwinkel α_F und Aponeurosenwinkel β_A , Kraftwirkungsrichtung des Muskels und der Faser (mit Genehmigung modifiziert nach EPSTEIN & HERZOG 1998).

In vielen Situationen ist es erforderlich zu wissen, wie sich die Geometrie des Muskels während der Kontraktion ändert, da diese Veränderungen die Kraftproduktion des Muskels direkt beeinflussen (EPSTEIN & HERZOG 1998). Im einfachsten Fall wird der Faserwinkel während

der Kontraktion als konstant angenommen. Allerdings gibt es zahlreiche Belege dafür (u. a. Tabellen 2.1-2.3) und auch die Ergebnisse dieser Arbeit (Kapitel 3.3) zeigen, dass der Faserwinkel bei Kontraktion nicht konstant ist.

Zusammengefasst bestehen die wesentlichen Unterschiede der Muskelarchitekturtypen in der Anzahl der parallel liegenden Fasern, der Länge der Muskelfasern (Anzahl der Sarkomere), dem physiologischen Muskelquerschnitt und eben dem Faserwinkel in Bezug zur Wirkungslinie des Muskels (LIEBER & FRIDÉN 2000; MAIRET et al. 2006). Diese Muskelarchitekturparameter spezialisieren den Muskel auf Kraft oder Geschwindigkeit (WICKIEWICZ et al. 1983), wobei der Übergang fließend ist. Während fusiforme Muskeln aufgrund ihrer geringen Anzahl parallel angeordneter Muskelfasern und ihrer günstigen Relation von Muskellänge zu Faserlänge große Längenänderungen (Hub) und höhere Kontraktionsgeschwindigkeiten bei vergleichbarer Kraft erreichen können, entwickeln pennate Muskeln durch die kürzeren Muskelfasern und den größeren physiologischen Querschnitt deutlich höhere Kräfte bei geringerem Hub und niedrigerer Verkürzungsgeschwindigkeit. Je größer der Muskelfaserwinkel, desto mehr Muskelfasern können parallel an den tendinösen Strukturen arrangiert werden und desto größer ist der physiologische Querschnitt und damit die Kraftproduktion bei der Kontraktion (u. a. RUTHERFORD & JONES 1992; MAGANARIS et al. 1998; NARICI 1999). Trotz der weniger effizienten Kraftübertragung durch die Sehne auf das Skelettsystem, bedingt durch die schräge Anordnung der Muskelfasern, ist die entwickelte Kraft dennoch höher als bei fusiformer Muskelstruktur (WANK 2000). Entsprechend den obigen Ausführungen unterscheiden sich auch die Kraft-Längen- bzw. Kraft-Geschwindigkeits-Verläufe fusiformer und pennater Muskeln (Abb. 2.3).

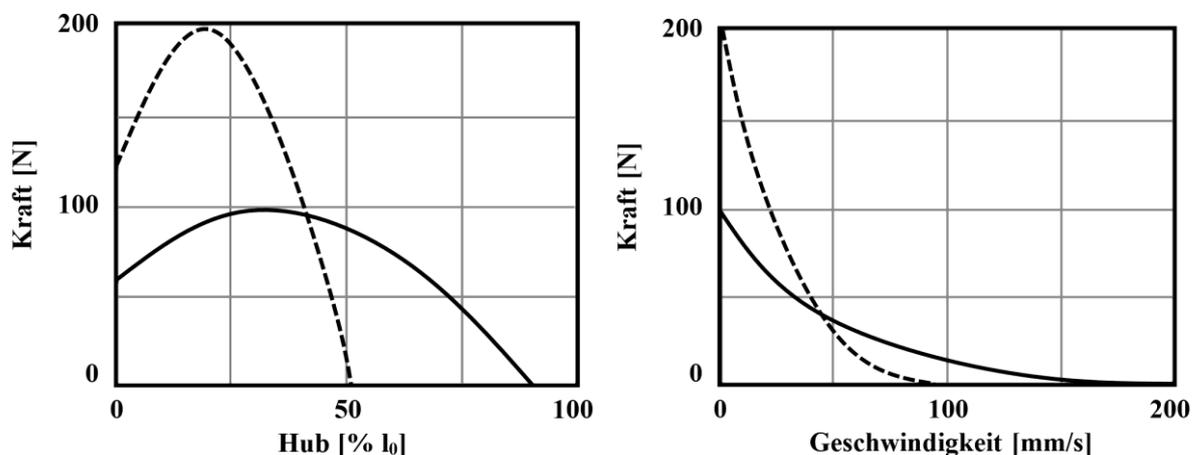


Abb.2.3: Links Kraft-Hub-Diagramm und rechts Kraft-Geschwindigkeits-Diagramm von fusiformen (Volllinie) und pennaten Muskeln (Strichlinie) (modifiziert nach MCARDLE et al. 2010, mit Genehmigung von WOLTERS KLUWER HEALTH).

Anhand eines Muskels mit identischem Volumen wird der Einfluss der Muskelarchitekturparameter bei Änderung der Faserlänge, des Faserwinkels und des physiologischen Querschnitts auf das Kontraktionsverhalten dargestellt. Bei doppelt so langen Fasern, jedoch nur halb so großem Querschnitt von Muskel A im Vergleich zu Muskel B, erreichen beide die gleiche maximale Leistung. Längenänderung und Kontraktionsgeschwindigkeit sind bei Muskel A deutlich größer als bei Muskel B, während Muskel B mehr Kraft erzeugt. Beim unipennaten

Muskel C sind die Fasern in einem konstanten Winkel von $\alpha_F = 30^\circ$ zur Kraftwirkungsrichtung angeordnet (vierfacher physiologischer Querschnitt und ein Viertel der Faserlänge). Muskel C erreicht die mit Abstand größte Kraft bei der geringsten Längenänderung und der niedrigsten Kontraktionsgeschwindigkeit (WANK 2000).

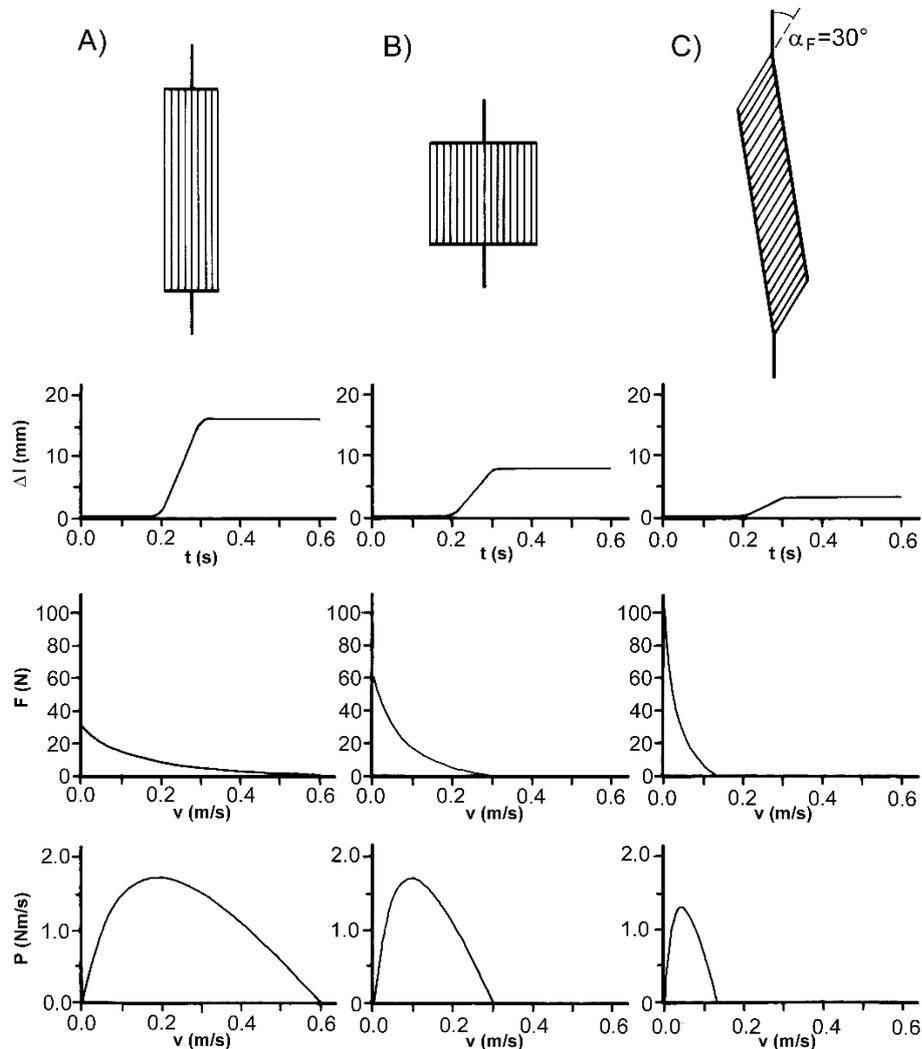


Abb.2.4: Einfluss von Muskelfaserlänge, -winkel, und physiologischem Querschnitt auf das Kontraktionsverhalten eines Muskels mit identischem Volumen. Muskel A (fusiform): $A_{phys} = 1 \text{ cm}^2$, $l_{Faser} = 4 \text{ cm}$; Muskel B (fusiform): $A_{phys} = 2 \text{ cm}^2$, $l_{Faser} = 2 \text{ cm}$; Muskel C (unipennat): $A_{phys} = 4 \text{ cm}^2$, $l_{Faser} = 1 \text{ cm}$, $\alpha_F = 30^\circ$ (aus WANK 2000).

Das obige Beispiel verdeutlicht, dass insbesondere der Muskelfaserwinkel sowohl die Muskelkraft als auch die Kontraktionsgeschwindigkeit und den Hub entscheidend beeinflusst. Neben dem Verlust an Kraft in Form von auftretenden Zwangskräften, verläuft auch ein Teil des Kontraktionsweges quer zu den Aponeurosen, so dass die Anordnung der Muskelfasern schräg zur Muskelwirkungslinie aus energetischer Sicht ungünstig erscheint (WANK 2000). Im Widerspruch dazu steht, dass die meisten Muskeln pennater Struktur sind (WARD et al. 2009; ENG et al. 2018). Zahlreiche Untersuchungen befassen sich dadurch motiviert mit der Veränderung und der Quantifizierung des Muskelfaserwinkels (u. a. HUIJING et al. 1985 und 1994; SCOTT & WINTER 1991; KAWAKAMI et al. 1993; FUKUNAGA et al. 1997a/b; MAGANARIS

& BALZPOULOS 1999; HODGES et al. 2003; KAWAKAMI et al. 2006; MANAL et al. 2006; SHIN et al. 2009; KRAMER 2012; Tabellen 2.1-2.3). Der Faserwinkel bleibt jedoch bislang in der Muskelmodellierung noch weitestgehend unberücksichtigt (u. a. HATZE 1977; BOBBERT et al. 1986; GÜNTHER 1997; PROCHEL 2009) oder wird häufig als konstant angenommen (u. a. ZAJAC 1989; DELP 1990; HOY et al. 1990; HUIJING 1992 und 1995; WANK 2000; ARNOLD et al. 2010; SARAEWAT et al. 2010; LEE 2015) obwohl empirische Daten der oben genannten Studien diese Annahme eindeutig widerlegen. WAGEMANS & VAN LEEMPUTTE (1989) erkannten, dass sich der Faserwinkel systematisch in Abhängigkeit von Muskellänge (Gelenkwinkelstellung) und Kraftproduktion (Kontraktionsintensität) bei isometrischen Kontraktionen ändert. Dieser dynamische Muskelfaserwinkelverlauf wird jedoch nicht zuletzt aufgrund von mangelnder Datenlage in den meisten Muskelmodellen fälschlicherweise nur als konstante Größe berücksichtigt. Die Aussage von EPSTEIN & HERZOG (1998), dass in den meisten Muskel-Skelett-Modellen der Faserwinkel als Funktion von Kraft und Muskellänge nicht bekannt ist, hat bis heute Gültigkeit. Um das große Forschungsinteresse in dieser Thematik besser einordnen zu können, sollen die Zusammenhänge und Folgerungen eines dynamischen Faserwinkelverlaufs überblicksartig zusammengefasst werden.

Aufgrund der Volumenkonstanz des Muskels und dem isovolumetrischen Verhalten der Fasern (BASKIN & PAOLINI 1967) erhöht sich der Faserdurchmesser bei Verkürzung. Die Verkürzung der Faser geht notwendigerweise mit einer Ausdehnung des Muskels in eine oder mehrere Richtungen einher. Durch die Verdickung der Muskelfasern während der Kontraktion entstehen Querkräfte, die dazu führen, dass die Fasern rotieren und sich der Faserwinkel in Abhängigkeit von der Faserlänge und von der wirkenden Kraft vergrößert (HOPPE 1982), was zu einem Kontraktionsweggewinn führt. Nach den Ausführungen von WANK (2000) wirkt sich der oben angesprochene Energie- und Wegverlust aufgrund der schrägen Faserorientierung in Realität deutlich geringer aus. Dennoch geht Energie durch die Dehnung von Bindegewebe während des Kontraktionsprozesses verloren, da das Gesamtvolumen des Muskels aufgrund der geringen Komprimierbarkeit des Faserlumens nahezu konstant bleibt. Auch wenn die schräge Anordnung der Fasern gewisse Kraftverluste mit sich bringt, ermöglicht ein größerer Faserwinkel eine größere Anzahl an parallel liegenden kontraktile Fasern und damit einhergehend eine größere Muskelkraft. Diese Annahme wird durch Studien belegt, die im hypertrophierten Muskel größere Faserwinkel bei kürzeren Muskellängen nachweisen konnten (ABE et al. 2000; AAGAARD et al. 2001; KAWAKAMI et al. 2006). Faserwinkel sind zudem sowohl muskel- als auch geschlechtsspezifisch sowie altersabhängig (BINZONI et al. 2001; KANEHISA et al. 2003; KAWAKAMI et al. 2006;). Ein guter Überblick über die Einflussfaktoren und Abhängigkeiten des Muskelfaserwinkels findet sich in BLAZEVIČ (2006).

Der technische Fortschritt ermöglicht in vivo Messungen zur Erfassung der Muskelarchitektur mittels Ultraschall oder Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT), wo bis in die 90er Jahre Informationen über die Muskelarchitektur ausschließlich an Kadavern (u. a. ALEXANDER & VERNON 1975; WICKIEWICZ et al. 1983 und 1984; FRIEDRICH & BRAND 1990; SPOOR et al. 1991) gewonnen werden konnten. Die Aussagekraft und Übertragbarkeit der Ergebnisse von Kadavern auf den lebenden Menschen ist allerdings mehr als fraglich und durch einige Einschränkungen, wie beispielsweise den Fixierungsprozess, das Alter der Verstorbenen und der

fehlenden Möglichkeit der Messung einer aktiven Kontraktion, sehr begrenzt (u. a. YAMAGUCHI et al. 1990; RUTHERFORD & JONES 1992; KAWAKAMI et al. 1993).

Nach diesen allgemein gehaltenen Informationen zu den Architekturtypen und ihren Eigenschaften wird im Folgenden die Muskelarchitektur des m. triceps surae, der Gegenstand der vorliegenden Untersuchung ist, mit den integrierten Muskeln m. gastrocnemius lateralis (GAL), m. gastrocnemius medialis (GAM) und m. soleus (SOL) detaillierter vorgestellt (Tab. 2.1-2.3). Die Anatomie des m. triceps surae umfasst drei separate Teilmuskeln, die über die jeweilige Aponeurose in eine gemeinsame Sehne führen (BOJSEN-MØLLER et al. 2004). Diese einzigartige anatomische Konfiguration ermöglicht es drei Muskeln zur Kraftentwicklung an der Achillessehne beizutragen. Die Muskeln des m. triceps surae bilden damit zusammen den größten Synergisten für die Plantarflexion (MURRAY et al. 1976; FUKUNAGA et al. 1997) und tragen aufgrund ihres großen physiologischen Querschnitts maßgeblich zur Kraftproduktion bei (FUKUNAGA et al. 1992). Nach WICKIEWICZ et al. (1983) macht der m. triceps surae 91 % des physiologischen Querschnitts aller Plantarflexoren aus, dennoch ist es möglich, dass andere Muskeln (bspw. m. plantaris, m. peroneus longus, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus und m. tibialis posterior) mit geringen Kräften zur Generierung des gemessenen Gelenkmoments beitragen (ARNDT et al. 1998), was zu einer leichten Überschätzung der Achillessehnenkraft führen würde. Der relative Beitrag der zweigelenkigen m. gastrocnemii und des eingelenkigen m. soleus wird vom jeweiligen physiologischen Querschnitt beeinflusst (NARICI et al. 1992; MORSE et al. 2005).

Tab.2.1: Überblick über die Muskelarchitekturparameter PCSA, Faserlänge und -winkel von GAL.

GAL	Muskelfaserlänge [mm]	Muskelfaserwinkel [°]	PCSA [cm ²]	Gelenkwinkelstellung OSG*	Studiendesign	Researcher
Ruhe	65±8; 56±8	12±2; 13±1	-	75°; 90°	Ultraschallstudie	KAWAKAMI et al. 1998
MVC	51±8; 47±7	15±2; 16±2	-	105°; 120°		
	46±8; 38±6	19±3; 24±4	-	75°; 90°		
	33±5; 30±6	28±5; 31±6	-	105°; 120°		
Ruhe	88±2.18	11.5±2.3	32.3	70°	Ultraschallstudie	MORSE et al. 2008
MVC	55±1.1	18.0±3.5		70°		
Ruhe	54-57	18-23	-	90°	Ultraschallstudie	KAWAKAMI et al. 2000
50 % MVC	36-39	26-35	-	90°		
Ruhe	44.6±8.2	12.6±2.8	-	90°	Ultraschallstudie	CHOW et al. 2000
Ruhe	-	13.9; 10.5	-	75°; 120°	Ultraschall mit 3D-Positionssensoren	RANA et al. 2013
60 % MVC	-	12.7; 12.9	-	75°; 120°		
MVC	46; 45; 41; 38; 32; 28	20; 24; 27; 29; 31; 32	-	70°; 80°; 90°; 100°; 110°; 120°	Ultraschallstudie	MAGANARIS 2003
Ruhe	63.2±10.7	11.2±1.5	-	90°	Ultraschallstudie	HÉROUX et al. 2016
25 % MVC	58.1	10.9	-	120°		
Ruhe	47.7±7.5	14.9±2.7	-	90°		
25 % MVC	53	17.5	-	120°		

* OSG = oberes Sprunggelenk

Die drei Muskeln weisen unterschiedliche Architektureigenschaften auf (u. a. WICKIEWICZ et al. 1983; FRIEDRICH & BRAND 1990) und erfüllen damit unterschiedliche funktionale Anforderungen bei Bewegung (KAWAKAMI et al. 1998). GAM besitzt aufgrund seiner kurzen Muskelfasern und großen Faserwinkel ein hohes Kraftpotential, während GAL die längsten Muskelfaserlängen der drei Synergisten erkennen lässt und damit prädestiniert ist für hohe Kontraktionsgeschwindigkeiten (z. B. HUIJING 1985). SOL umfasst den größten physiologischen Querschnitt bei großem Faserwinkel und kurzen Faserlängen, was ihn ähnlich wie GAM für die Kraftproduktion qualifiziert. Die Fasertypverteilung ist bei den beiden Gastrocnemii mit ca. 80 % Fast-Twitch (FT)-Fasern ähnlich, wohingegen SOL zu 90 % aus Slow-Twitch (ST)-Fasern besteht (WANK 2000). Die Tabellen 2.1 bis 2.3 geben einen Überblick über die Muskelarchitekturparameter der Muskeln von m. triceps surae bei gestrecktem Kniegelenk aus der einschlägigen Literatur.

Tab.2.2: Überblick über die Muskelarchitekturparameter PCSA, Faserlänge und -winkel von GAM.

GAM	Muskelfaserlänge [mm]	Muskelfaserwinkel [°]	PCSA [cm ²]	Gelenkwinkelstellung OSG	Studiendesign	Researcher
Ruhe	59±5; 52±7	22±2; 24±2	-	75°; 90°	Ultraschallstudie	KAWAKAMI et al. 1998
MVC	45±7; 40±5	27±3; 31±3	-	105°; 120°		
	38±6; 31±5	33±5; 40±4	-	75°; 90°		
	28±5; 26±4	46±6; 48±7	-	105°; 120°		
Ohne Angabe	47.70±6.84	25.04±4.05	-	90°	Ultraschallstudie	STENROTH et al. 2012
Ruhe	45.2±8.8	14.0±3.2	-	90°	Ultraschallstudie	CHOW et al. 2000
Ruhe	57.0±3.0	15.8±2.0	42.1	90°	Ultraschallstudie	NARICI et al. 1996
	50.8±3.6	17.3±2.6	46.5	110°		
MVC	34.0±1.5	27.7±2.3	63.5	150°		
	32.9±2.6	35.3±4.1	62.5	110°		
Ruhe	-	14.4; 16.4	-	75°; 120°	Ultraschall mit 3D-Positionssensoren	RANA et al. 2013
60 % MVC	-	14.2; 17.9	-	75°; 120°		
Ruhe	54.6±6.6	15.8±3.3	-	80°	Ultraschall DTI*	BOLSTERLEE et al. 2015
MVC	52.8±10.5	52.8±10.5	-	80°		
Ruhe	56.6±11.7	21.6±4.5	-	90°	Ultraschallstudie	THOMAS et al. 2015
MVC	29.9±5.9	41.6±8.4	-	90°		
MVC	39; 34; 33; 29; 28; 25	30; 36; 41; 45; 48; 50	- - -	70°; 80°; 90°; 100°; 110°; 120°	Ultraschallstudie	MAGANARIS 2003
Ruhe	76.9±2.82 63.4±0.80	21.9±2.6 18.9±2.4	- -	90° (Läufer) 90° (nicht Aktive)	Ultraschallstudie	KARAMANIDIS & ARAMPATZIS 2004
Ruhe	52.2±8.2	16.6±2.3	-	90°	Ultraschallstudie	HÉROUX et al. 2016
25 % MVC	46.4	18	-	120°		
Ruhe	38.3±6.5	23.4±2.6	-	90°		
25 % MVC	33.8	28.3	-	120°		
Ruhe	54-57	18-23	-	90°	Ultraschallstudie	KAWAKAMI et al. 2000
MVC	36-39	26-35	-	90°		

* DTI = Diffusion Tensor Imaging: Bildgebendes Verfahren zur Messung der Diffusion der Wassermoleküle im Gewebe, welches gezielt die Richtungsabhängigkeit der Diffusion untersucht, um Informationen über die Mikrostruktur des Gewebes zu gewinnen.

Tab.2.3: Überblick über die Muskelarchitekturparameter PCSA, Faserlänge und -winkel von SOL.

M. soleus	Muskelfaserlänge [mm]	Muskelfaserwinkel [°]	PCSA [cm ²]	Gelenkwinkelstellung OSG	Studiendesign	Researcher
Ruhe	43±4; 38±4	19±3; 21±3	-	75°; 90°	Ultraschallstudie	KAWAKAMI et al. 1998
MVC	33±5; 29±5	25±3; 29±3	-	105°; 120°		
	31±4; 26±3	33±3; 40±4	-	75°; 90°		
	24±1; 23±2	45±3; 49±3	-	105°; 120°		
Ohne Angabe	40.67 ± 9.4	20.92 ± 5.82	-	90°	Ultraschallstudie	STENROTH et al. 2012
Ruhe	29.0±6.8	24.4±6.5	-	90°	Ultraschallstudie	CHOW et al. 2000
Ruhe	-	10.1; 9.3	-	75°; 120°	Ultraschall mit 3D-Positionssensoren	RANA et al. 2013
60 % MVC	-	9.1; 10.8	-	75°; 120°		
Ruhe	46.2±10.1 35.7±7.9	24.2±2.4 34.9±4.3	29.9 40.1	70° 110°	Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)-Studie	BOLSTER-LEE et al. 2018

2.3 Kontraktiler Element

Die makroskopischen Mechanismen der Muskelkontraktion wurden bereits in Kapitel 2.1 aufgezeigt und sollen nicht weiter vertieft werden. Es werden vielmehr übergeordnete Einflussgrößen vorgestellt, die das Kontraktionsverhalten beeinflussen. Aus der Muskelarchitektur jedes Muskels geht hervor, dass die einzelnen Muskeln des menschlichen Bewegungsapparates für ihre Aufgaben spezialisiert und optimiert sind. Die von einem Muskel entwickelte Kraft ist neben der Muskelarchitektur u. a. abhängig vom Aktivierungsgrad, der Fasertypverteilung, dem Kontraktionswiderstand, der Muskellänge und der momentanen Kontraktionsgeschwindigkeit (WANK 2000). Unabhängig von der Muskelarchitektur oder der Fasertypverteilung ist das Kontraktionsverhalten der Muskulatur von Muskelkennlinien geprägt, die das Kraft-Zeit-Verhalten, die Kraft-Längen-Relation und die Kraft-Geschwindigkeits-Relation abbilden. In diesen Zusammenhängen sind, bis auf die Fasertypverteilung, alle wichtigen Einflussgrößen der Muskelkontraktion enthalten. Obwohl sich die Kontraktionseigenschaften von Muskel zu Muskel unterscheiden, behalten die Muskelkennlinien ihren charakteristischen Verlauf (WANK 2000). Je nach Muskel erhalten die Kennlinien jedoch eine gewisse Spezifik, die wiederum charakteristisch für den jeweiligen Muskel ist.

Das hier beschriebene Muskelmodell wird nicht über die klassischen Muskelkennlinien in Form mathematischer Funktionen gesteuert, sondern geht vielmehr von muskelphysiologischen und architektonischen Parametern aus, die den Kontraktionsverlauf bestimmen. Die Kontraktionen, die zur Ermittlung dieser Parameter analysiert wurden, unterliegen jedoch den angesprochenen Muskelkennlinien, weswegen diese auch nicht unerwähnt bleiben sollen. Allerdings ist ihre Beschreibung auf die grundlegenden und für das Verständnis wichtigen Zusammenhänge begrenzt.

2.3.1 Muskelaktivierung

Bei willkürlichen Kontraktionen geht dem eigentlichen Kontraktionsprozess grundsätzlich die Entscheidung im Motorcortex voraus, die Bewegung tatsächlich ausführen zu wollen. Über α -Motoneuronen und deren Axone gelangen die ausgelösten Aktionspotentiale zu den motorischen Endplatten der Zielmuskulatur. Über chemische Transmitter wird das Aktionspotential der Motoneurone über Endplattenpotentiale in ein Muskelaktionspotential umgewandelt (ECKERT 2002) und löst eine Depolarisation der Muskelfasermembran aus. Die Depolarisation wird über das longitudinale (sarkoplasmatisches Retikulum) und transversale (T-Tubulus) System entlang des kompletten Muskels mit etwa 10-15 m/s bis in die Muskelfasern weitergeleitet (HOLLMAN & STRÜDER 2009) und bewirkt die Ausschüttung von Ca^{2+} -Ionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Sarkoplasma. Die Ca^{2+} -Konzentration wächst sprunghaft von 10^{-7} mol/l auf 10^{-6} mol/l an (HELLAM & PODOLSKY 1969) und führt zu einer Öffnung der Bindungsstellen für Myosin. Die Myosinköpfechen können so am Aktinfilament anheften und der Kontraktionsprozess in Form des Querbrückenzyklus kann vollzogen werden, wodurch sich die Kontraktionskraft erhöht (Kapitel 2.1).

Die Geschwindigkeit der Muskelaktivierung, sprich der Zeitversatz zwischen der Ankunft von Aktionspotentialen und der Kraftentwicklung, hängt von der Verteilung der Muskelfasertypen und der Temperatur ab. Langsame (ST-) Fasern benötigen mehr als die doppelte Zeit zum Aufbau der maximalen Muskelspannung wie schnelle (FT-) Fasern (WANK 2000). Die Ausführungen spiegeln sich in der so genannten Aktivierungskennlinie wider. Bei isometrischen Kontraktionen stellt der Kraftanstieg des Kraft-Zeit-Diagramms ein Maß für die Aktivierungsgeschwindigkeit dar. Muskeln mit einem hohen Anteil an FT-Fasern erreichen das Kraftmaximum deutlich früher als Muskeln mit einem hohen Anteil an ST-Fasern. Darüber hinaus kommt es bei schnellen Muskelfasern zu einem steileren Kraftanstieg (Abb. 2.5).

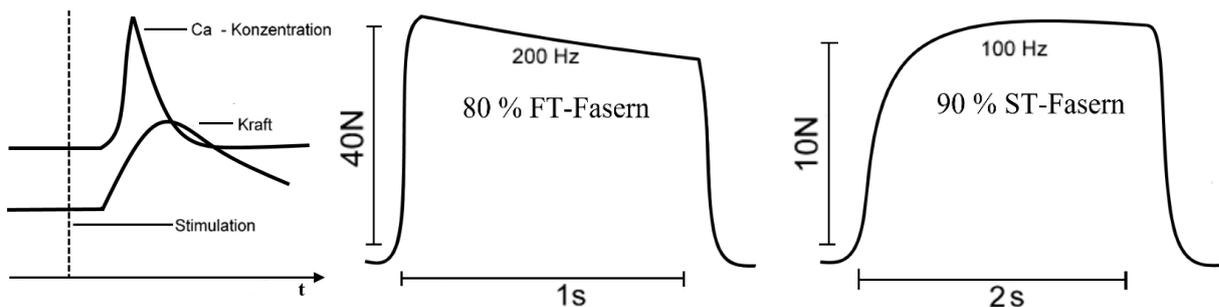


Abb.2.5: Links: Zeitliche Abfolge von Stimulation (Aktionspotential), Anstieg der Kalzium-Konzentration und Kraftentwicklung. Mitte und rechts: Kraft-Zeit-Diagramm einer isometrischen Kontraktion nach einem supramaximalen elektrischen Reiz an Muskeln mit unterschiedlicher Fasertypverteilung: M. tibialis anterior etwa 80 % FT-Faser und m. soleus etwa 90 % ST-Fasern (modifiziert nach WANK 2000).

2.3.2 Kraft-Längen-Relation

Die Kraft-Längen-Relation resultiert aus der Querbrückentheorie von HUXLEY (1957) (Kapitel 2.1). Die vom Sarkomer entwickelte kontraktile Kraft ist proportional zur Anzahl der aktiven Querbrücken zwischen den Eiweißfilamenten Aktin und Myosin. Demnach ist die Kraft-

entwicklung vom Überlappungsgrad der Aktin- und Myosinfilamente abhängig. Um eine Kraft-Längen-Kennlinie für eine Muskelfaser zu bestimmen, wird die isometrische Maximalkraft bei verschiedenen Muskelfaserausgangslängen (Sarkomerlängen) gemessen. Abbildung 2.6 (links) gibt einen Überblick über den Zusammenhang von maximal möglicher Faserkraft und dem Überlappungsgrad von Aktin und Myosin.

Kraft-Längen-Kennlinien ganzer Muskeln weisen im Vergleich zu isolierten Muskelfasern deutliche Abweichungen auf (WANK 2000). Dies liegt insbesondere an der unterschiedlichen Muskelarchitektur, die zum einen den Arbeitslängenbereich des Muskels und zum anderen die Muskellänge, bei der die passiven parallelelastischen Kräfte zu wirken beginnen, determiniert. Die Kraft, die der ganze Muskel in unterschiedlichen Ausgangslängen aufbringen kann, setzt sich also aus einer aktiven und einer passiven Komponente zusammen. Die passive (Dehnungs-)Kraft wird bei verschiedenen Muskellängen gemessen. Die passive Kraft-Längen-Kennlinie ist entsprechend das Ergebnis der Dehnung des parallelelastischen Elements. Wie in Abbildung 2.6 (rechts) zu erkennen ist, gewinnt die passive Komponente dabei bei größer werdender Muskellänge immer mehr an Bedeutung. Vergleichbar mit der Messung der passiven Komponente, wird auch die isometrische Maximalkraft (passive und aktive Komponente) bei unterschiedlichen Muskellängen gemessen. Um die aktive Kraft eines Muskels zu ermitteln, muss von der isometrisch gemessenen Kraft die passive Kraft abgezogen werden.

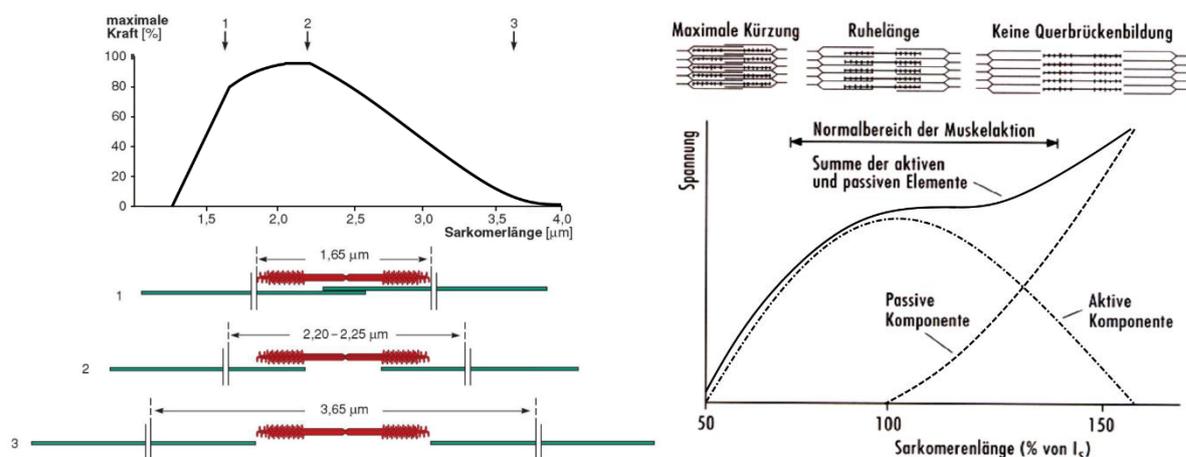


Abb.2.6: Links: Zusammenhang zwischen der Sarkomerlänge und der maximal entwickelten Kraft in Abhängigkeit des Überlappungsgrads von Aktin und Myosin. 1: Sehr kurze Faserausgangslänge. Aktinfilamente (grün) behindern einander durch Überlappung, Myosin wird komprimiert. Viel Berührungsfläche wird verschwendet. 2: Optimale Ausgangslänge (Ruhelänge) und Aktivierung aller Querbrücken. 3: Keine oder nur wenig aktive Querbrücken bei Dehnung der Faser. (aus SPECKMANN et al. 2019, mit Genehmigung von ELSEVIER). Rechts: Zusammenhang der aktiven, passiven und isometrisch gemessenen Kraft (aus HOLLMANN & HETTINGER 2000, mit Genehmigung von THIEME).

Abbildung 2.6 veranschaulicht das Zusammenspiel von aktiver und passiver Komponente in Abhängigkeit des Überlappungsgrads der Filamente. Es kann davon ausgegangen werden, dass Muskellängen bei denen weniger als 50 % Filamentüberlappung vorliegt, unökonomisch sind und nur bei extremen, nicht alltäglichen Gelenkwinkelstellungen auftreten (WANK 2000). Wie unterschiedlich die Kraft-Längen-Relation bei unterschiedlicher Muskelarchitektur ausgeprägt ist, zeigt Abbildung 2.7 anhand zweier Dorsalflexoren des Kaninchens mit ähnlicher Muskellänge und Muskelmasse. Die Kraft-Längen-Diagramme machen deutlich, dass der

verfügbare Arbeitslängenbereich eines Muskels weniger von der Muskellänge als vielmehr von der Länge der Muskelfasern und ihrem Anstellwinkel zur Kraftwirkungslinie abhängt (WANK 2000).

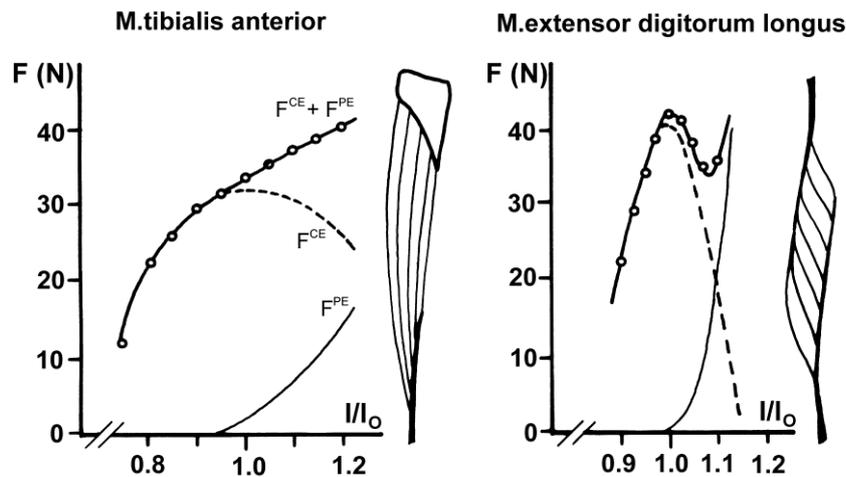


Abb.2.7: Kraft-Längen-Diagramm von m. tibialis anterior und m. extensor digitorum longus des Kaninchens bei unterschiedlicher Muskelarchitektur. F^{CE} kontraktile Kraft und F^{PE} passive Kraft (aus WANK 1996).

2.3.3 Kraft-Geschwindigkeits-Relation

Obwohl es vermutlich FENN & MARSH (1935) waren, die als erste den nichtlinearen Zusammenhang zwischen Last und Kontraktionsgeschwindigkeit erwähnten, wird mit dieser Thematik grundsätzlich die Arbeit von HILL (1938) in Verbindung gebracht. Eher zufällig stieß HILL bei Messungen der Wärmefreisetzung bei verschiedenen Kontraktionsbedingungen am Froschmuskel auf die Kraft-Geschwindigkeits-Relation und konnte daraus die bekannte HILL'sche Gleichung (3) ableiten. Durch Messung der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit bei konzentrischen Kontraktionen mit unterschiedlichen Lasten erkannte er die hyperbolische Beziehung zwischen Kraft und Geschwindigkeit, wie sie in Abbildung 2.8 dargestellt ist.

$$(F_{Last} + a)(v + b) = (F_{Max} + a)b = konst. \quad \text{mit} \quad v = \frac{\Delta l}{\Delta t} \quad (3)$$

Die beiden Parameter a und b sind muskelspezifische Konstanten (WANK 1996), die experimentell bestimmt werden müssen. Parameter a ist vom physiologischen Muskelquerschnitt abhängig und beschreibt die Kraftkomponente der Gleichung, die direkt mit der isometrischen Maximalkraft F_{Max} in Relation gesetzt werden kann. Parameter b steht für die Geschwindigkeitskomponente der Gleichung und ist abhängig von der Temperatur und der Muskellänge. Trotz ihrer großen Popularität zur Beschreibung der Kraft-Geschwindigkeits-Relation von Muskelkontraktionen offenbart die HILL'sche Gleichung vor allem im exzentrischen Bereich der Muskelkontraktion Schwächen. Unter exzentrischen Bedingungen können durch die Muskeldehnung höhere Kräfte als F_{Max} realisiert werden. Abbildung 2.8 zeigt den Kraft-

Geschwindigkeits-Verlauf der drei klassischen Kontraktionsformen konzentrisch ($v > 0$), isometrisch ($v = 0$ bei F_{Max}) und exzentrisch ($v < 0$).

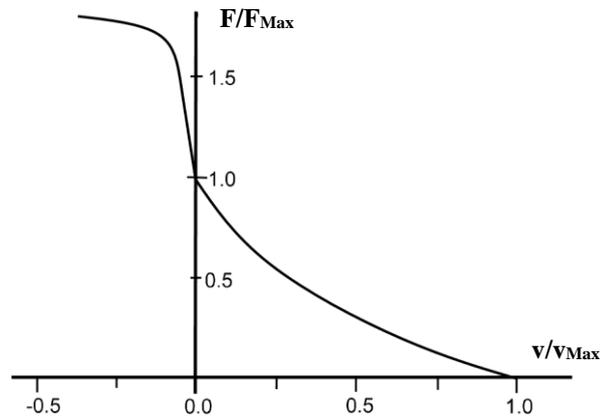


Abb.2.8: Auf Maximalkraft bzw. Maximalgeschwindigkeit normierter Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf (aus WANK 2000).

Über den Parameter b wird der Beziehung zwischen Kraft und Geschwindigkeit noch die zusätzliche Komponente der Muskellänge hinzugefügt. Die bei einer bestimmten Last erreichte Kontraktionsgeschwindigkeit ist abhängig von der Muskelausgangslänge. Je geringer die Muskellänge, desto weniger Kontraktionsweg steht dem Muskel zur Verfügung und desto geringer ist die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit. Dieser Zusammenhang wird in einer dreidimensionalen Funktion (4) und Abbildung 2.9 ausgedrückt, die die Muskelkraft in Abhängigkeit der Muskellänge und der Kontraktionsgeschwindigkeit beschreiben (WANK 2000).

$$F(v, l) = \frac{b(l)(F_{Max}(l) - a(l))}{v + b(l)} - a(l) \quad (4)$$

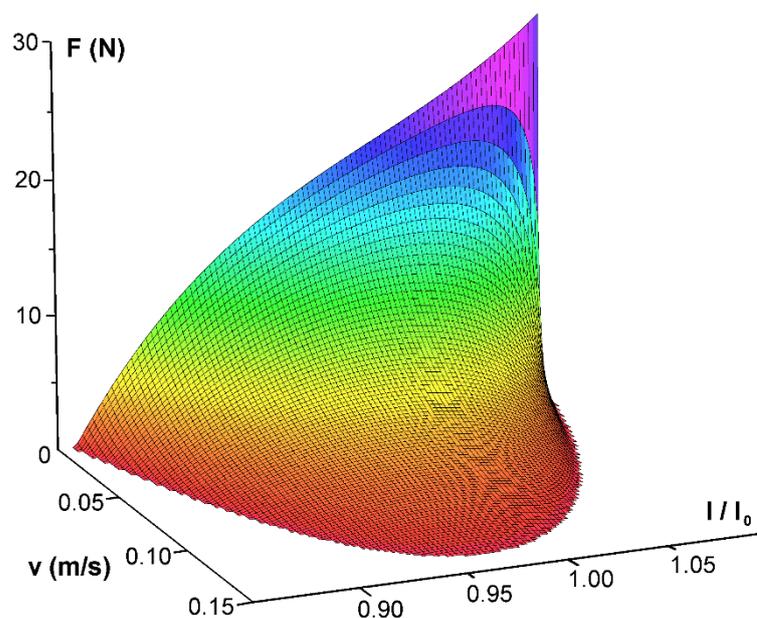


Abb.2.9: Kraft-Geschwindigkeits-Längen-Relation der Plantarflexorengruppe (aus WANK 2000).

2.4 Viskoelastische Eigenschaften

Der Muskel-Sehnen-Komplex (MTC), als Hauptbestandteil der vorliegenden Untersuchung, besitzt neben der Kontraktionsfähigkeit und damit der Generierung von Kraft, auch die Fähigkeit, diese Kraft über tendinöses Gewebe auf das Skelettsystem zu übertragen und dadurch Bewegung hervorzurufen sowie Energie zu speichern und zu absorbieren. Entsprechend der verschiedenen Eigenschaften des MTC wird er im Sinne einer funktionellen Strukturierung in vier Elemente unterteilt (Abb. 2.10): Kontraktiler (CE), serienelastischer (SE), parallelelastischer (PE) und Dämpfungselement (D) (WANK 2000). Dabei umfasst das kontraktile Element die Muskelfasern und den eigentlichen Kontraktionsvorgang. Die weiteren Elemente werden im Folgenden kurz erläutert.

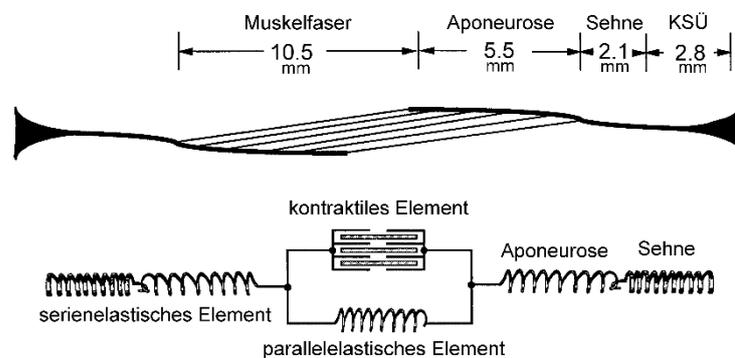


Abb.2.10: Schema des MTC mit den drei Elementen CE, SE und PE. KSÜ = Knochen-Sehnen-Übergang (aus WANK 2000).

2.4.1 Serienelastisches Element

Das serienelastische Element steht in dieser Arbeit stellvertretend für die Existenz von Sehnen, Aponeurosen und den Knochen-Sehnen-Übergang (KSÜ). Weitere elastische Elemente wie sie bei WANK (2000) beschrieben werden, werden aufgrund der makroskopischen Modellierung des Kontraktionsverhaltens nicht berücksichtigt. Sehnen wirken in Verlängerung des Muskelbauches und verbinden Muskel und Knochen. Aponeurosen sind plattenartige, elastische Sehnenstrukturen, in die sich die Muskelfasern einfügen und die einen Teil des Muskelbauchs bedecken (RAITERI 2018). Während der Kontraktion werden die Sehnen durch die in Wirkungsrichtung des Muskels wirkende Kraft gedehnt. Im Gegensatz dazu können sich Aponeurosen in mehrere Richtungen, entlang und orthogonal zur Kraftwirkungsrichtung, strecken (SCOTT & LOEB 1995; VAN DONKELAAR et al. 1999; AZIZI & ROBERTS 2009). Die Muskelfasern dehnen sich aufgrund ihrer Volumenkonstanz bei Kontraktion in radialer Richtung aus und generieren eine potentielle Kraft, die dazu führt, dass sich die Aponeurose in Abhängigkeit der Kontraktionskraft auch in ihrer Breite ausdehnt (ARELLANO et al. 2016). Aponeurosen weisen damit deutlich komplexere elastische Eigenschaften auf als Sehnen. Zu den elastischen Eigenschaften von Sehnen und Aponeurosen existieren eine Vielzahl von Untersuchungen, die sich mit dem Dehnungsverhalten bei Kontraktion beschäftigen haben. Bei der Bestimmung der Elastizität und der Längenänderung von Sehnen und Aponeurosen werden in

der einschlägigen Literatur jedoch sehr unterschiedliche Werte angegeben. Die Angaben für den so genannten Strain-Wert, differieren für Sehnen, insbesondere jedoch für Aponeurosen. Der Strain-Wert beschreibt die relative Längenänderung der Sehne bzw. der Aponeurose, bezogen auf ihre Ausgangs- bzw. Ruhelänge l_0 bei gegebener Kontraktionskraft.

$$\text{Strain} = \frac{\Delta l}{l_0} \cdot 100 = \frac{l - l_0}{l_0} \cdot 100 \quad [\%] \quad (5)$$

Da die Werte vom untersuchten Muskel abhängig sind, konzentrieren sich die folgenden Ausführungen auf die betrachteten Plantarflexoren. Für die Steifigkeit beider serienelastischen Strukturen werden Strain-Werte von 1-12 % angegeben. Unterschiedliche Angaben sind auf Unterschiede in der Untersuchungsmethodik, der Messtechnik und den untersuchten Bereich der Sehne und Aponeurose zurückzuführen. Darüber hinaus gehen die Berücksichtigung und Korrektur der Gelenkbewegung und Fußdeformation (ARAMPATZIS et al. 2006), die Koaktivierung der Antagonisten (MAGNUSSON et al. 2003) und die Kontraktionsintensität mit ein. Für die freie, externe Sehne (Sehnenansatz Calcaneus bis zur distalen Einmündung der Muskelfasern von SOL) (u. a. FINNI et al. 2003a/b; KUBO et al. 2005; KONGSGAARD et al. 2011; FARRIS et al. 2013) und die Sehne für GAL/GAM (u. a. MAGNUSSON et al. 2001; MURAMATSU et al. 2001; ROSAGER et al. 2002; ARAMPATZIS et al. 2005; KUBO et al. 2005; ARAMPATZIS et al. 2007a/b; STENROTH et al. 2012) liegen die Strain-Werte überwiegend in einem Bereich von 4-6 %, während MAGNUSSON et al. (2003) bei 87 % MVC sogar Werte von bis zu 8 % beschreibt. Über die Ausdehnung und Längenänderung der Aponeurose im Vergleich zur Sehne herrscht in Fachkreisen Uneinigkeit. Es gibt noch keinen gemeinsamen Konsens darüber, ob Sehne und Aponeurose mit vergleichbaren elastischen Eigenschaften an der Kontraktionsdynamik beteiligt sind oder ob diese stark voneinander abweichen. KUBO et al. (1999), MAGNUSSON et al. (2001), MURAMATSU et al. (2001), FUKUNAGA et al. (2002), ARAMPATZIS et al. (2005) und KUBO et al. (2005) berichten von gleichen elastischen Eigenschaften bei Sehnen und Aponeurosen und einer homogenen Dehnung entlang der jeweiligen Struktur. Hingegen gehen FINNI et al. (2003a), MAGNUSSON et al. (2003), MAGNUSSON et al. (2008) und FARRIS et al. (2013) von unterschiedlichen Strain-Werten der beiden serienelastischen Elemente aus. Diese Studien implizieren, dass Sehne und Aponeurose unterschiedliche Aufgaben bei der menschlichen Bewegung haben. MAGNUSSON et al. (2003) geben an, dass die Achillessehne vornehmlich Energie speichert und abgibt, während die Aponeurose der effektiven Übertragung der kontraktile Kraft dient. In Studien mit geringeren Strain-Werten für die Aponeurose als für die Sehne werden diese häufig durch die bei Aponeurosen auftretende Ausdehnung in orthogonaler Richtung zur Kraftwirkung begründet (z. B. FARRIS et al. 2013). Nicht nur der Vergleich zwischen Sehne und Aponeurose, sondern auch die Homogenität der Belastung innerhalb der Aponeurose wurde in Frage gestellt. KINUGASA et al. (2008), LEE et al. (2006) und FINNI et al. (2003a) stellten sowohl Verlängerungen als auch Verkürzungen der Aponeurose je nach betrachteter Region und in Abhängigkeit der Kontraktionskraft fest. Sie begründen dieses Verhalten durch die unterschiedliche Aktivität der motorischen Einheiten und die unterschiedliche Orientierung in der Faserarchitektur in Bezug zur Aponeurose. Da-

gegen berichten MURAMATSU et al. (2001), MURAMATSU et al. (2002a) und MAGANARIS (1998) von einer homogenen Dehnung der Aponeurose bei Werten zwischen 4-6 %.

Das Wissen und die Kenntnis über die Elastizitätsparameter der menschlichen Sehnen und Aponeurosen sind nach ANDERSON & PANDY (1993) und BOBBERT (2001) für die Modellierung von Kontraktionen notwendig, um präzise Modelle des MTC erstellen zu können. Die Interaktion zwischen kontraktile und elastischen Komponenten ist insbesondere in Muskeln mit langen Sehnen wie den m. gastrocnemii bedeutend.

Die für die Modellrechnungen in dieser Arbeit verwendeten Werte stammen aus der Untersuchung von ARAMPATZIS et al. (2005). ARAMPATZIS und Kollegen bestimmten die Längenänderung und damit die Elastizität der Achillessehne und der Aponeurose von GAM simultan im gleichen Versuch bei maximaler Intensität der Plantarflexion. Zudem wurden einige Schwächen der vorausgegangenen Studien vermieden. Es wurden keine Unterschiede im elastischen Verhalten zwischen Sehne und Aponeurose gefunden. Die ermittelten Strain-Werte von Sehne (4.72 %) und Aponeurose (5.12 %) stimmen mit den Werten aus vergleichbaren Studien (MAGNUSSON et al. 2001; MURAMATSU et al. 2001; ROSAGER et al. 2002) überein.

KONGSGAARD et al. (2011) haben speziell die Längenänderung der freien Achillessehne (SOL) bestimmt, indem sie die Verschiebung zwischen dem Ansatz der Sehne am Calcaneus und der myotendinösen Verbindungsstelle von Sehne und dem distalen Ende des m. soleus gemessen haben, ohne dabei die Deformation der Soleus-Aponeurose in die Kalkulation mit einzubeziehen. Mithilfe eines sehr langen Ultraschallkopfes waren sie die Ersten, die die Längenänderung bei Kontraktion der gesamten Sehne in einem Bild sichtbar machen konnten. Der so bestimmte Strain-Wert betrug bei maximal willkürlicher Kontraktion 4.5 % und stimmt damit mit den Werten, die für die Achillessehne inklusive der Soleus-Aponeurose (GAL/GAM) bestimmt wurden, überein. Von einer vergleichbaren Charakteristik innerhalb des m. tricipes surae gehen auch KUBO et al. (2005), MAGNUSSON et al. (2001) und FARRIS et al. (2013) aus. Bei der Beschreibung des Muskelmodells (Kapitel 4.2) wird vertieft darauf eingegangen, wie das serienelastische Element in das Muskelmodell integriert ist.

2.4.2 Parallelelastisches Element

Unter dem parallelelastischen Element versteht man sämtliche Bindegewebsstrukturen, die parallel zu den kontraktile Einheiten (Sarkomeren) angeordnet sind. Dazu zählen beispielsweise Membranen der Myofilamente, Titin, Faser- und Faserbündelmembranen sowie Faszien von Muskelkompartimenten und des gesamten Muskels (Kapitel 2.1) (WANK 2000). Der Einfluss der parallelelastischen Strukturen auf die Kontraktion wird in dieser Arbeit lediglich bei extremer Muskeldehnung berücksichtigt. Bei starker Dehnung und damit großen Muskelausgangslängen unterstützen sie die Kontraktionskraft, da sie Widerstand gegen die Dehnungskraft aufbringen (KRAMER 2012). Für die Berücksichtigung des parallelelastischen Elements in der Muskelmodellierung sind vor allem die Startlänge $l_{PE,0}$, bei der die passiven Kräfte zu wirken beginnen und der Elastizitätsparameter des parallelelastischen Elements k_{PE} zur Berechnung der passiven Kraft, entscheidend. Ähnlich wie beim serienelastischen Element werden die Zusammenhänge in Kapitel 4.2 näher betrachtet.

2.4.3 Dämpfungselement

Da bei den Untersuchungen in dieser Arbeit keine hohen Dehnungsgeschwindigkeiten erbracht wurden, spielen die Dämpfungselemente nur eine untergeordnete Rolle und werden lediglich aus Gründen der Vollständigkeit erwähnt. Aufgrund der bereits angedeuteten Fähigkeit des Muskels Energie zu absorbieren, steht die Existenz von Dämpfungseigenschaften außer Frage. Ihre Aufgabe besteht vor allem in der Stabilisierung des Kontraktionsvorgangs und darin, den MTC vor Überlastungen bei hohen Dehnungsgeschwindigkeiten zu schützen (KRAMER 2012). Die Dämpfungswiderstände entstehen größtenteils durch Reibung beim Gleiten der Myofilamente und nehmen mit steigender Geschwindigkeit zu. Bei der Muskelverkürzung werden aufgrund der geringen Gleitgeschwindigkeit der Filamente keine hohen Energieverluste erwartet (WANK 2000). Aufgrund des geringen Einflusses bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen, wie sie in dieser Untersuchung vorliegen, wird in diesem Muskelmodell kein Dämpfungselement implementiert.

2.5 Muscle Gearing

Wie bereits in den vorausgehenden Kapiteln dargestellt, stellt die Muskelarchitektur einen wichtigen Einflussfaktor für die mechanischen Eigenschaften der Muskulatur dar. Die dynamischen Veränderungen der Geometrie, die während der Kontraktion auftreten, beeinflussen direkt Kraft und Geschwindigkeit der Kontraktion. Eine grundlegende Eigenschaft pennater Muskulatur ist, dass die Muskelfasern aufgrund ihres konstanten Muskelvolumens (BASKIN & PAOLINI 1967), bei Verkürzung zu einem größeren Faserwinkel rotieren (AZIZI & ROBERTS 2013). Durch diese Änderung der Faserorientierung ist die Verkürzung der einzelnen Fasern geringer als die Verkürzung des gesamten Muskels. Die Vergrößerung des Faserwinkels trägt demnach zu einer Verkürzung des Muskels bei (Abb. 2.10) und führt dazu, dass die Geschwindigkeit der Kontraktion des Muskelbauchs die Kontraktionsgeschwindigkeit der Faser übersteigt (AZIZI et al. 2008; RANDHAWA et al. 2013; AZIZI & ROBERTS 2014; ENG et al. 2018). Der Geschwindigkeitsvorteil, der aus den dynamischen Änderungen des Faserwinkels resultiert, wird über das Verhältnis von Muskelgeschwindigkeit zu Fasergeschwindigkeit, der so genannten „Architectural Gear Ratio (AGR)“ (BRAINERD & AZIZI 2005), charakterisiert.

$$AGR = \frac{v_{Muskel}}{v_{Faser}} \quad (6)$$

Das Muscle Gearing beschreibt entsprechend das Verhalten des Muskels während der Kontraktion in Abhängigkeit von der erforderlichen Kontraktionskraft und der Geschwindigkeit. Muskelgeometrieveränderungen zu größeren Faserwinkeln begünstigen die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels und bedeuten hohe AGR-Werte (> 1.2), wohingegen niedrige Werte (< 1.2) mit hoher Kraftproduktion einhergehen (AZIZI et al. 2008). Der Wert der AGR hat einen substantiellen Effekt auf die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels relativ zur Verkürzungsgeschwindigkeit der Faser. Ein Wert von 1.4, wie er für Kontraktionen mit geringer Kontraktionskraft bestimmt wurde, bedeutet, dass die Muskelgeschwindigkeit um 40 %

größer ist als die Fasergeschwindigkeit, wohingegen bei hohem Kraftlevel die Geschwindigkeiten in etwa gleich sind ($AGR \approx 1$) (AZIZI et al. 2008). AZIZI et al. (2008) haben gezeigt, dass bei Kontraktionen mit niedriger Kraft und hoher Geschwindigkeit die Muskelfasern stärker rotieren und größere Faserwinkel hervorgerufen werden, wobei Kontraktionen mit hoher Kraft und geringer Geschwindigkeit Faserrotationen eher verhindern. Die Veränderung der Muskelgeometrie variiert entsprechend mit der Kontraktionsintensität, um entweder die Kontraktionsgeschwindigkeit zu begünstigen oder die Kraftproduktion zu unterstützen. Dementsprechend ist auch die AGR für einen bestimmten Muskel nicht konstant.

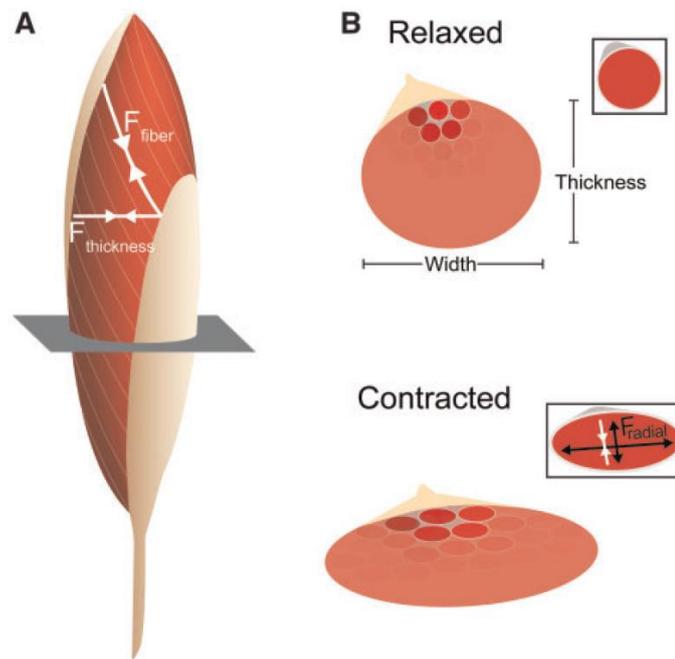


Abb.2.11: A: Eine Komponente der Faserkraft (F_{fiber}) führt zu einer Kompression der Muskeldicke ($F_{thickness}$ weiße Pfeile). B: Querschnitt des Muskels und einer einzelnen Faser, der die Interaktion der Kraftkomponenten F_{radial} (schwarze Pfeile) und $F_{thickness}$ bei der Formveränderung des Muskels während der Kontraktion (oben entspannt; unten kontrahiert) verdeutlicht (aus ENG et al. 2018, mit Genehmigung von OXFORD UNIVERSITY PRESS).

Die Änderungen der Muskelgeometrie bedingen Formveränderungen des gesamten Muskels. Die Muskelkontraktion führt zu einer Kompression der Myofilamente (WILLIAMS et al. 2013). Aufgrund der Volumenkonstanz der Muskelfasern (BASKIN & PAOLINI 1967) und unkomprimierbarer Flüssigkeit innerhalb des Muskels (ENG et al. 2018), entstehen Zwangskräfte, die bei Faserverkürzung gleichzeitig eine radiale Ausdehnung der Fasern in ihre Querrichtung bewirken (NAMBURETE et al. 2011; ENG et al. 2018) und in variablen Formveränderungen resultieren. Der Muskel nimmt in der Dicke (Abstand zwischen den beiden Aponeurosen), der Breite (Abstand orthogonal zur Dicke) oder auch in beide Richtungen zu.

In Abbildung 2.11 ist diese Ausdehnung der Fasern in radialer Richtung während der Kontraktion dargestellt. Diese Ausdehnung erfordert die Rotation der Fasern zu größeren Faserwinkeln, um auch das Volumen des Muskels (nahezu) konstant zu halten (DICK & WAKELING

2017). Eine weitere wirkende Kraft ist die Komponente der Faserkraft in pennater Muskulatur, die den Muskel in Richtung der Muskeldicke komprimiert (ENG et al. 2018). Diese Kraft steigt mit zunehmender Kontraktionskraft an (Abnahme der Muskeldicke/niedrige AGR). Den Zusammenhang zwischen der Änderung der Muskelgeometrie, der Formveränderung des Muskels und der AGR je nach Kontraktionsanforderung zeigt Abbildung 2.12.

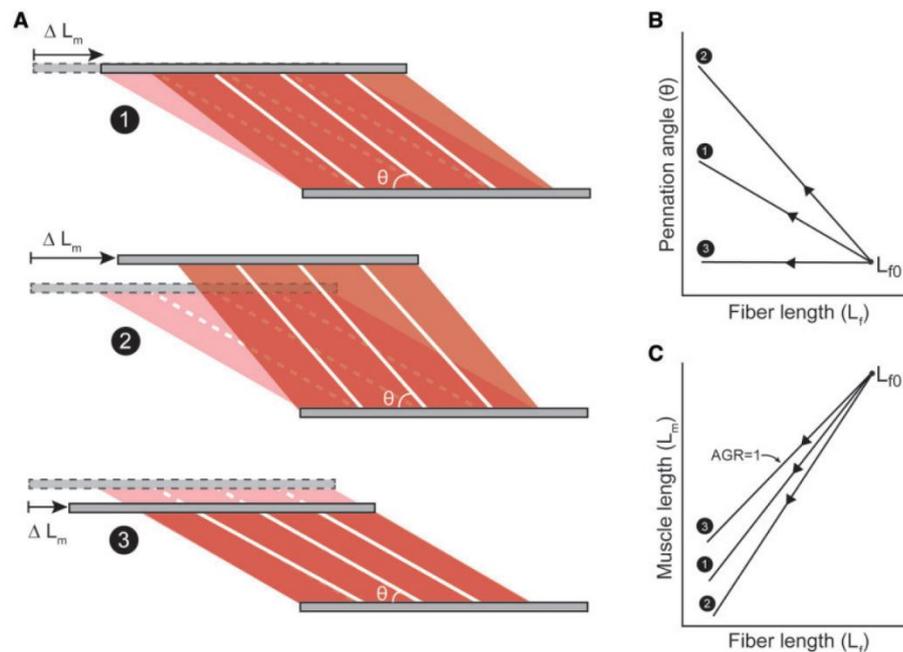


Abb.2.12: Unterschiedliche Muskelformveränderung bei gleicher Faserverkürzung. A1: Mittlere AGR: Gleichbleibende Muskeldicke bei größerem Faserwinkel θ ; A2: Hohe AGR: Große Faserrotation führt zu großem Faserwinkel und großer Kontraktionsgeschwindigkeit mit zunehmender Muskeldicke und großer Muszellängenänderung ΔL_m ; A3: Niedrige AGR: Muskeldicke verringert sich bei kleinem Faserwinkel, geringer Kontraktionsgeschwindigkeit und geringer Muszellängenänderung. B: Faserwinkel- und C: Muszellängenänderung in Abhängigkeit der Faserlänge L_f und der variablen Muskelgeometrie (Faserausgangslänge (L_{f0})) (aus ENG et al. 2018, mit Genehmigung von OXFORD UNIVERSITY PRESS).

Entscheidend für die AGR ist das Ausmaß der Veränderung des Faserwinkels während der Kontraktion (BRAINERD & AZIZI 2005). Bei einer moderaten AGR bleibt die Muskeldicke nahezu konstant aufgrund einer geringen Vergrößerung des Faserwinkels (Abb. 2.12 A1). Die Muskeldicke nimmt bei hoher AGR hingegen deutlich zu, da die Fasern stark rotieren und sich der Faserwinkel erheblich vergrößert. Dies begünstigt eine hohe Muskelverkürzungsgeschwindigkeit und eine große Muskelverkürzung (Abb. 2.12 A2). Bei niedriger AGR (Abb. 2.12 A3) hingegen nimmt die Muskeldicke ab und der Muskel verkürzt sich nur in einem sehr geringen Ausmaß. Dafür steht die Kraftproduktion im Fokus (ENG et al. 2018).

Die Ausdehnung von Muskel und Fasern hängt auch mit den Eigenschaften des sie umgebenden Bindegewebes zusammen. Nach ENG et al. (2018) wird das Gearing der Muskulatur durch die dynamische Interaktion von kontraktilelementen und dem elastischen Verhalten des intramuskulären Bindegewebes bestimmt. Bei der Faserverkürzung führt das Zusammenspiel aus komprimierenden Faserkräften und dem Widerstand des Bindegewebes und der

Aponeurosen zu dynamischen Formveränderungen innerhalb des Muskels (AZIZI et al. 2008; NAMBURETE et al. 2011; HOLT et al. 2016; ENG & ROBERTS 2018).

Zusammengefasst ist pennate Muskulatur in der Lage zwischen schnellen Kontraktionen und hoher AGR und kraftvollen, langsamen Kontraktionen bei niedriger AGR zu variieren (AZIZI et al. 2008), um so einen sehr breiten Bereich an Einsatzmöglichkeiten für Bewegung abzudecken. Veränderungen von Faserwinkel- und Muskeldicke sind die Haupteinflussfaktoren des Muscle Gearings und bedingen die Verkürzung des Muskels und damit die Kontraktionsgeschwindigkeit (AZIZI et al. 2008; WAKELING et al. 2011). Dabei spielt insbesondere die Veränderung der Muskelform eine entscheidende Rolle. Durch die Kombination aus Faserverkürzung und Faserrotation während der Kontraktion arbeiten die meisten pennaten Muskeln mit einer AGR größer 1 (AZIZI et al. 2008; WAKELING et al. 2011; RANDHAWA et al. 2013; AZIZI & ROBERTS 2014; HOLT et al. 2016; DICK & WAKELING 2017).

Die obigen Ausführungen und zahlreiche Untersuchungsergebnisse (u.a. ZUURBIER & HUIJING 1992; HERBERT & GANDEVIA 1995; MAGANARIS et al. 1998; HODGSON et al. 2006; AZIZI et al. 2008; SHIN et al. 2009; WAKELING et al. 2011; RANDHAWA et al. 2013; DICK & WAKELING 2017) dokumentieren die Veränderungen in der Muskeldicke bei Kontraktion und widerlegen die weitreichende Annahme in Muskelmodellierungen, dass die Muskeldicke während der Kontraktion konstant bleibt (u. a. OTTEN 1988; ZAJAC 1989; DELP & LOAN 1995; MAGANARIS et al. 1998; MAGANARIS & BALTZOPOULOS 1999; VAN DEN BOGERT et al. 2011).

Darüber hinaus zeigen die Untersuchungen zum Muscle Gearing, dass auch die Annahme eines konstanten Muskelfaserwinkels in Muskelmodellen überholt ist (Kapitel 2.2).

3 Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter

Die folgenden Abschnitte widmen sich der Methodik der Untersuchungen zur Quantifizierung der Architekturparameter Muskelfaserlänge, Muskelfaserwinkel und Muskeldicke von *m. gastrocnemius lateralis* und *medialis* sowie *m. soleus* und der Darstellung der Ergebnisse. Die Messungen konnten alle im Biomechaniklabor des Sportinstituts der Universität Tübingen durchgeführt werden. Die Architekturparameter wurden bei unterschiedlicher Kontraktionsintensität, von der Ruhe bis zur maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC) und bei Gelenkwinkelstellungen von 50°-130° Sohlenwinkel (Winkel zwischen Fußsohle und Tibia) mittels Ultraschall bestimmt. Die Messungen wurden an den drei Muskeln *m. gastrocnemius lateralis*, *m. gastrocnemius medialis* und *m. soleus* vorgenommen¹. Damit liegt ein kompletter Datensatz der Muskeln des *m. triceps surae* vor. Der Versuchsablauf und die Versuchsauswertung sind bei allen drei Muskeln identisch.

3.1 Material und Methoden

An den Messungen zur Quantifizierung der Architekturparameter nahmen zehn männliche, sportlich aktive Probanden teil (27.1 ± 1.8 Jahre, 79.22 ± 13 kg und 1.81 ± 0.1 m). Alle Probanden wurden vor Beginn der Messungen über den Versuchsablauf, die Intention und Risiken der Studie, die Verarbeitung der Daten und die Freiwilligkeit der Teilnahme aufgeklärt und hatten die Möglichkeit Rückfragen zu stellen. Alle gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Die Messungen wurden an einer vom Arbeitsbereich Biomechanik des Sportinstituts angefertigten, instrumentierten Beinstreckermaschine durchgeführt (Abb. 3.1). Durch die spezielle Konstruktion des Testgerätes kann der auf einer Schiene angebrachte, kugelgelagerte Lastschlitten stufenlos verschoben und der berechnete Schlittenabstand für den vorgegebenen Sohlenwinkel (Kapitel 4.1) eingestellt werden. Der Schlitten wurde für die isometrischen Versuche arretiert, für die dynamischen Messungen können Gewichtscheiben aufgeladen und die Arretierung gelöst werden. Um Messungenauigkeiten durch ungewollte Verschiebungen zu vermeiden, wurde nach Möglichkeit auf Polsterungen verzichtet. Hier galt es einen Kompromiss zwischen der Schmerzbelastung der Probanden und einer möglichen Deformation zu finden. Trotz der möglichst steifen Konstruktion der Beinstreckermaschine konnten Deformationen an der Maschine und Weichteilverschiebungen am Probanden nicht vollständig vermieden werden. Aufgrund großer Momente, die am Fußgelenk bei maximaler Kontraktion wirken, wurden während der Messungen Gelenkbewegungen beobachtet, die sich nicht verhindern ließen. Weichteilverschiebungen am Fuß und insbesondere die Bewegung zwischen Vor- und Rückfuß wie sie auch von ARAMPATZIS et al. (2008), ARAMPATZIS et al. (2006), ARAMPATZIS et al. (2005), KARAMANIDIS et al. (2005), ROSAGER et al. (2002), MAGNUSSON et al. (2001), MURAMATSU et al. (2001) und IWANUMA et al. (2011) beschrieben wurden, führen zu einer Gelenkrotation und beeinflussen die Länge des MTC des *m. triceps surae*. Beim beschriebenen Versuchsaufbau werden im Vergleich zu Untersuchungen am Isokineten jedoch wesentlich geringere Verschiebungen beobachtet. Über höhenverstellbare

¹ Es wird auf vorliegende Daten des Arbeitsbereichs für GAL/SOL zurückgegriffen. Für GAL/SOL wurden keine Ultraschallmessungen bei 100 % MVC durchgeführt. Für GAM wurde die Untersuchung dahingehend verbessert.

Schulterpolster können Bewegungen des Oberkörpers nahezu ausgeschlossen und ein konstanter Hüftwinkel garantiert werden. Durch die Auflage der Oberschenkelrückseite oberhalb der Kniekehle auf einem Holzbalken, kann gewährleistet werden, dass die Oberschenkelmuskulatur keinen Beitrag zur Kraftmessung leistet und die Beine gestreckt sind. Die Streckung der Beine ist entscheidend, um das Kontraktionsverhalten aller Plantarflexoren zielgerichtet untersuchen zu können, da die Gastrocnemii als zweigelenkige Muskeln sowohl das Fußgelenk als auch das Kniegelenk überspannen. Den größten Beitrag zur Plantarflexion leisten die Gastrocnemii bei gestrecktem Knie. (u. a. HERZOG et al. 1991; CRESSWELL et al. 1995; ARNDT et al. 1998). Die Bewegung im Kniegelenk wurde nachträglich über eine 2D-Videoanalyse gemessen. Während der Plantarflexion wurden keine Änderungen im Kniewinkel beobachtet, sodass hier bei der Plantarflexion von einer eingelenkigen Bewegung ausgegangen werden kann und die Muskellänge ausschließlich über den Winkel im OSG determiniert ist. Der zur Kontrolle mittels 2D-Videoanalyse bestimmte Sohlenwinkel entspricht, bis auf geringe Abweichungen speziell bei großen Sohlenwinkeln, dem vorgegebenen Winkel.



Abb.3.1: Messaufbau an der instrumentierten Beinstreckermaschine mit Lastschlitten und integrierter Kraftmessplatte und dem Feedbackmonitor.

Für die dynamische und kinematische Analyse der Plantarflexionen wurden die Daten der in den Lastschlitten integrierten Kraftmessplatte (KMP) und eines magnetostriktiven Linearaufnehmers vom Typ Posichron (PCQA21) der Firma ASM (Moosinning) ausgewertet. Über einen Holzbalken übten die Probanden Kraft auf die Kraftmessplatte aus. Die Reaktionskräfte werden mittels Dehnungsmessstreifen (DMS) Sensoren vom Typ 85041 der Firma Burster (Gernsbach) in horizontaler Richtung gemessen. Orthogonal wirkende Kräfte werden über DMS-Sensoren vom Typ S9 der Firma HBM (Darmstadt) aufgezeichnet. Die analogen Signale der KMP werden über einen Verstärker (0...5 V, Typ AE101, HBM, Darmstadt) und einen 16 Bit AD-Wandler (Data Translation 9032, 1000 Hz Abtastrate) aufbereitet, bevor sie über die Mess- und Analysesoftware DiaMess aufgezeichnet werden. Der Positionssensor erfasst die Position des Schlittens zu jedem Messzeitpunkt. Die kontinuierlichen Kraft-Zeit- ($F_z(t)$) und Positions-Zeit- ($h_z(t)$) Verläufe stellen für die spätere Auswertung und Modellierung der Plantarflexionen wichtige Grundlagen dar. Zur Bewegungskontrolle und zur Überprüfung des tatsächlichen Sohlenwinkels wurde bei jeder Gelenkwinkelstellung eine Highspeed-Kamera-Aufnahme mit 100 Hz aufgezeichnet. Die Aufnahmen für die 2D-Videoanalyse wurden mit

der Bewegungsanalysesoftware SIMI Motion 9.2.0 (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim) ausgewertet. Die Ultraschallaufnahmen zur Bestimmung des Muskelfaserwinkels und der Muskelfaserlänge wurden mit einem Ultraschallgerät der Firma Siemens (25 Hz, Sonoline G 50, München) und einer Linearsonde (7.5 MHz L70) im Brightness (B)-Mode durchgeführt.

Vor Beginn der Ultraschallmessungen an der Beinstreckermaschine wurden anatomische Größen als Parameter zur Rekonstruktion der Fußgeometrie des Probanden ermittelt, um anhand der anthropometrischen Daten den entsprechenden Schlittenstand (h_z) für den vorgegebenen Sohlenwinkel über ein trigonometrisches Geometriemodell (Kapitel 4.1) berechnen zu können (Formel (15)). Nach einer kurzen Erwärmung und einer Eingewöhnungsphase an der Messapparatur wurden die Messungen ausgehend von einem 90° Sohlenwinkel in 10° Abständen zunächst bis zur minimal möglichen Gelenkwinkelstellung (Dorsalflexion) vorgenommen. Daran anschließend erfolgte eine Kontrollmessung bei 90° zur Validierung der Ultraschallmessungen, bevor wiederum in 10° Abständen die Aufnahmen bis zum maximal möglichen Gelenkwinkel (Plantarflexion) fortgeführt wurden.

Bei jeder Gelenkwinkelstellung wurden drei isometrische Willkürkontraktionen ausgeführt:

1. MVC mit Aufnahme der Highspeed-Kamera zur Überprüfung der Gelenkwinkelstellung mittels 2D-Videoanalyse
2. MVC zur Bestimmung der maximalen Kontraktionsintensität (F_{Max})
3. Kontinuierliche Steigerung der Kontraktionsintensität aus der Ruhe bis 90 % F_{Max} und wieder Lösen der Kontraktion

Bei den Kontraktionen zwei² und drei erfolgten parallel die Ultraschallaufnahmen am zu untersuchenden Muskel des linken Beines. Nach CHOW et al. (2000) und MANAL et al. (2006) unterscheiden sich Faserwinkel und Faserlänge im Seitenvergleich nicht signifikant. Die Messungen wurden für GAL und GAM an der Stelle des größten anatomischen Querschnitts aufgenommen (FUKUNAGA et al. 1992; NARICI et al. 1992; KAWAKAMI et al. 1998) und bei SOL wurde der posterior Anteil untersucht. Die Genauigkeit der 2D-Ultraschallaufnahmen hängt nach BÉNARD et al. (2009) und RANA & WAKELING (2011) an der Ausrichtung der Bildebene. Es wurde darauf geachtet, dass die einzelnen Muskelfaszikel gut sichtbar waren und sich nach Möglichkeit über die ganze Länge von der oberflächlichen (proximalen) bis zur tiefliegenden (distalen) Aponeurose erstreckten. So kann gewährleistet werden, dass das Ultraschallbild die Ebene der Faszikel abbildet und Messfehler minimiert werden (KWAH et al. 2013; KLIMSTRA et al. 2007; BOLSTERLEE et al. 2015 und 2016). Beide Aponeurosen mussten im Bild erkennbar sein und möglichst parallel zueinander liegen. Die optimale Stelle für die Ultraschallaufnahmen wurde markiert, um die Messungen bei anderen Gelenkwinkelstellungen reproduzieren und standardisieren zu können. Der Aufsatz des Ultraschallkopfes erfolgte senkrecht zur Hautoberfläche und mit möglichst wenig Druck, um die Kontraktionsdynamik und die Muskelgeometrie nicht durch externen Druck zu beeinflussen (SIEBERT et al. 2014; BOLSTERLEE et al. 2016; SIEBERT et al. 2016; RYAN et al. 2019). Eine geringfügige Kompression durch den Ultraschallkopf konnte aufgrund der notwendigen Fixierung der Sonde für qualitativ hochwertige Ultraschallbilder jedoch nicht vermieden werden. In Anbetracht des sehr geringen Drucks kann die Beeinflussung jedoch vernachlässigt werden (RYAN et al. 2019;

² Gilt nur für GAM (siehe Fußnote 1 auf Seite 25).

WAKELING et al. 2013). Um Schallreflexionen zu vermeiden wurde ein wasserlösliches Gel auf den Schallkopf aufgetragen. Die Ultraschallmessungen begleiten kontinuierlich den gesamten Kontraktionsverlauf, sodass der Ultraschallkopf pro Messung nur einmal platziert werden muss. Dies stellt einen entscheidenden Vorteil im Vergleich zu anderen Studien (u. a. NARICI et al. 1996; FUKUNAGA et al. 1997a/b; KAWAKAMI et al. 1998; MAGANARIS et al. 1998 und 2003; HODGES et al. 2003; MAIRET et al. 2006; KRAMER 2012; CHAUHAN et al. 2013) dar, in denen die Quantifizierung der Muskelparameter für einzelne Kontraktionsintensitäten stufenweise erfolgte. Dies hat zur Folge, dass der Ultraschallkopf immer neu positioniert werden muss und sich dadurch die Schallposition ändert. Die präzise Reproduktion der Orientierung des Ultraschallgerätes bei wiederholten Messungen ist schwierig und führt oft zu großer Variation in den Daten der Muskelarchitektur (AGGELOUSSIS et al. 2010). Durch das Design dieser Studie konnte diese Fehlerquelle umgangen und die Ultraschallbilder für jeden Gelenkwinkel mit kontinuierlicher Steigerung der Kontraktionsintensität parallel erfasst werden.

Auf Basis des MVC-Versuchs wurde für die dritte isometrische Kontraktion der 90 %-Wert von F_{Max} bestimmt, der bei der Kontraktion erreicht werden sollte. Die Probanden übten langsam und kontinuierlich Kraft bis zu diesem Wert aus, während der Kontraktionsverlauf per Ultraschall aufgezeichnet wurde. Über ein optisches Feedback wurde dem Probanden die aktuell erzeugte Kraft und die 90 %-Marke angezeigt. Bei der Durchführung der Versuche wurde darauf geachtet, dass die Probanden zwischen den Kontraktionen ausreichend Pause einhielten, um Ermüdungseffekte zu vermeiden.

Im Anschluss an die isometrischen Kontraktionen führte jeder Proband konzentrische Kontraktionen mit steigenden Zusatzlasten (25 kg, 75 kg und 125 kg) aus. Dafür wurde die Arretierung des Lastschlittens gelöst, sodass dieser frei beweglich war. Der Lastschlitten wurde ausgehend von einem Sohlenwinkel von etwa 80° aus der Ruhe beschleunigt. Vergleichbar zu den isometrischen Kontraktionen wurde auch bei den dynamischen Versuchen der $F_z(t)$ - und der $h_z(t)$ -Verlauf gemessen und Ultraschallaufnahmen kontinuierlich aufgezeichnet.

Die Auswertung und Digitalisierung der Versuche erfolgte bei allen Probanden von derselben Person. Bei den isometrischen Kontraktionen wurden die Versuche ausgewählt, die die vorgegebenen Kontraktionsbedingungen (90 % F_{Max}) am besten erfüllten bzw. bei den dynamischen Versuchen die höchste Kontraktionskraft aufwiesen. Bei den isometrischen Kontraktionen wurde das Zeitintervall kurz vor Beginn der Kontraktion bis zum Erreichen der Maximalkraft gewählt. Die konzentrischen Kontraktionen wurden bis zum Zeitpunkt kurz vor dem Lösen des Schlittens vom Fuß analysiert. Die Erfassung der Muskelfaserlängen und -winkel erfolgte über die Software DiaMess des Arbeitsbereichs Biomechanik, in der neben der Messroutine auch der Auswerteprozess der Muskelarchitekturparameter implementiert ist. Die Ultraschallaufnahmen wurden kalibriert und der Kraft-Zeit-Verlauf vor der Auswertung über einen Spline-Algorithmus nach REINSCH (1967) geglättet. Die Ultraschallbilder und die Kraftdaten wurden über einen externen Trigger synchronisiert (Abb. 3.3), wodurch eine exakte Zuordnung der Kontraktionsintensität (% F_{Max}) aus dem Kraft-Zeit-Verlauf zum Ultraschallbild ermöglicht wird (Abb. 3.2). Unter Berücksichtigung der Schwerkraft und der Anfangskraft F_0 (entspricht der passiven Kraft zu Beginn der Kontraktion) und der aus dem MVC-Versuch ermittelten Maximalkraft F_{Max} konnte jedem Kraftwert des 90 %-Versuchs eine Kontraktionsintensität zwischen 0 % und 90 % F_{Max} und der Zeitpunkt im Kraft-Zeit-

Verlauf zugewiesen und einem Ultraschallbild zugeordnet werden (Abb. 3.2). Die Muskelarchitekturparameter wurden bei kontinuierlicher Zunahme der Kontraktionsintensität in 10 %-Schritten von 0 % bis 90 % quantifiziert.

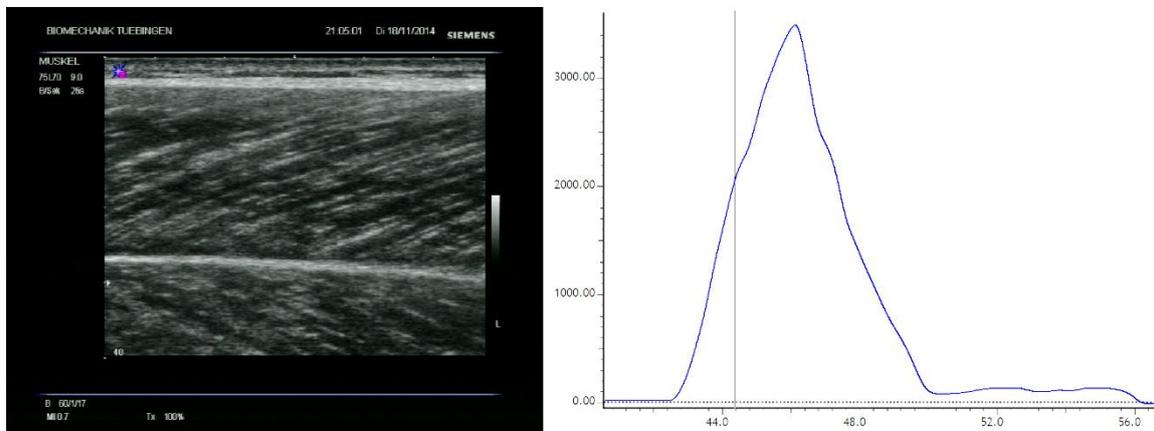


Abb.:3.2 Zeitsynchrone Zuordnung von Ultraschallbild (GAL) und der Kontraktionskraft (% F_{Max}). Der gesetzten Zeitmarke im Kraft-Zeit-Verlauf (links) bei ca. 44.25 s wird die Ultraschallaufnahme zugewiesen. Veränderungen des Muskels bei der Kontraktion können parallel zum Kraftverlauf veranschaulicht werden.

Die Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter konnte bei allen Probanden in einem Gelenkwinkelbereich von 50°-130° Sohlenwinkel für GAL und SOL sowie für 50°-120° für GAM durchgeführt werden. Extremere Gelenkwinkelstellungen waren teilweise aufgrund der eingeschränkten Beweglichkeit der Probanden nicht möglich. Die Bildqualität der Ultraschallaufnahmen war bei allen drei Muskeln für sehr große Sohlenwinkel bei hoher Kontraktionsintensität etwas diffuser. Insbesondere bei SOL war die Qualität der Ultraschallaufnahmen teilweise nicht ausreichend, um zuverlässig die Architekturparameter bestimmen zu können. SOL neigt dazu, sich bei Kontraktion aus der Ultraschallebene „herauszudrehen“, was die Erfassung erschwert. Die Aufnahmen waren bei den dynamischen Versuchen qualitativ etwas schlechter als bei den isometrischen.

Im Ultraschallbild wurde eine repräsentative Faser hinsichtlich ihrer Länge und Orientierung manuell digitalisiert und die Lage der Aponeurosen bestimmt. Dabei wurde jeweils ein linearer Verlauf angenommen. Die Faserlänge ergibt sich aus dem Schnittpunkt der Faszikel mit der proximalen und distalen Aponeurose (Abb. 3.3 links). Bei sehr langen Fasern, die aus dem Bild herausragten, wurde die Faserlänge unter Annahme der Linearität von Faser und Aponeurosen extrapoliert. Je nach Krümmung der Faser geht diese Annäherung mit einem Fehler von maximal 2.4 % (REEVES & NARICI 2003) einher. Bei auftretender Krümmung von Faser oder Aponeurose wurde der Krümmungsverlauf tangential approximiert. Bei zu starker Krümmung konnten die Daten nicht verwertet werden. Die Muskeldicke beschreibt den Abstand zwischen den beiden Aponeurosen. Der gemessene Faserwinkel $\alpha_{F, Mess}$ ist als Winkel zwischen der oberflächlichen Aponeurose und der Faszikel definiert. Nach KAWAKAMI et al. (1993), MAGANARIS et al. (1998) und MAIRET et al. (2006) unterscheidet sich der Winkel zwischen Faszikel und Aponeurose innerhalb eines Bildausschnittes nur um etwa 0.5°-1.0°, wodurch die Auswertung nur einer Faser pro Bild zur Beurteilung der Muskelgeometrie gerechtfertigt ist. Der Winkel zwischen der globalen Richtung der Faszikel und der Aponeurose

eignet sich gut, um das Aufstellen der Fasern zu beschreiben. Aussagen über die Kraftübertragung der Fasern auf die Sehne lassen sich jedoch nur eingeschränkt treffen, da durch den sigmoidalen Verlauf und das Anschmiegen der Faser an die Aponeurose (Kapitel 2.2) der reale Winkel sehr klein wird und die Berechnung der Muskelkraft über Formel (2) zwar geometrisch plausibel, aber mit vermutlich größeren Abweichungen zur Realität verbunden ist.

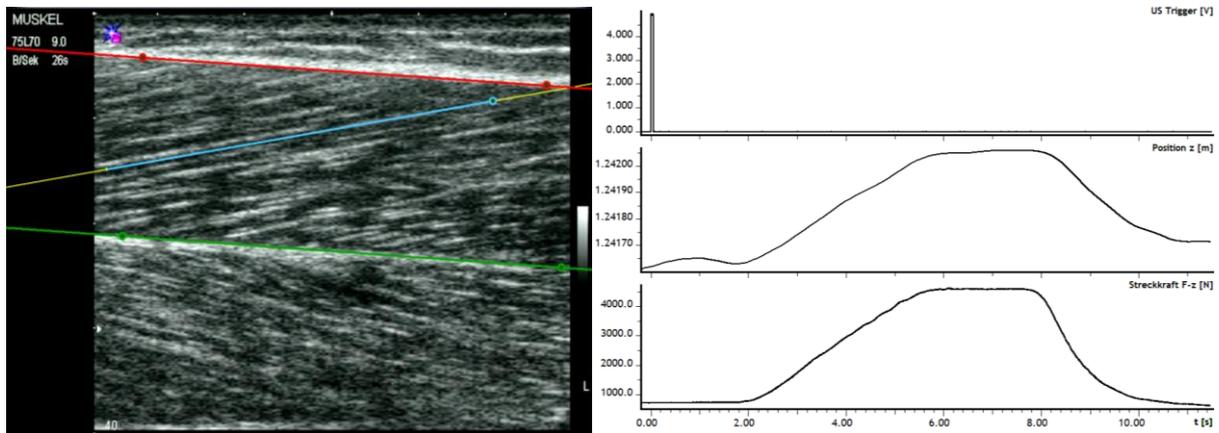


Abb.3.3: Links: Ultraschallbild mit digitalisierter proximaler (rot) und distaler (grün) Aponeurose sowie einer repräsentativen Muskelfaser (blau) unter Annahme eines linearen Verlaufs. Rechts: Ultraschalltrigger im oberen Kanal zur Synchronisation von Kraft-, Position- und Bilddaten.

Um den Effekt des Faserwinkels auf die Kraftübertragung auf die Sehne zu beschreiben, muss neben dem Winkel zwischen Faszikel und Aponeurose auch der Aponeurosenwinkel β_A berücksichtigt werden. Die Aponeurose ist ebenso in einem bestimmten Winkel zur Kraftwirkungsrichtung des Muskels angeordnet, wie in Abbildung 2.2 zu sehen ist. Um die Kraftübertragung auf die Sehne untersuchen zu können, müssen auch Informationen über den Aponeurosenwinkel vorliegen (KAWAKAMI et al. 1993; FUKUNAGA et al. 1997b), die jedoch nur schwer mittels Ultraschall ermittelt werden können. Mit Hilfe der gemessenen anthropometrischen Fußdaten des Probanden und des Geometriemodells (Kapitel 4.1) kann der Aponeurosenwinkel rechnerisch bestimmt werden (Formel (41)) und wird in der vorliegenden Arbeit bei den Modellrechnungen grundsätzlich berücksichtigt. In die Modellierung des Kontraktionsverlaufs fließt also der eigentliche Faserwinkel α_F zwischen den Faszikeln und der Kraftwirkungsrichtung des Muskels ein.

Die Modellierung der Dynamik der Muskelkontraktion (Kapitel 5) auf Basis der quantifizierten Muskelarchitekturparameter erfolgte über die Software Matlab (R2017a, MathWorks).

Ultraschall ist mittlerweile die häufigste Untersuchungsmethode, um in vivo das Kontraktionsverhalten und die Muskelarchitekturparameter zu bestimmen (CRONIN & LICHTWARK 2013) und bietet insbesondere für isometrische Kontraktionen ein valides und reliables Mittel (u.a. HENRIKSSON-LARSEN et al. 1992; RUTHERFORD & JONES 1992; KAWAKAMI et al. 1993; ITO et al. 1998; KWAH et al. 2013) zur Bestimmung der Änderung von Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel. Aufgrund der kollagenreichen Strukturen (Bindegewebe und Fett) zwischen den Faszikeln werden die Ultraschallwellen reflektiert und es entsteht die gestreifte Struktur zwischen dem Bindegewebe mit hoher Echogenität (Hyperechogenität weiß) und den Faszikeln mit geringer Echogenität (Hypoechogenität dunkel), die eine Abgrenzung der Strukturen ermöglicht. Mit der Entwicklung der Sonographie wurden erste nicht invasive Stu-

dien der menschlichen Muskelgeometrie möglich (HENRIKSSON-LARSEN 1992; RUTHERFORD & JONES 1992), die teilweise bereits die Muskeldynamik untersuchten (HERBERT & GANDEVIA 1995; KUNO & FUKUNAGA 1995; NARICI et al. 1996). Die Bestimmung des Faserwinkels und der Faserlänge und deren Veränderung bei unterschiedlichen Kontraktionsbedingungen stellt seither ein zentrales Forschungsinteresse in der Biomechanik dar (u. a. HENRIKSSON-LARSEN 1992; RUTHERFORD & JONES 1992; HERBERT & GANDEVIA 1995; FUKUNAGA et al. 1997a/b; ITO et al. 1998; KAWAKAMI et al. 1998; MAGANARIS et al. 1998; LIEBER & FRIDÉN 2000; ARAMPATZIS et al. 2006; BLAZEVIČH et al. 2006; KLIMSTRA et al. 2007; KRAMER et al. 2012; CHAUHAN et al. 2013 und Tabellen 2.1-2.3). Ultraschallmessungen bieten gegenüber weiteren bildgebenden Verfahren einige Vorteile, die sie für Forschungszwecke äußerst attraktiv machen. Insbesondere die Erfassung der Kontraktionsdynamik der Muskelarchitektur bei isometrischen und dynamischen Kontraktionen kann durch die hohe Auflösung und Frequenz der Schallwellen in Echtzeit abgebildet werden (ZHOU et al. 2012; BOLSTERLEE et al. 2016). Zudem stellt Ultraschall eine vergleichsweise kostengünstige, nicht invasive, strahlungsfreie und in der Handhabung einfache Technik dar (KONGSGAARD et al. 2011). Allerdings bilden die klassischen 2D-Ultraschallaufnahmen nur eine Ebene ab, während sich die Veränderungen in der Muskelgeometrie und die Faserrotationen im dreidimensionalen Raum vollziehen. Eine 2D-Analyse gekrümmter Oberflächen verursacht nach ARAMPATZIS et al. (2005) Projektionsfehler, die über weitere Forschung mit dreidimensionalen Messmethoden behoben werden könnten. Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es bereits einige Verfahren, die Ultraschall in Verbindung mit 3D-Positionssensoren anwenden (FRY et al. 2003; RANA et al. 2009; RANA & WAKELING 2011; RANA et al. 2013; RAITERI et al. 2016) und über eine Transformation der 2D-Bildinformationen die Muskelarchitektur dreidimensional darstellen. Teilweise differieren die gefundenen Werte für die Architekturparameter stark im Vergleich zu 2D-Verfahren. Darüber hinaus werden zunehmend (semi)automatische Tracking-Verfahren entwickelt, die das zeitaufwändige, manuelle und teils subjektive Digitalisieren der Ultraschallbilder zur Erfassung der Architekturparameter ersetzen und gleichzeitig die Faserkrümmung berücksichtigen. (u. a. LORAM et al. 2004; LORAM et al. 2006; BARBER et al. 2009; MIYOSHI et al. 2009; RANA et al. 2009; CRONIN et al. 2011; NAMBURETE et al. 2011; RANA & WAKELING 2011; ZHOU et al. 2012; ZHOU et al. 2015; FARRIS & LICHTWARK 2016; YUAN et al. 2020). Mittlerweile steht sogar automatische Tracking-Software (ImageJ/Fiji) der Arbeitsgruppe um NEIL CRONIN zum kostenfreien Download zur Verfügung. Unabhängig vom Tracking Verfahren (u. a. Multiscale Vessel Enhancement Filtering, Radon Transform, Wavelet Transform), können automatische Methoden die Faser- und Aponeurosenorientierung in Ultraschallbildern nur bei gutem Kontrast erkennen. Sie sind alle stark von sehr guter Bildqualität abhängig, die insbesondere bei aktiver Muskelkontraktion nicht immer gewährleistet werden kann. Bei der Vielzahl an Alternativen für automatische Tracking-Verfahren kann zurzeit noch keine zuverlässige Aussage hinsichtlich der Qualität und der Anwendung in der Praxis getroffen werden (CRONIN & LICHTWARK 2013).

Neben den Ultraschalluntersuchungen ermöglichen auch Magnet-Resonanz-Tomographie-(MRT-)Aufnahmen die Muskelarchitektur abzubilden. MRT-Aufnahmen haben jedoch teilweise einen zu geringen Kontrast um die Faserrichtung abzeichnen zu können und den Faserwinkel zu diagnostizieren (v. a. bei Sportlern mit geringem Körperfettgehalt) (WANK 2000).

Speziell das so genannte Diffusion Tensor Imaging (DTI) ist eine Methode, die zur Bestimmung von Faserlängen und Faserwinkel in Ruhe verwendet wird (SCHENK et al. 2013; BOLSTERLEE et al. 2015). Dem Vorteil des MRT, große Muskelareale gleichzeitig in einem Bild aufnehmen zu können (FINNI et al. 2003b; SHIN et al. 2009) und dadurch räumliche Rekonstruktionen der Muskulatur zu erstellen, steht die Einschränkung gegenüber, dass Aufnahmen nicht bei aktiver Muskelkontraktion oder Bewegung gemacht werden können (SINHA et al. 2006; RANA & WAKELING 2011; RANA et al. 2013; WAKELING & RANDHAWA 2014). Die Darstellung von Muskelfasern und die Abschätzung von Faserlängen und Faserwinkeln unterliegt daher noch immer einigen Limitationen (TIMMINS et al. 2016). Neben den hohen Kosten bringen auch lange Scanzeiten (NARICI 1999) und die Anbindung an die räumlichen Gegebenheiten erhebliche Nachteile in der Versuchsdurchführung mit sich. Dies trifft auch auf weitere Techniken, wie die Verwendung von Extended-Field of View Images (NOORKOIV et al. 2010) oder den 3D-Ultraschall zu, die zwar die Betrachtung größerer Regionen des Muskel-Sehnen-Komplexes erlauben, aber mit Scanzeiten von mehreren Minuten eine Untersuchung bei dynamischer Muskelkontraktion unmöglich machen. Abschließend ist die Fähigkeit der gängigen Ultraschalluntersuchungen Muskelfaserlängen und -winkel während der aktiven Kontraktion in variablen Positionen und Bewegungen zu erfassen eine der größten Stärken im Vergleich zu anderen Vorgehensweisen (NOORKOIV et al. 2010; KWAH et al. 2013)

3.2 Statistische Auswertung

Bei vielen Messungen in Sport, Medizin und Naturwissenschaften wird die Messgenauigkeit durch den Variationskoeffizienten ausgedrückt. Um die Reproduzierbarkeit von Ergebnissen unter gleichen Bedingungen (Reliabilität) der vorliegenden Messungen zu bestimmen, wurde bei einem Sohlenwinkel von 90° eine zweite Messung als Kontrollmessung durchgeführt. Für die beiden Messergebnisse der Muskelarchitekturparameter Faserwinkel und Faserlänge wurde über die jeweiligen Kontraktionsintensitäten der Variationskoeffizient (VK) bestimmt. Der VK stellt über das Verhältnis von Standardabweichung (SD) zu Mittelwert (Mean) ein Maß für die Genauigkeit bei wiederholten Messungen dar und ist nach ATKINSON & NEVILL (1998), HOPKINS & HAWLEY (1999) und HOPKINS (2000) die gängigste und beste Methode, Reliabilität zu analysieren. Da sich die vorliegenden Messergebnisse auf zweifach wiederholte Messungen bei einer Gelenkwinkelstellung beziehen, somit pro Proband und Kontraktionsintensität je zwei Messergebnisse vorliegen und $n \gg 1$, erfolgte die Berechnung des VK mittels subjektinterner Standardabweichung über die Formel (JONES & PAYNE 1997; SYNEK 2008; ARMISHAW 2003).

$$VK = \frac{SD}{Mean} \cdot 100 [\%] \quad \text{mit} \quad (7)$$

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{i1} - x_{i2})^2}{2(2n-1)}} \quad \text{und} \quad Mean = \frac{\sum_{i=1}^n (x_{i1} + x_{i2})}{2n} \quad (8)$$

wobei x_{i1} und x_{i2} für die beiden Messergebnisse der jeweiligen Muskelarchitekturparameter Faserwinkel und Faserlänge über die Kontraktionsintensitäten i stehen und n die Anzahl der Messwertpaare beschreibt. Für den Faserwinkel wurden VKen von 4.99% (GAM), 4.64% (GAL) und 4.71% (SOL) und für die Faserlänge 4.32% (GAM), 4.94% (GAL) und 4.52% (SOL) ermittelt. Die niedrigen VKen (alle $< 5\%$) indizieren eine geringe Abweichung in den Messergebnissen bei wiederholter Messung und lassen auf eine hohe Reliabilität der Messungen schließen (ATKINSON & NEVILL 1998). Nach HOPKINS (2000) stellt neben dem VK der Standardfehler (typical error of measurement) eine weitere wichtige Angabe bei der Reliabilitätsmessung dar. Dieser berechnet sich aus der Standardabweichung der Differenzen der Messwertpaare geteilt durch $\sqrt{2}$ (HOPKINS 2000; WILLIMCZIK 1999). Die Standardfehler für den Architekturparameter Faserwinkel liegen bei 1.59° (GAM), 0.94° (GAL) und 1.65° (SOL) und für die Faserlänge bei 3.01 mm (GAM), 4.46 mm (GAL) und 2.71 mm (SOL).

3.3 Ergebnisse und Diskussion

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Ultraschallmessungen sowohl für die isometrischen als auch für die konzentrischen Plantarflexionen vorgestellt. Da die Messwertpaare von Muskelfaserwinkel $\alpha_{F,Mess}$ und Muskelfaserlänge l_{Faser} der isometrischen Kontraktionen bei unterschiedlichen Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten als Grundlage und Datenbasis für das Muskelmodell fungieren (Kapitel 4.2), werden sie ausführlich besprochen. Für die gesamte Arbeit ist ein Farbkonzept gewählt, das den jeweiligen Muskeln des m. triceps surae – m. gastrocnemius lateralis (blau), m. gastrocnemius medialis (rot) und m. soleus (grün) – eine Farbe zuordnet, um dem Leser die Orientierung zu erleichtern.

3.3.1 Isometrische Kontraktionen

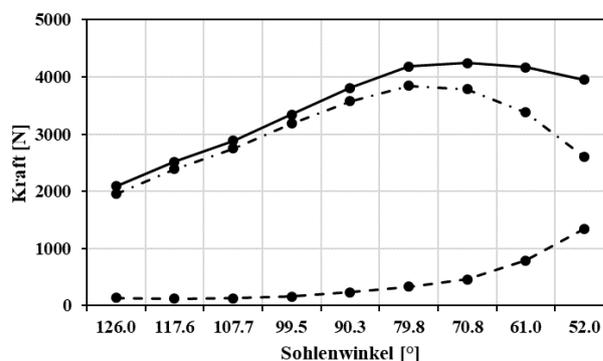
Die isometrischen Kontraktionen wurden, wie in Kapitel 3.1 erläutert, bei unterschiedlichen Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten durchgeführt. Die hier dargestellten Ergebnisse bilden die Gelenkwinkelstellungen ab, die von den meisten Probanden erreicht wurden. Aufgrund unterschiedlicher Beweglichkeit im Fußgelenk und des Muskel-Sehnen-Komplexes des m. triceps surae waren extreme Sohlenwinkel $< 60^\circ$ und $> 120^\circ$ nicht bei allen Probanden realisierbar (50° : $n = 8$; 60° - 120° : $n = 10$; 130° : $n = 9$). Teilweise wurde bei diesen Winkelstellungen auch die geforderte Intensität von 90 % MVC nicht mehr erreicht und entsprechend nicht ausgewertet. Die in den Tabellen 3.2 bis 3.7 aufgelisteten Mittelwerte der einzelnen Muskeln bei allen Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten stellen dennoch eine repräsentative Zusammenstellung (n immer > 8) der gemessenen Muskelarchitekturparameter Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel dar. Die Muskeldicke wird nur bei ausgewählten Sohlenwinkeln veranschaulicht. Dabei soll nochmal betont werden, dass die Parameter kontinuierlich während derselben Kontraktion bei zunehmender Kontraktionsintensität von 0-90 % gemessen werden (Kapitel 3.1). Die 100 % MVC Werte von GAM stammen aus der zuvor durchgeführten MVC Messung zur Ermittlung des Kraftmaximums bei der jeweiligen Gelenkwinkelstellung. Das allgemeine Muster der Veränderung von Muskelfaser-

länge und -winkel war für alle Probanden identisch, sodass die angegebenen Mittelwerte das Verhalten der Muskelgeometrieveränderung der einzelnen Probanden gut widerspiegeln.

Aufgrund der recht großen Datenmenge beschränkt sich die Veranschaulichung der Architekturparameter darauf, den Verlauf von Faserwinkel, Faserlänge und Muskeldicke zum einen in Bezug zur Kontraktionsintensität bei 0 % (Ruhewert), 30 %, 60 % und 90 % darzustellen und zum anderen in Bezug zur Gelenkwinkelstellung bei 30°, 60° und 90° Sohlenwinkel. Für die später in der Arbeit beschriebene Modellierung ist insbesondere das Verhältnis von Faserlänge zu Faserwinkel von großer Bedeutung, das wiederum bei 0 %, 30 %, 60 % und 90 % MVC sowie in einem Scatterplot (Punktwolke) aller Messwertepaare und deren Mittelwerte mit zugehöriger Ausgleichsfunktion abgebildet ist. Um eine Vorstellung über die isometrischen Kontraktionen dieser Studie zu erlangen, gibt Tabelle 3.1 einen Überblick über die gemessenen Maximalkraftwerte F_{Mess} bei unterschiedlichen Gelenkwinkelstellungen. Bei (nahezu) fixiertem Kniegelenk hängt die Muskellänge der Plantarflexoren unmittelbar von der Winkelstellung im oberen Sprunggelenk ab. Der angegebene Sohlenwinkel ist je nach Anthropometrie des Probanden um 20°-30° geringer als der Spannwinkel. Die isometrische Maximalkraft ist, basierend auf der Kraft-Längen-Relation (Kapitel 2.3.2), vom Gelenkwinkel und damit der Muskelausgangslänge abhängig. Vor allem die Dehnung der parallelelastischen Elemente des Muskels führt bei kleinen Sohlenwinkeln zu einer hohen Anfangskraft F_0 .

Tab.3.1: Gemessene Maximalkraft F_{Mess} und Anfangskraft F_0 bei unterschiedlichen Sohlenwinkeln und zugehöriges Kraft-Sohlenwinkel-Diagramm. Volllinie aktive und passive Kraft, Strichlinie passive Kraft und Punkt-Strich-Linie aktive Kraft.

Sohlenwinkel	F_{Mess} [N]	F_0 [N]	$F_{Mess} - F_0$ [N]
52.0°	3948.36	1347.40	2600.66
61.0°	4169.96	791.04	3378.92
70.8°	4244.24	458.61	3785.63
79.8°	4181.06	334.35	3846.71
90.3°	3808.53	233.62	3574.91
99.5°	3343.86	160.05	3183.81
107.7°	2885.11	133.88	2751.23
117.6°	2516.89	126.49	2390.40
126.0°	2090.80	138.70	1952.10



Muskelarchitekturparameter für *m. gastrocnemius lateralis*

In den Tabellen 3.2 und 3.3 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für GAL aufgelistet. Es zeigt sich sowohl bei Steigerung der Kontraktionsintensität als auch bei Vergrößerung des Sohlenwinkels eine deutliche Verkürzung der Muskelfaserlänge und eine Zunahme des Muskelfaserwinkels. Die Verkürzung der Faserlänge fällt bei der Steigerung der Kontraktionsintensität bei gleichem Sohlenwinkel deutlicher aus als durch die Änderung des Sohlenwinkels bei gleicher Intensität. Bei Steigerung der Intensität verringert sich die Faserlänge auf etwa 60 % ihrer Ausgangslänge. Der Faserwinkel ändert sich ebenfalls mit zunehmender Kontraktionsintensität. Hier sind Vergrößerungen des Faserwinkels vom 2.5-fachen des Ausgangswinkels möglich. Auffallend ist, dass der Faserwinkel mit größer werdendem Sohlenwinkel und damit abnehmender Muskellänge während der Kontraktion stärker zunimmt, als

bei großer Muskellänge. Der Faserwinkel in Ruhe (0 % MVC) ist nahezu unabhängig von der Muskellänge und vergrößert sich um nur 2° von 50° zu 130° Sohlenwinkel.

Am Ende der Übersicht werden die der Quantifizierung zu Grunde liegenden Ultraschallaufnahmen bei Sohlenwinkeln von 60°, 90° und 120° mit digitalisiertem Faserverlauf in Ruhe (0 % MVC) und bei 90 % dargestellt (Abb. 3.7).

Tab.3.2: Mittelwerte und Standardabweichung der Faserlänge (FL) von GAL in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FL [mm]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %
50°	87.73± 14.1	83.61± 15.6	77.95± 15.7	75.77± 15.8	71.86± 14.8	68.84± 15.4	67.43± 14.2	65.68± 14.0	64.51± 14.9	60.26± 14.6
60°	81.48± 15.3	77.84± 17.9	75.11± 17.4	72.49± 16.3	68.70± 14.5	66.64± 14.6	64.10± 13.3	63.25± 14.8	60.77± 14.1	57.59± 13.1
70°	84.73± 13.3	80.05± 14.5	77.43± 13.9	73.19± 13.2	70.29± 12.5	67.70± 11.9	65.46± 11.4	61.62± 11.4	59.67± 11.5	57.94± 10.1
80°	78.65± 9.3	74.88± 12.2	70.61± 11.8	67.75± 12.2	64.54± 10.2	62.03± 10.8	58.87± 11.5	56.31± 9.9	54.98± 8.9	53.02± 8.5
90°	77.35± 16.2	71.84± 15.6	68.28± 14.0	64.64± 12.0	62.30± 12.0	60.24± 11.0	58.22± 11.9	55.96± 11.9	54.10± 11.3	51.79± 10.3
100°	73.82± 14.3	71.72± 18.3	70.00± 18.8	67.24± 15.9	62.10± 10.5	58.16± 7.2	54.33± 7.0	51.74± 8.1	50.15± 8.2	44.68± 6.3
110°	72.74± 12.7	68.61± 12.3	64.36± 13.3	64.46± 12.7	57.28± 10.9	54.01± 9.5	52.46± 9.6	50.12± 9.6	47.34± 9.2	44.39± 7.9
120°	71.46± 12.8	69.08± 13.3	66.49± 12.1	61.96± 12.3	58.71± 9.6	54.49± 8.6	51.53± 8.8	49.21± 8.9	47.58± 9.2	42.01± 8.1
130°	66.62± 12.9	64.11± 13.7	59.51± 11.6	57.40± 10.7	54.51± 9.4	51.10± 9.6	49.00± 10.2	45.89± 10.1	44.53± 10.4	35.00± 8.6

Tab.3.3: Mittelwerte und Standardabweichung des Faserwinkels (FW) von GAL in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FW [°]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %
50°	10.83± 2.1	11.60± 2.6	12.36± 2.7	12.78± 2.8	13.41± 2.8	14.18± 3.0	14.63± 2.8	15.19± 3.0	15.49± 3.1	16.70± 3.3
60°	11.43± 2.0	11.86± 2.3	12.24± 2.6	12.66± 2.6	13.34± 2.5	14.01± 2.4	14.58± 2.4	15.23± 2.8	16.04± 2.9	17.10± 3.2
70°	11.35± 1.8	11.75± 2.0	12.04± 1.9	12.55± 2.0	13.04± 2.1	13.63± 1.9	14.15± 1.9	15.23± 2.4	16.29± 2.7	17.41± 2.9
80°	11.28± 1.1	11.68± 1.1	12.29± 1.2	12.95± 1.5	13.60± 1.6	14.35± 2.1	15.18± 2.6	15.99± 2.6	16.90± 2.6	17.85± 2.6
90°	11.75± 2.7	12.20± 2.6	12.71± 2.8	13.28± 2.8	14.24± 3.1	15.10± 3.0	16.23± 3.2	17.30± 3.4	18.25± 3.3	19.73± 3.5
100°	11.53± 2.4	11.90± 3.0	12.21± 3.3	12.66± 3.2	14.09± 2.8	15.59± 2.5	17.59± 2.8	19.19± 3.2	20.50± 4.5	22.91± 4.1
110°	12.25± 2.9	12.69± 3.5	13.48± 4.2	14.33± 4.1	16.01± 4.2	17.86± 4.3	19.01± 4.5	20.53± 4.5	21.96± 4.9	23.96± 5.0
120°	12.14± 2.8	12.66± 3.0	13.51± 3.3	14.46± 3.7	16.65± 3.4	18.85± 3.0	20.95± 3.1	22.45± 3.3	24.29± 4.7	26.70± 6.5
130°	12.98± 4.1	13.28± 4.5	14.91± 4.6	16.55± 4.5	17.99± 4.7	20.06± 5.2	21.71± 6.4	23.48± 7.1	24.59± 7.8	32.53± 7.0

Wie bereits eingangs erwähnt, werden exemplarisch einige Verläufe der durchschnittlichen Muskelfaserlänge und des Muskelfaserwinkels in Diagrammen veranschaulicht, um dem Leser einen Eindruck der Dynamik bei der Muskelkontraktion zu vermitteln (Abb. 3.4).

Bei der Darstellung der Abhängigkeit von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge zeigt sich ein quadratischer Zusammenhang. Mit zunehmender Kontraktionsintensität erhöht sich der Koeffizient des quadratischen Teils des Polynoms. Lediglich die Ausgleichsfunktion bei 90 % MVC weist hier eine Abweichung auf. Besonders eindrücklich zeigt sich der quadratische Zusammenhang der beiden Muskelarchitekturparameter in der Ausgleichsfunktion in Abbildung 3.5, in der sämtliche Messwertpaare (grau) und die zugehörigen Mittelwerte (blau) aus den Tabellen 3.2 und 3.3 veranschaulicht sind.

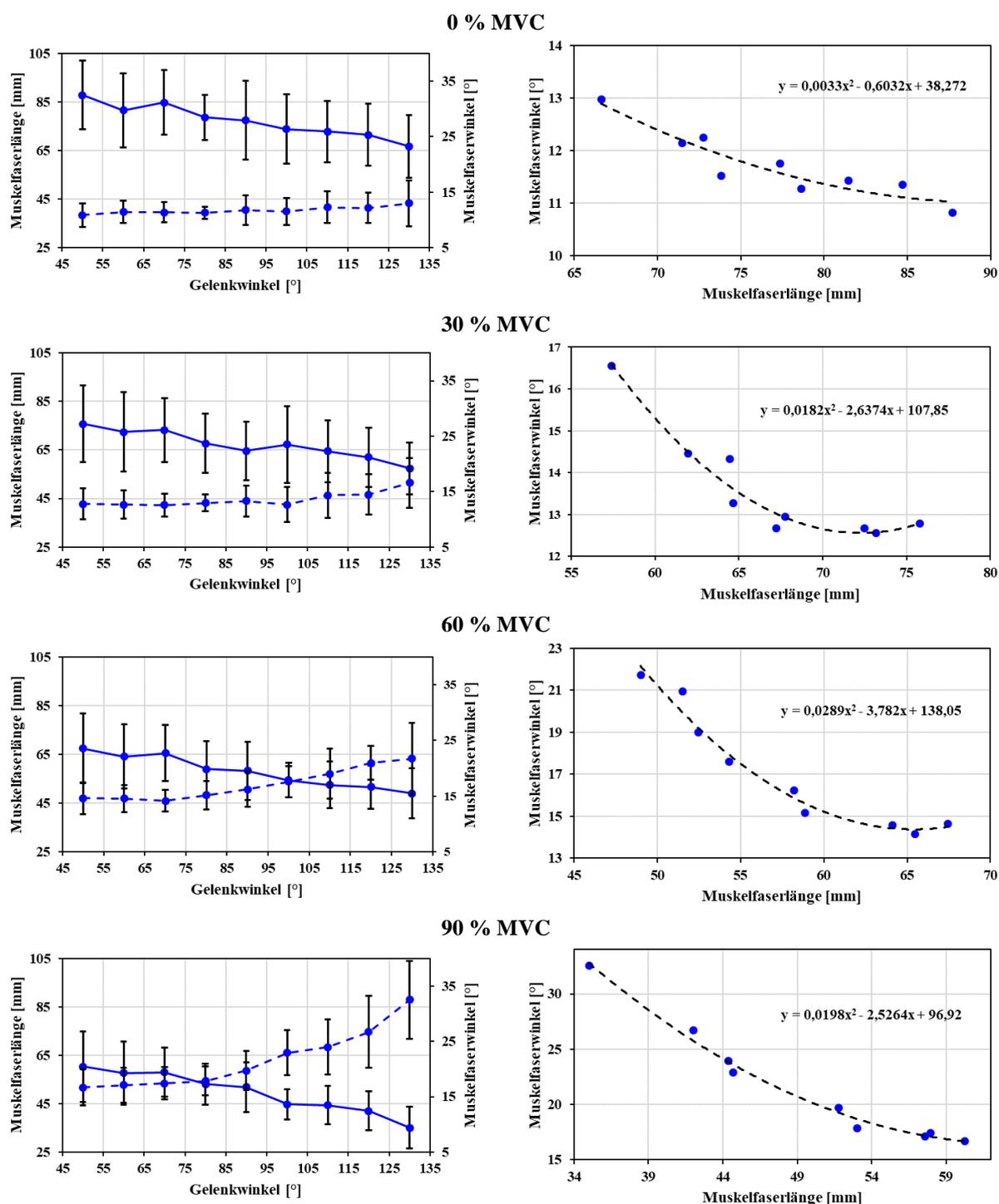


Abb.3.4: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und -winkel (Strichlinie) in Abhängigkeit des Gelenkwinkels bei isometrischen Kontraktionen von GAL verschiedener Kontraktionsintensitäten. Rechts: Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel mit quadratischer Ausgleichsfunktion.

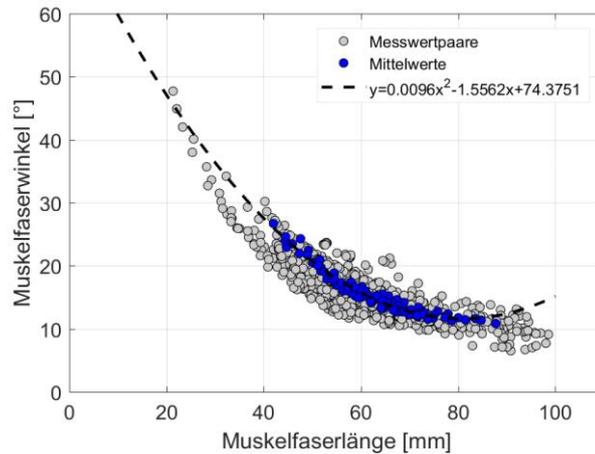


Abb. 3.5: Scatterplot aller Messwerte (grau) und der Mittelwerte (blau) von FL und FW bei isometrischen Kontraktionen von GAL und zugehörige quadratische Ausgleichsfunktion.

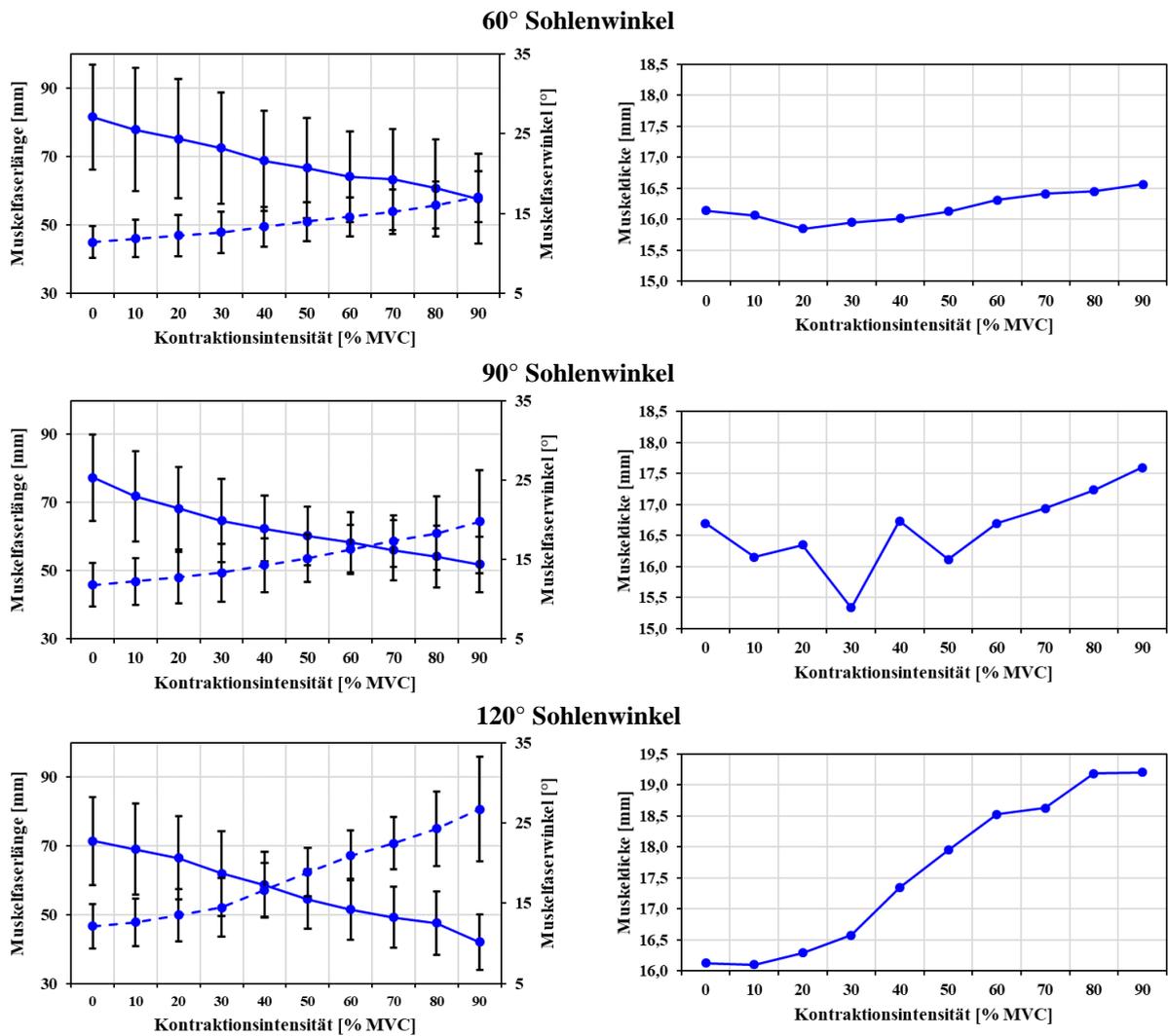


Abb.3.6: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und Muskelfaserwinkel (Strichlinie) in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität bei isometrischen Kontraktionen von GAL bei 60°, 90° und 120° Sohlenwinkel. Rechts: Verlauf der Muskeldicke in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität.

Zum Abschluss des Überblicks der Architekturparameter von GAL sind die Änderungen von Faserlänge, Faserwinkel und Muskeldicke bei drei Sohlenwinkel in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität abgebildet (Abb. 3.6). Bei den gewählten Sohlenwinkeln fließen jeweils die Werte aller Probanden ein, sodass die Verläufe einerseits die komplette Stichprobe widerspiegeln, andererseits das ganze Bewegungsausmaß der gemessenen Plantarflexionen verkörpern.

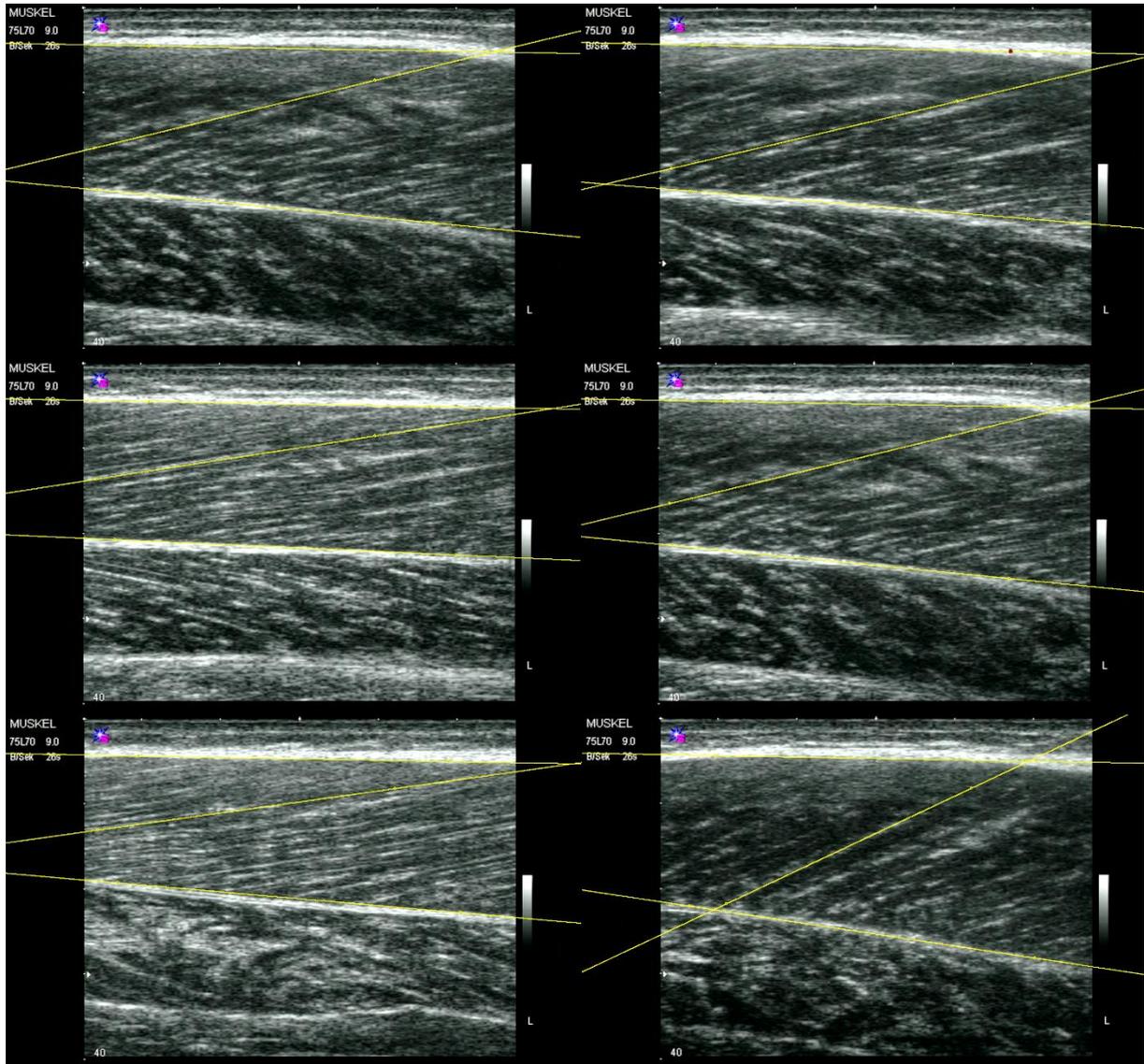


Abb.3.7: Ultraschallbilder isometrischer Kontraktionen von GAL mit digitalisiertem Verlauf einer repräsentativen Faser in Ruhe (0 % MVC) links und bei 90 % MVC rechts. Oben: 60°, Mitte: 90° und unten: 120° Sohlenwinkel.

Muskelarchitekturparameter für m. gastrocnemius medialis

Die Tabellen 3.4 und 3.5 geben für GAM einen Überblick über die Mittelwerte und Standardabweichungen der Messwerte. Bei den Messungen an GAM wurden im Unterschied zu den Messungen an GAL und SOL lediglich Sohlenwinkel bis 120° erreicht. Dafür konnten alle zehn Probanden die Gelenkwinkelstellungen von 50° bis 120° Sohlenwinkel realisieren und auch die vorgegebenen Kontraktionsintensitäten erfüllen. Auch hier zeigen Faserlänge und Faserwinkel ein vergleichbares Kontraktionsverhalten, wie es bereits bei GAL beschrie-

ben wurde. Ausgehend von deutlich kürzeren initialen Faserlängen und größeren Faserwinkeln im Vergleich zu GAL verändern sich die Parameter entsprechend bei Zunahme der Kontraktionsintensität und der Gelenkwinkelstellung. Der Faserwinkel vergrößert sich merklich während der Kontraktion, bei 110° Sohlenwinkel ebenfalls um beinahe das 2.5-fache des Ausgangswinkels. Die Faserlänge verkürzt sich um bis zu 54 % bezogen auf die Ausgangslänge. Änderungen in der Gelenkwinkelstellung bei gleicher Kontraktionsintensität sind bei GAM deutlich ausgeprägter als bei GAL. Auch hier werden exemplarisch einzelne Ergebnisse bildlich dargestellt.

Tab.3.4: Mittelwerte und Standardabweichung der Faserlänge (FL) von GAM in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FL [mm]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %	100 %
50°	75.55± 10.1	70.57± 8.1	67.52± 7.6	64.80± 7.1	62.81± 7.0	60.36± 6.8	55.83± 5.8	54.53± 7.3	53.80± 7.2	52.10± 6.7	55.74± 8.1
60°	70.86± 7.6	66.06± 9.0	62.61± 9.0	60.75± 8.4	58.40± 7.8	55.77± 7.2	53.46± 5.9	50.36± 4.7	48.44± 4.4	44.44± 2.5	43.91± 6.2
70°	64.09± 3.7	61.98± 4.4	59.80± 3.6	56.90± 5.2	54.15± 5.2	51.73± 6.0	48.00± 8.0	44.93± 8.1	41.76± 8.8	40.90± 7.9	37.37± 6.0
80°	63.43± 8.6	60.47± 8.5	58.36± 7.8	55.64± 8.2	52.24± 8.4	47.97± 8.4	45.25± 8.0	42.38± 8.1	38.78± 7.8	36.51± 5.4	34.06± 4.6
90°	62.01± 10.2	57.76± 8.4	55.24± 8.0	51.26± 9.7	47.69± 8.5	43.44± 8.0	40.88± 8.3	38.04± 7.8	32.92± 5.7	30.19± 5.1	29.60± 3.7
100°	54.36± 6.4	51.75± 6.1	46.81± 6.5	42.84± 6.6	39.34± 5.1	36.82± 5.0	34.19± 4.5	31.95± 3.6	29.79± 3.6	28.02± 3.4	26.93± 3.2
110°	52.85± 9.8	48.76± 7.5	43.54± 7.0	38.75± 7.1	34.02± 6.1	30.95± 4.5	28.26± 3.3	26.94± 2.6	25.78± 2.6	24.74± 2.1	24.07± 2.0
120°	47.40± 6.8	42.46± 6.8	37.73± 5.2	35.18± 4.5	32.09± 5.3	29.91± 4.2	27.60± 3.6	26.56± 3.2	25.71± 2.9	25.30± 2.6	23.92± 3.0

Tab.3.5: Mittelwerte und Standardabweichung des Faserwinkels (FW) von GAM in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FW [°]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %	100 %
50°	15.13± 1.4	15.90± 1.6	16.60± 1.9	17.55± 2.1	18.53± 2.3	19.45± 2.1	20.88± 1.7	21.38± 1.8	21.68± 1.8	22.30± 1.9	20.90± 2.6
60°	15.46± 2.3	16.34± 2.2	17.38± 3.2	18.06± 3.1	19.05± 3.2	20.01± 3.5	20.90± 3.4	22.20± 3.4	22.98± 3.3	23.75± 3.3	25.48± 4.9
70°	16.32± 1.1	16.90± 1.4	17.47± 1.3	18.33± 1.1	19.36± 0.8	20.51± 1.7	22.42± 3.4	24.23± 3.8	26.59± 5.1	27.00± 6.0	28.40± 3.8
80°	17.38± 2.9	18.06± 3.1	18.79± 3.4	20.05± 3.7	21.48± 3.7	23.55± 4.8	24.98± 4.5	26.96± 4.8	29.46± 5.6	30.81± 5.1	33.08± 6.2
90°	17.17± 1.9	18.07± 1.7	19.23± 1.9	21.59± 3.2	23.32± 2.8	25.86± 3.9	27.98± 4.6	30.18± 4.7	34.84± 4.2	38.55± 4.7	39.12± 2.9
100°	18.35± 2.1	19.41± 2.2	22.76± 3.7	25.63± 4.1	28.45± 3.7	31.00± 4.6	33.78± 5.2	36.37± 5.1	38.99± 4.1	42.16± 4.6	43.12± 4.8
110°	19.78± 3.3	21.87± 3.8	25.21± 4.3	29.22± 5.9	34.30± 6.1	37.79± 5.7	41.65± 6.2	43.85± 6.0	45.85± 5.7	48.09± 5.2	49.72± 4.4
120°	21.48± 2.5	25.23± 3.3	29.20± 3.3	31.68± 3.6	35.78± 4.9	38.43± 4.8	42.25± 4.8	44.27± 4.4	46.33± 4.9	55.10± 4.5	48.10± 4.0

Auf Basis der Muskelarchitekturparameter zeigt sich erneut ein quadratischer Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel über alle Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten, der hier eindeutiger erkennbar ist als bei GAL. Die Tendenz des

wachsenden Koeffizienten des quadratischen Monoms bei steigender Kontraktionsintensität ist hier offensichtlich. Die Ausgleichsfunktion des Muskelfaserwinkel-Muskelfaserlängen-Verlaufs aller Messwerte im Scatterplot in Abbildung 3.9 bestätigt den quadratischen Zusammenhang. Den Abschluss bilden die Winkel- und Längen-Verläufe in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität, sowie die Änderung der Muskeldicke bei ausgewählten Sohlenwinkeln (Abb. 3.10). Vergleichbar mit GAL wächst die Muskeldicke bei Kontraktion an, wobei die Zunahme für GAM etwas geringer ausfällt als für GAL.

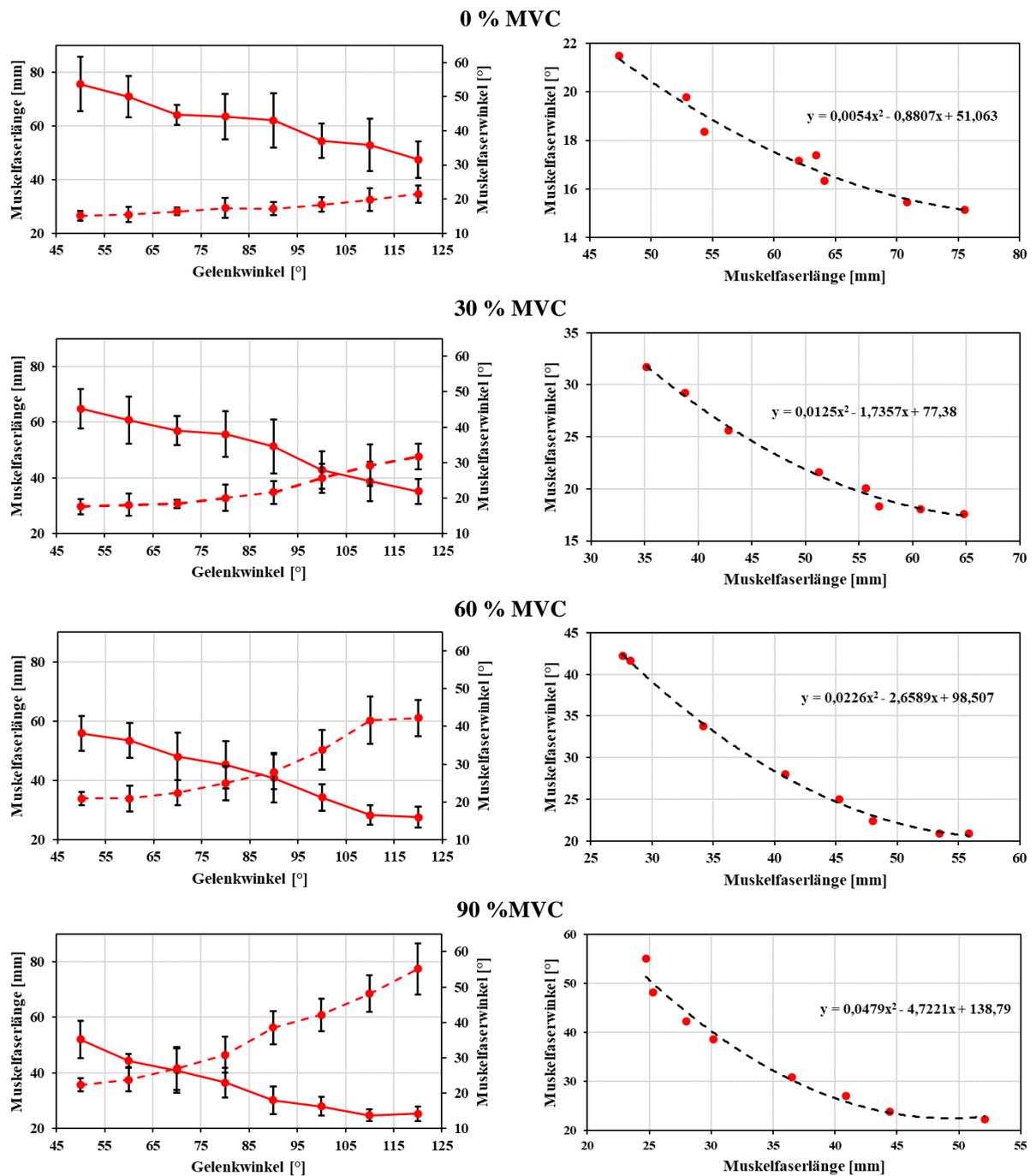


Abb.3.8: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und -winkel (Strichlinie) in Abhängigkeit des Gelenkwinkels bei isometrischen Kontraktionen von GAM verschiedener Kontraktionsintensitäten. Rechts: Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel mit quadratischer Ausgleichsfunktion.

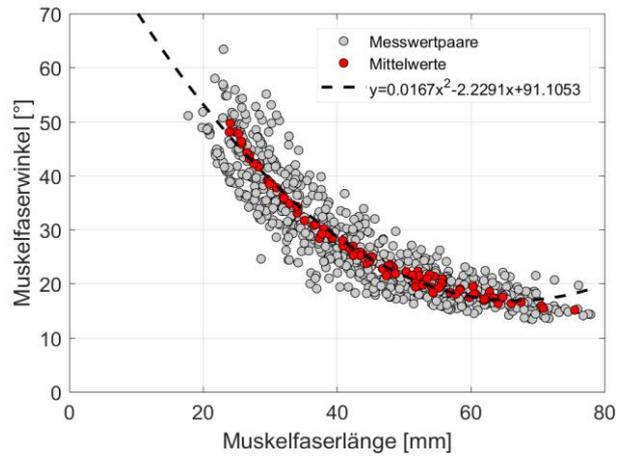


Abb. 3.9: Scatterplot aller Messwerte (grau) und der Mittelwerte (rot) von FL und FW bei isometrischen Kontraktionen von GAM und zugehörige quadratische Ausgleichsfunktion.

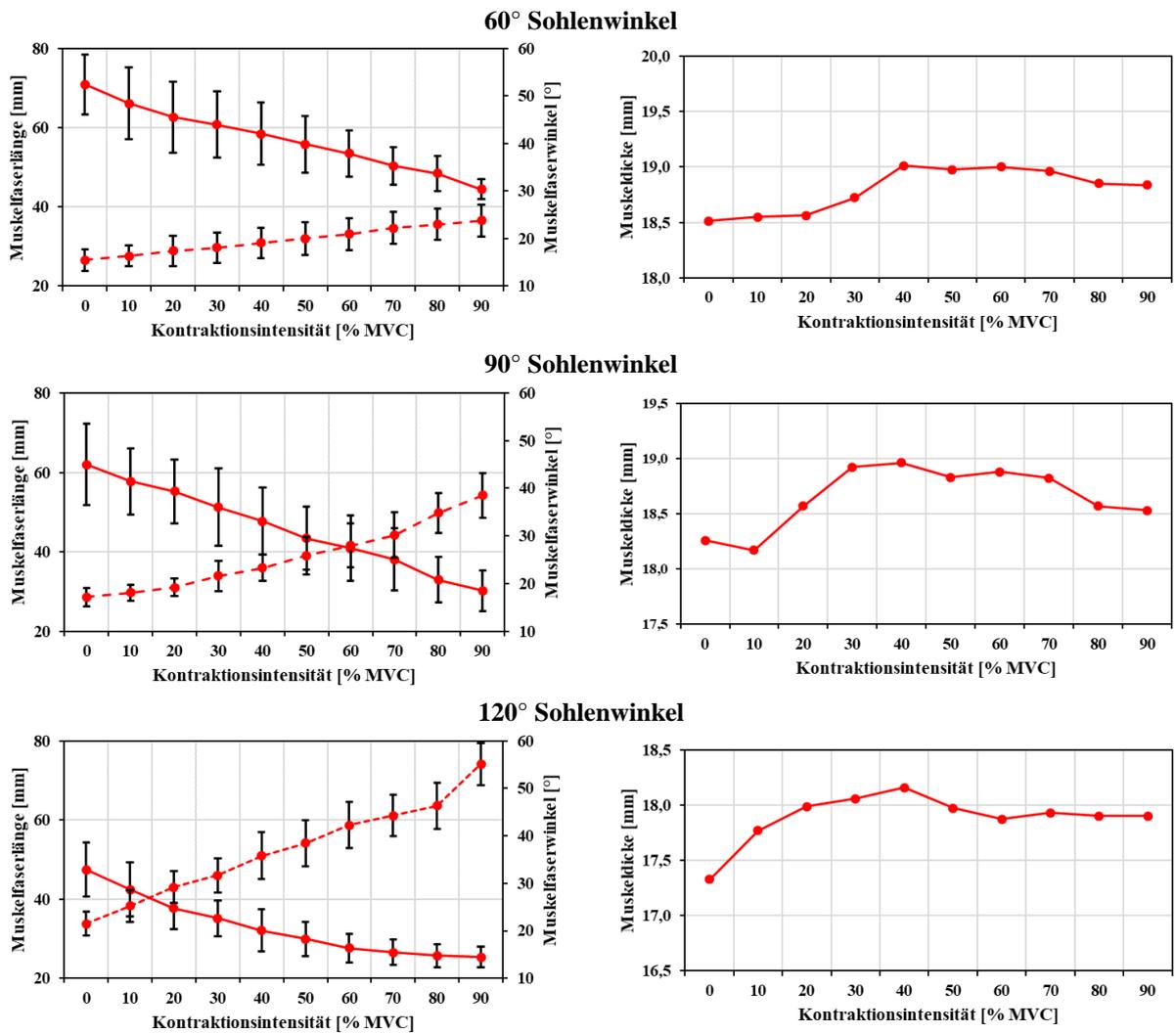


Abb.3.10: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und Muskelfaserwinkel (Strichlinie) in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität bei isometrischen Kontraktionen von GAM bei 60°, 90° und 120° Sohlenwinkel. Rechts: Verlauf der Muskeldicke in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität.

Die Ultraschallaufnahmen am Ende der Ergebnisübersicht von GAM geben einen Einblick in das manuelle Digitalisieren zur Quantifizierung der Architekturparameter. Vergleichbar zu GAL repräsentieren sie exemplarisch Sohlenwinkel von 60° , 90° und 120° bei einer Kontraktionsintensität von je 0 % MVC und 90 % MVC. Auffallend ist neben der Kontraktionsdynamik auch die Veränderung der Bildqualität hinsichtlich der Sichtbarkeit des Faserverlaufs mit zunehmendem Sohlenwinkel und größerer Kontraktionsintensität.

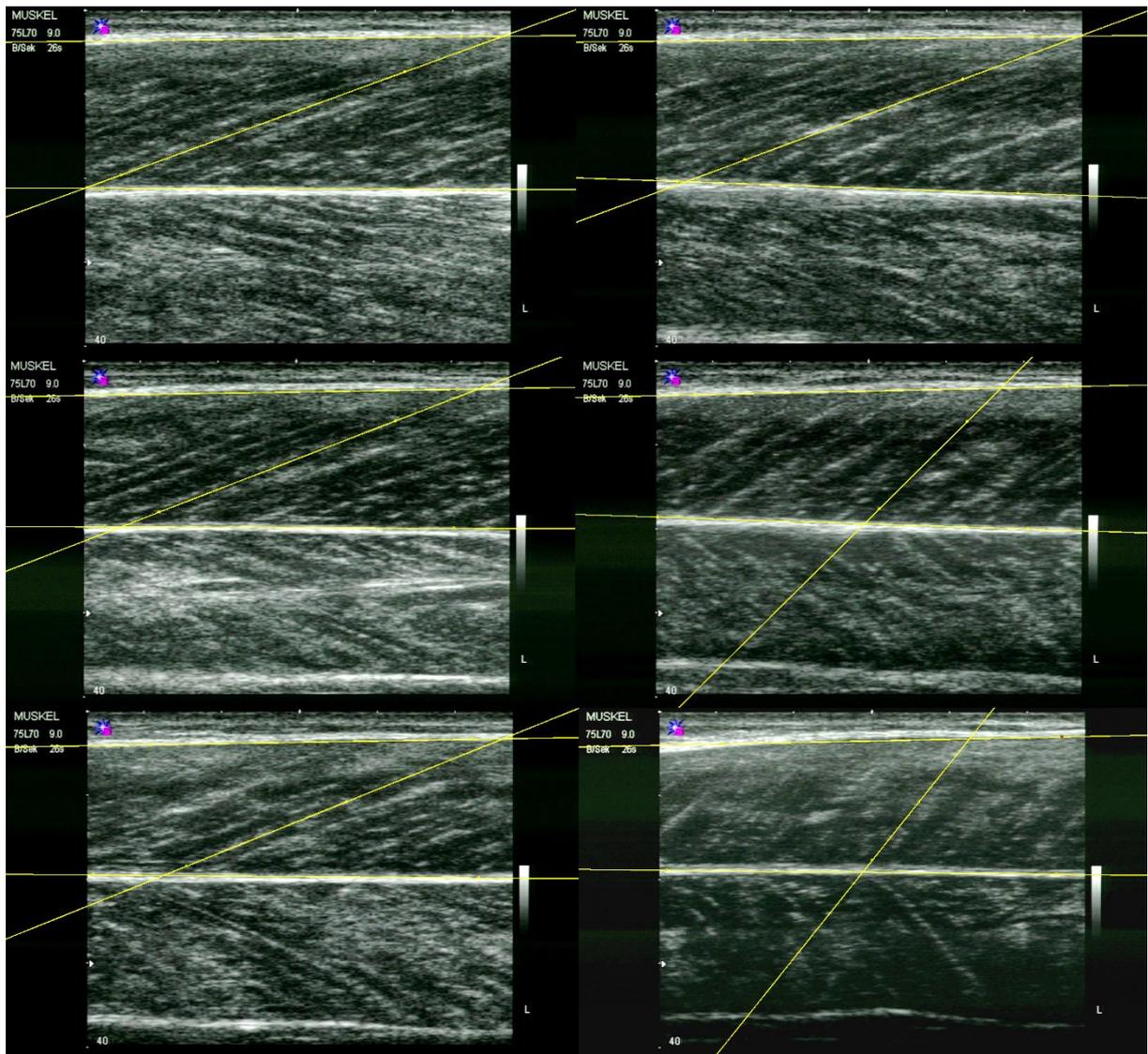


Abb.3.11: Ultraschallbilder isometrischer Kontraktionen von GAM mit digitalisiertem Verlauf einer repräsentativen Faser in Ruhe (0 % MVC) links und bei 90 % MVC rechts. Oben: 60° , Mitte: 90° und unten: 120° Sohlenwinkel.

Muskelarchitekturparameter für m. soleus

Den Mittelwerten der Tabellen 3.6 und 3.7 ist zu entnehmen, dass SOL bei ähnlichen Faserwinkeln noch kürzere Faserlängen aufweist als GAM und damit erheblich kürzere Fasern vorliegen als bei GAL. Dabei zeigt SOL ein vergleichbares Kontraktionsverhalten in Bezug auf die Faserlängen- und Faserwinkeländerung bei den gegebenen Kontraktionsintensitäten und Gelenkwinkelstellungen. Über alle Gelenkwinkelstellungen hinweg verringert sich die Faser-

länge auf etwa 60 % der Ausgangslänge bei steigender Kontraktionsintensität. Dies ist vergleichbar mit den prozentualen Änderungen von GAL und GAM. Der Faserwinkel vergrößert sich jedoch „nur“ um das maximal 1.9-fache des initialen Winkels bei einem Sohlenwinkel von 100°. Auch bei SOL sind größere Längen- und Winkeländerungen bei kürzeren Muskelängen zu erkennen. Abbildung 3.12 stellt die Werte der Tabellen 3.6 und 3.7 dar.

Tab.3.6: Mittelwerte und Standardabweichung der Faserlänge (FL) von SOL in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FL [mm]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %
50°	67.07± 10.1	62.03± 9.5	58.27± 9.3	54.87± 9.5	53.30± 10.4	50.70± 10.4	48.81± 10.6	47.88± 10.2	46.58± 10.6	41.21± 10.4
60°	62.17± 10.1	57.57± 9.7	54.36± 9.2	54.23± 8.7	48.29± 8.6	45.90± 8.4	43.82± 8.3	41.34± 7.6	39.25± 6.5	37.73± 6.3
70°	60.56± 8.0	57.29± 7.6	55.79± 7.4	50.23± 7.0	50.17± 6.7	45.86± 6.8	43.79± 6.6	41.06± 6.8	39.76± 6.8	37.81± 7.9
80°	54.78± 4.7	51.86± 4.5	49.12± 4.3	45.93± 4.4	43.12± 5.5	41.62± 5.0	39.74± 5.3	37.81± 4.8	35.61± 4.4	33.15± 4.9
90°	47.56± 7.0	44.58± 5.7	40.85± 3.6	38.13± 3.1	35.99± 3.0	33.75± 2.8	31.99± 2.4	30.67± 2.6	29.04± 1.9	27.24± 1.8
100°	45.44± 5.7	43.74± 4.8	41.43± 3.6	39.74± 3.2	36.51± 2.7	34.56± 2.8	34.12± 3.0	33.05± 3.0	32.49± 3.0	26.63± 1.9
110°	39.65± 4.2	37.65± 6.2	35.32± 4.3	35.78± 3.5	31.18± 2.7	29.96± 2.1	29.01± 1.8	27.28± 1.6	26.43± 1.7	26.32± 1.3
120°	42.63± 13.1	40.19± 12.7	37.93± 11.0	33.01± 13.1	34.66± 11.8	33.35± 11.3	32.64± 11.4	31.72± 11.3	26.85± 11.9	24.18± 3.4
130°	39.13± 17.4	36.81± 16.3	34.12± 15.7	32.44± 15.1	30.90± 15.4	28.78± 13.8	27.49± 14.0	26.39± 14.0	25.71± 15.9	24.40± 3.2

Tab.3.7: Mittelwerte und Standardabweichung des Faserwinkels (FW) von SOL in Abhängigkeit des Sohlenwinkels (Zeilen) und der Kontraktionsintensität (Spalten).

FW [°]	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %
50°	13.66± 3.4	14.81± 3.4	15.71± 3.4	16.90± 3.5	17.65± 4.0	18.74± 4.2	19.76± 4.8	20.19± 4.7	21.01± 5.2	24.28± 5.5
60°	14.75± 1.9	15.86± 2.4	16.85± 2.3	16.44± 2.7	18.98± 2.7	20.41± 3.1	21.85± 3.8	22.79± 4.5	24.10± 5.2	24.94± 5.6
70°	14.61± 2.6	15.36± 3.0	15.81± 3.0	18.18± 2.8	17.76± 3.3	19.69± 3.5	20.88± 3.8	22.60± 4.4	23.71± 4.7	24.98± 5.3
80°	16.14± 2.0	17.23± 2.1	18.01± 1.9	19.45± 2.6	20.91± 2.9	22.06± 3.0	23.45± 3.3	24.70± 3.5	26.30± 3.7	28.86± 4.7
90°	20.31± 4.4	21.68± 4.1	23.54± 3.4	25.13± 3.7	27.15± 3.7	29.10± 3.6	30.89± 3.5	32.13± 3.7	34.06± 3.8	37.39± 3.5
100°	20.87± 5.6	22.37± 6.0	24.27± 5.6	26.93± 5.0	29.28± 5.1	31.07± 4.5	32.55± 4.8	34.17± 5.3	35.38± 5.9	39.70± 4.2
110°	24.49± 4.7	25.69± 4.0	27.64± 3.3	29.74± 3.2	32.26± 3.1	34.36± 4.0	35.94± 4.2	37.85± 4.6	39.51± 4.9	40.44± 4.4
120°	25.00± 7.8	26.96± 8.1	29.03± 8.0	30.63± 9.1	32.27± 10.0	34.04± 10.3	35.19± 10.9	36.36± 11.4	40.84± 11.7	44.90± 9.3
130°	25.70± 7.5	27.76± 8.5	30.09± 9.3	32.04± 9.9	33.73± 9.9	35.94± 9.9	37.98± 10.3	39.91± 11.1	41.69± 12.8	46.38± 11.0

Den quadratischen Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel findet man auch bei SOL. Mit wachsender Kontraktionsintensität weicht der Zusammenhang stärker von der Linearität ab. Auch der Scatterplot (Abb. 3.13) veranschaulicht diese Erkenntnis. Der Verlauf der

Architekturparameter Faserlänge, Faserwinkel und Muskeldicke bezüglich der Kontraktionsintensität rundet auch für SOL die Darstellung der Messergebnisse ab (Abb.3.14). SOL weist nur eine leichte Zunahme in der Muskeldicke bei steigender Kontraktionsintensität auf.

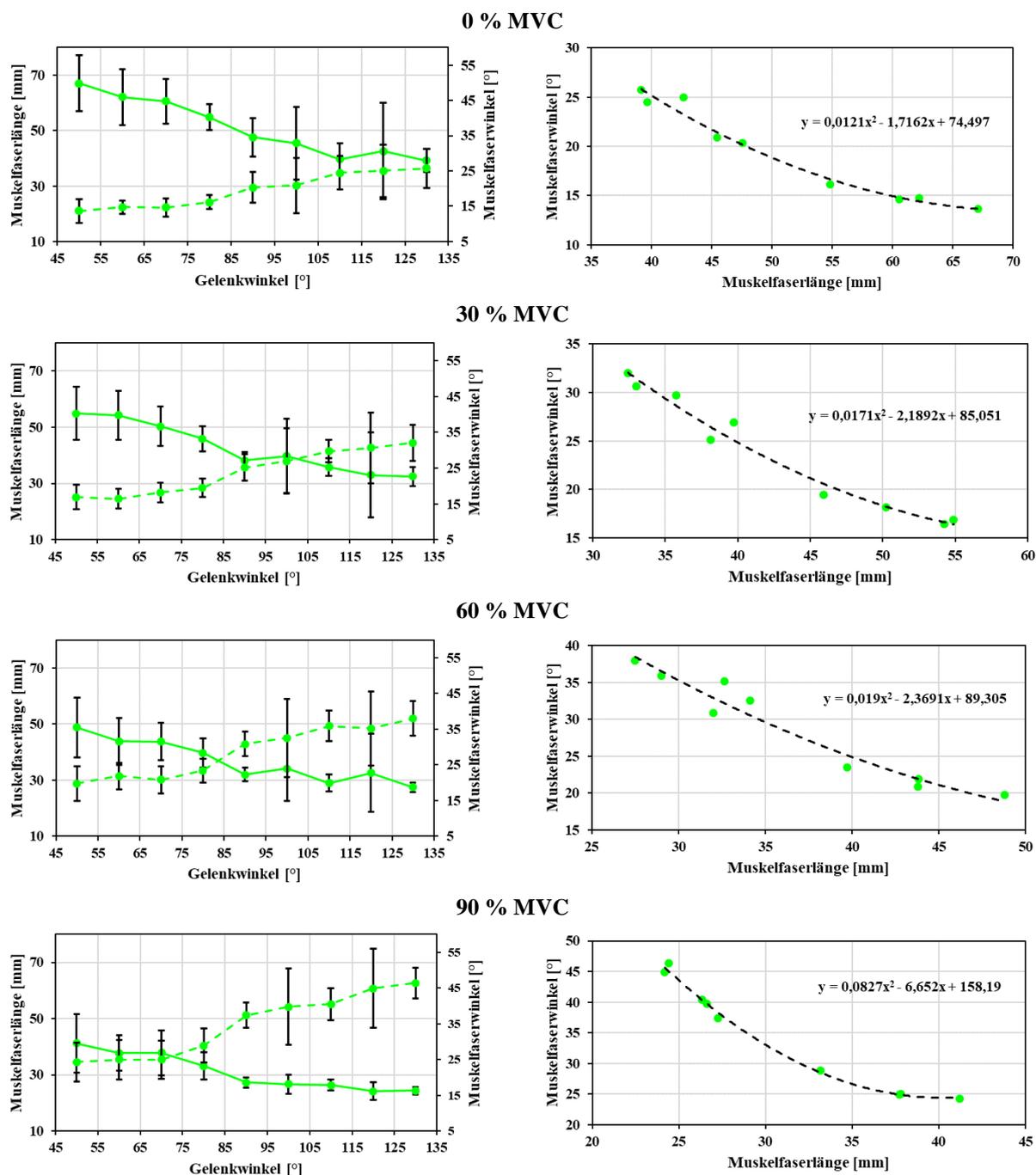


Abb.3.12: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und -winkel (Strichlinie) in Abhängigkeit des Gelenkwinkels bei isometrischen Kontraktionen von SOL verschiedener Kontraktionsintensitäten. Rechts: Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel mit quadratischer Ausgleichsfunktion.

Während es bei GAL kaum möglich war, einen Muskelausschnitt zu finden, in dem eine Faser vollständig dargestellt werden kann, ließ sich dies bei GAM und SOL aufgrund der kürzeren Faserlänge fast immer realisieren. Problematisch ist bei SOL die schlechtere Bildqualität der Ultraschallaufnahmen, insbesondere bei geringen Muskellängen, die die Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter erschwert.

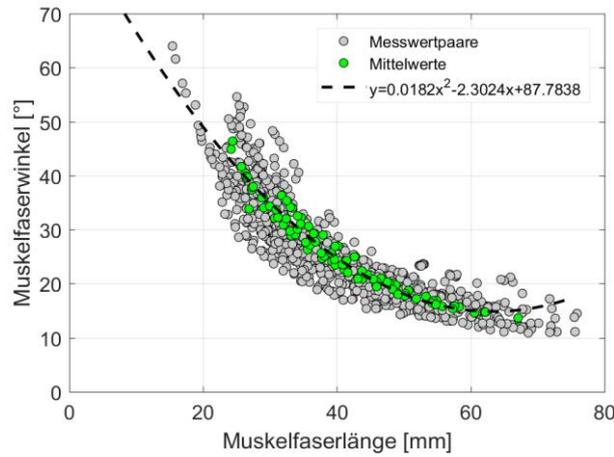


Abb. 3.13: Scatterplot aller Messwerte (grau) und der Mittelwerte (grün) von FL und FW bei isometrischen Kontraktionen von SOL und zugehörige quadratische Ausgleichsfunktion.

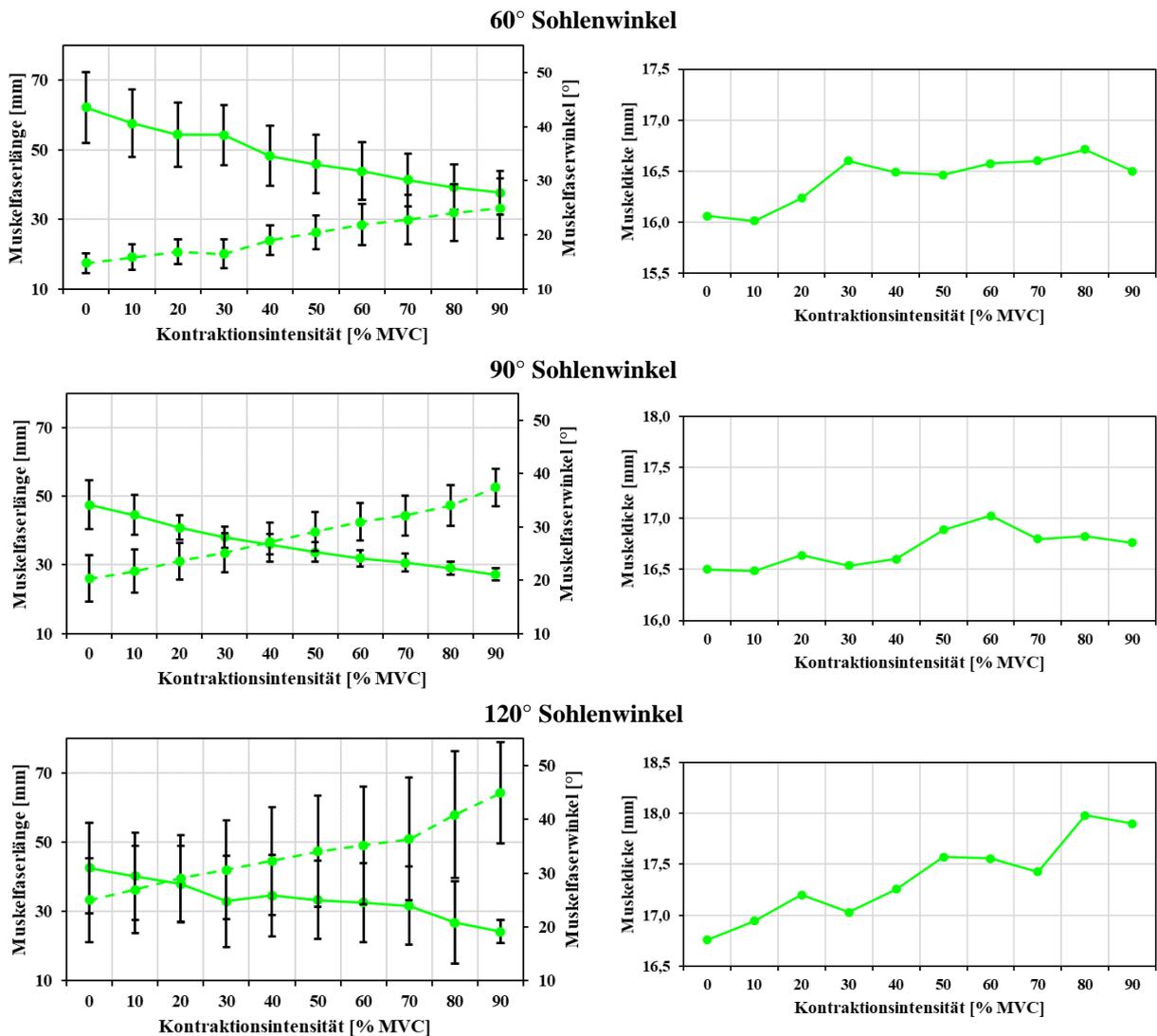


Abb.3.14: Links: Verlauf von Muskelfaserlänge (Volllinie) und Muskelfaserwinkel (Strichlinie) in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität bei isometrischen Kontraktionen von SOL bei 60°, 90° und 120° Sohlenwinkel. Rechts: Verlauf der Muskeldicke in Abhängigkeit der Kontraktionsintensität.

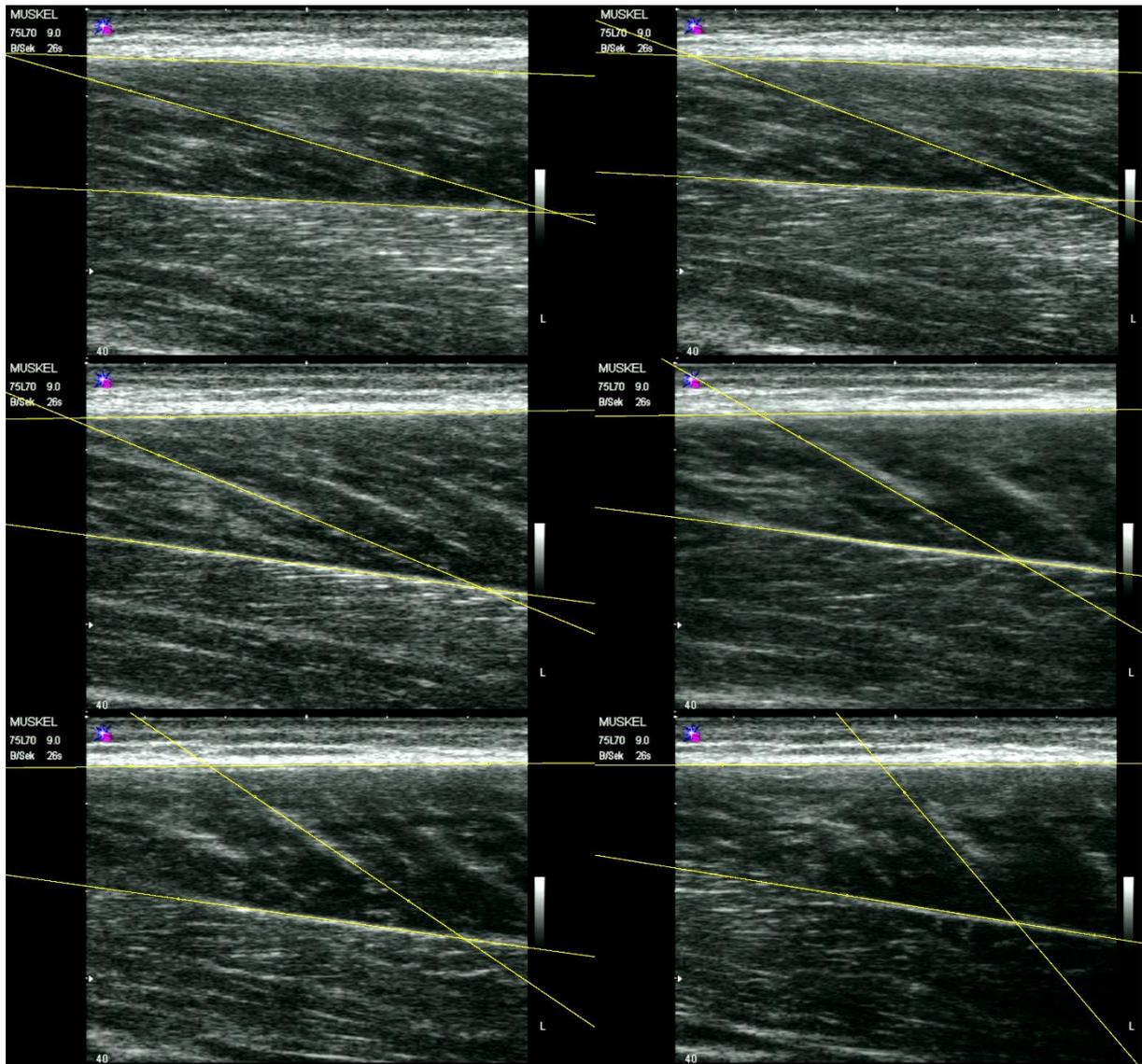


Abb.3.15: Ultraschallbilder isometrischer Kontraktionen von SOL mit digitalisiertem Verlauf einer repräsentativen Faser in Ruhe (0 % MVC) links und bei 90 % MVC rechts. Oben: 60°, Mitte: 90° und unten: 120° Sohlenwinkel.

Zusammenfassend betrachtet sind bei allen Teilmuskeln des m. triceps surae deutliche Änderungen der Architekturparameter Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel im Kontraktionsverlauf von 0-90 % MVC festzustellen. Die Ergebnisse zeigen den Einfluss der aktiven Kontraktion auf die Muskelgeometrie unabhängig von der Gelenkwinkelstellung in eindeutiger Art und Weise. Der Faserwinkel vergrößert sich während der Kontraktion deutlich um etwa das Doppelte, während sich die Faserlänge um etwa die Hälfte ihrer Ausgangslänge verkürzt. Kontraktionen bei kürzeren Muskelausgangslängen führten zu größeren Veränderungen in den Muskelarchitekturparametern in Übereinstimmung mit HERBERT & GANDEVIA (1995) und FUKUNAGA et al. (1997) und im Widerspruch zu KAWAKAMI et al. (1998). Des Weiteren sind Faserlänge und -winkel abhängig von der Muskelausgangslänge und resultieren in Veränderungen, die nicht mit der Kontraktion zusammenhängen. Konform mit FUKUNAGA (1999), MAGANARIS et al. (1999) und HERBERT et al. (2002) steigt der Faserwinkel in Ruhe von der Dorsal- zur Plantarflexion an, während sich die Faserlänge verringert. Die Schlussfolgerung

liegt nahe, dass somit die Gelenkwinkelstellung und die Kontraktionsintensität einen additiven Effekt auf die Veränderung der Muskelarchitekturparameter haben. Das Aufstellen bzw. Rotieren und Verkürzen der Fasern bei steigender Kraft und zunehmendem Sohlenwinkel sind deutlich erkennbar. Schon frühere Studien konnten nachweisen, dass sich der Faserwinkel mit Verkürzung der Muskelfasern vergrößert (u.a. ITO et al. 1998; MAGANARIS et al. 1998; FINNI 2006; MANAL et al. 2006; Kapitel 2.1) und proportional mit zunehmender Kontraktionskraft zunimmt. Die vorliegenden Ergebnisse liegen in guter Deckung zu den genannten Studien zum Kontraktionsverhalten des m. triceps surae (Tabellen 2.1-2.3).

Dabei besteht ein quadratischer Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel, der nicht nur in den Mittelwerten, sondern für alle Probanden gefunden wurde. Die enge Korrelation zwischen den beiden Parametern kann durch ihre gegenseitige Wechselbeziehung begründet werden. Dieser Zusammenhang fällt bei GAM und SOL wesentlich deutlicher aus als bei GAL. Dies kann auf die abweichende Muskelarchitektur von GAL im Vergleich zu GAM und SOL zurückgeführt werden. GAL weist gegenüber GAM und SOL längere Fasern und kleinere Faserwinkel auf (Übereinstimmend mit KAWAKAMI et al. 1998 und RANDHAWA et al. 2013). SOL besitzt bei vergleichbarem Faserwinkel kürzere Muskelfasern als GAM. Somit trifft die Feststellung von LIEBER & FRIDÉN (2000), dass Muskeln mit synergistischer Funktion unterschiedliche Charakteristika in ihrer Architektur aufweisen, um ein breites Spektrum und spezifische Anforderungen an Kraft und Geschwindigkeit abzudecken, auch auf den m. triceps surae zu. Die Beobachtungen von HODGES et al. (2003), dass sich die Architekturparameter nur bis zu einer Kontraktionsintensität von 30 % ändern, können nicht bestätigt werden. Vielmehr wurde eine stetige Änderung bei allen Gelenkwinkeln bis hin zu hohen Intensitäten festgestellt. Auch die Aussage von RANA et al. (2013), dass bei Gelenkwinkelstellungen der Dorsalflexion keine Faserwinkelvergrößerung eintritt, kann nicht unterstützt werden. Die Zunahme der Muskeldicke in allen betrachteten Muskeln ist übereinstimmend mit Ergebnissen für GAL und SOL (MAGANARIS et al. 1998; AZIZI et al. 2008; WAKELING et al. 2011; RANDHAWA et al. 2013), wohingegen für GAM in der Literatur keine konsistente Zunahme beobachtet wurde (NARICI et al. 1996; MAGANARIS et al. 1998; RANDHAWA et al. 2013; RANDHAWA & WAKELING 2015). Die Veränderungen der Muskeldicke sind Beleg für die Formveränderungen des Muskels bei Kontraktion (Kapitel 2.5), die sich u. a. nach SIEBERT et al. (2012) und BÖL et al. (2013) sowohl in der Dicke als auch in der Tiefe des Muskels aufgrund der Faszikeldeformation ergeben. Aufgrund der Tatsache, dass einzelne Muskeln eng von anderen Muskelsträngen, Bindegewebe und Knochen umgeben sind, kann sich durch die Ausdehnung des Muskels Kraft transversal auf das Muskelgewebe übertragen und dieses komprimieren (SIEBERT et al. 2014). Durch das synergistische Wirken von GAL, GAM und SOL bei der Plantarflexion führt die Ausdehnung eines Muskels zur Kompression der anderen Plantarflexoren (RYAN et al. 2019) und das Ausbauchen eines Muskels resultiert in transversaler, multidirektionaler Belastung der anderen Muskeln (REINHARDT et al. 2016). Diese Kraft der muskelumgebenden Strukturen hat Auswirkungen auf die Kontraktionsdynamik und die Veränderung der Muskelarchitektur. WAKELING et al. (2013), SIEBERT et al. (2014), SIEBERT et al. (2016) und RYAN et al. (2019) konnten zeigen, dass es durch externe Kompression zu einer geringeren Kraftproduktion, reduzierter Muskeldicke, kleineren Faserwinkeln sowie einer geringeren Faserverkürzung und dadurch zu eingeschränktem Gearing-

verhalten bei Muskelkontraktion kommt. Die Analyse und die Quantifizierung des intramuskulären Drucks in Relation zur Muskelarchitektur kann in dieser Arbeit nicht vollzogen werden. Durch die in vivo Messung sind die Auswirkungen der Formveränderung des Muskels aufgrund seiner Volumenkonstanz bei Kontraktion in den Ergebnissen der Muskelarchitekturparameter jedoch mit inbegriffen.

Bei der Auswertung der Ultraschallbilder fiel die Krümmung der Aponeurosen insbesondere bei kleinen Sohlenwinkeln und hohen Kontraktionsintensitäten auf. Die Muskelfasern wiesen eine Krümmung vor allem bezüglich der distalen Aponeurose auf, welche mit steigender Kontraktionsintensität zunahm. Die zunehmende Krümmung der Faszikel, die während der Aufnahmen beobachtet wurde, kann auf den angesprochenen intramuskulären Druck, der bei Muskelkontraktionen ansteigt und die Dehnung der Aponeurosen zurückgeführt werden (SEJERSTED et al. 1984; OTTEN 1988; VAN LEEUWEN & SPOOR 1992). Aus der Tatsache, dass übereinstimmend für alle Muskeln bei kürzerer Muskellänge eine größere Faserkrümmung beobachtet und GAM unter den untersuchten Muskeln die größte Krümmung aufwies, folgerten KAWAKAMI et al. (1998), dass die Faserkrümmung in engem Zusammenhang mit dem Faserwinkel steht. Ein größerer Faserwinkel resultiert in größeren Kräften quer zu den Aponeurosen, welche dadurch größeren intramuskulären Druck entwickeln. Im Gegensatz dazu beobachteten MAIRET et al. (2006) und FINNI (2006) bei größeren Gelenkwinkeln und geringerer Kontraktionsintensität eine weniger starke Krümmung der Fasern.

Nach REEVES & NARICI (2003) haben sehr viele Arbeiten beschrieben, dass sich die Muskelgeometrie unter isometrischen Kontraktionsbedingungen ändert. Allerdings gibt es nur wenige Studien, die sich mit der Änderung bei dynamischen Kontraktionen beschäftigt haben (FUKUNAGA et al. 2001), wie sie im Folgenden aufgezeigt werden.

3.3.2 Konzentrische Kontraktionen

Neben den isometrischen Kontraktionen bei unterschiedlichen Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten (Kapitel 3.3.1) wurden in einer vergleichbaren Versuchsanordnung auch konzentrische Plantarflexionen durchgeführt. Dazu wurde die Fixierung des Schlittens der Beinstreckermaschine gelöst, sodass dieser frei beweglich war. Ausgehend von einer ruhigen Position bei einem Sohlenwinkel von ca. 80° führten die Probanden nacheinander konzentrische Plantarflexionen mit verschiedenen Lasten aus. Der Schlitten (Leergewicht 25 kg) wurde dafür mit Zusatzgewichten von 0 kg, 50 kg und 100 kg beladen. Der durchlaufene Sohlenwinkel reicht von ca. 80° - 125° und liegt damit im Bereich der Messungen bei isometrischen Kontraktionen. Die Abbildungen 3.16-3.18 zeigen die Auswertung der Ultraschallmessungen für den Faserwinkel und die Faserlänge der Muskeln GAL, GAM und SOL. Bei der Auswertung der Ultraschallbilder konnte analog zu den isometrischen Kontraktionen festgestellt werden, dass sich mit zunehmender Verkürzung der Faserlänge der Faserwinkel erhöht. Allerdings findet eine deutliche Veränderung der Muskelgeometrie und ein Rotieren der Fasern erst nach Überschreiten des Kraftmaximums der jeweiligen Kontraktion statt. Dieser Effekt wird später in den Kapiteln 5.1.2 und 5.1.3 noch ausführlich betrachtet und steht in Zusammenhang mit dem Muscle Gearing, der Fähigkeit des Muskels seine Geometrie und

Form variabel an die Anforderungen der Kontraktion anzupassen. Bis zum Erreichen des Kraftmaximums kann von einer quasi isometrischen Kontraktion gesprochen werden, ohne nennenswerte Änderung von Faserlänge und Faserwinkel. Die geringen Änderungen zu Beginn der Kontraktion spiegeln sich auch in der Kinematik und Dynamik der Kontraktion wieder. Obwohl die Kontraktionskraft deutlich zunimmt, erhöhen sich Geschwindigkeit und Position des Schlittens nur sehr langsam (Abb. 3.16-3.18). Welche Auswirkungen das auf die Mechanik der Muskelkontraktion hat, wird ebenfalls in den Kapitel 5.1.2 und 5.1.3 noch diskutiert. An dieser Stelle sollen lediglich die Messergebnisse vorgestellt werden. Diese lassen sich aufgrund der geringen Aufnahme Frequenz des Ultraschallgerätes (25 Hz) und der kurzen Kontraktionszeit nicht so übersichtlich kategorisieren wie die Ergebnisse der isometrischen Kontraktionen. Vielmehr liegen Messwertepaare der Faserlänge und des Faserwinkels bei vollkommen unterschiedlichen Intensitäten und Gelenkwinkelstellungen vor. Die Ergebnisse werden deshalb über die bekannten Scatterplots visualisiert.

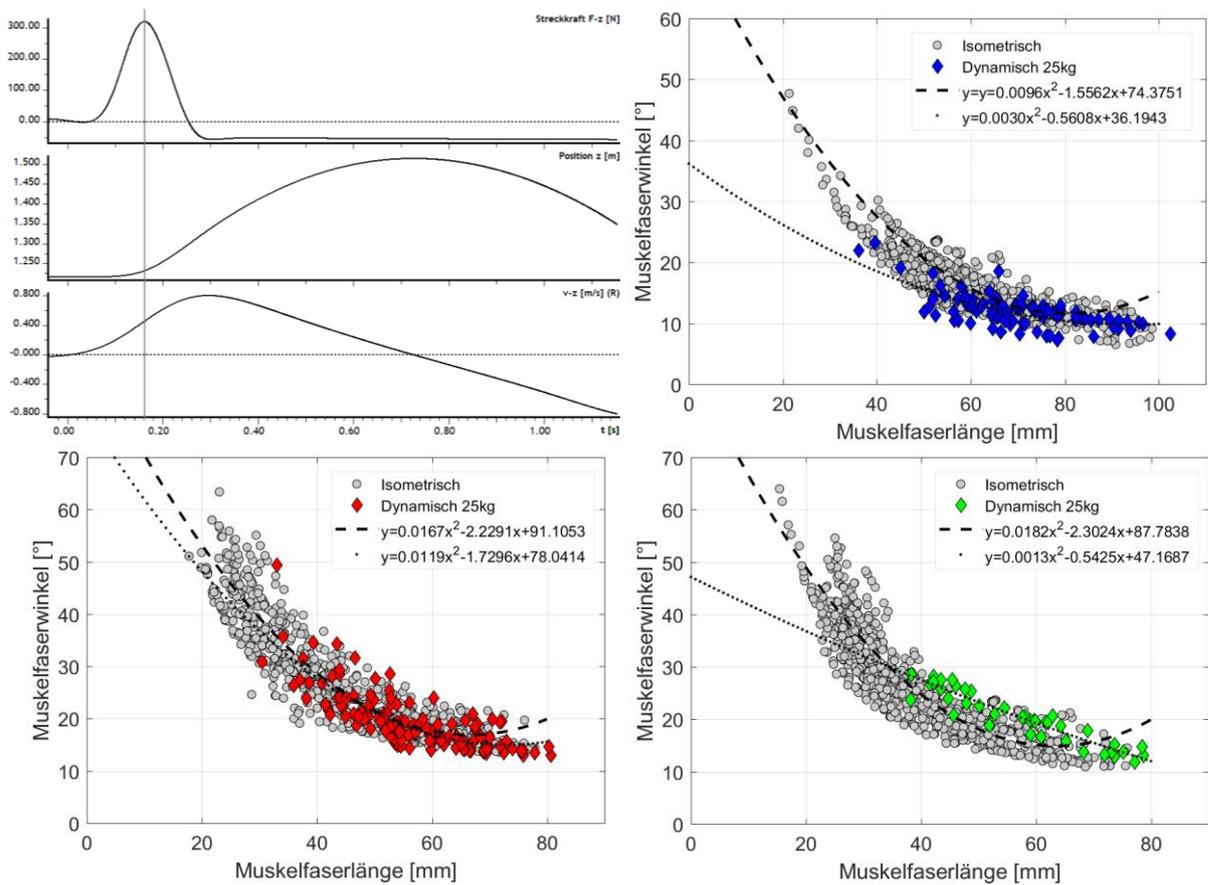


Abb.3.16: Zusammenhang von Faserwinkel und Faserlänge mit quadratischer Ausgleichsfunktion der isometrischen (Strichlinie) und konzentrischen (Punktlinie) Kontraktionen. Grau: Messwertepaare der isometrischen Kontraktionen. Blau: Messwerte von GAL (8 Probanden; 112 Werte), rot: Messwerte von GAM (10 Probanden; 138 Werte) und grün: Messwerte von SOL (3 Probanden; 46 Werte) bei konzentrischen Kontraktionen mit 25 kg Last. Oben links: Exemplarischer Kraft-, Positions- und Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf des Lastschlittens bei einer konzentrischen Plantarflexion mit einer Last von 25 kg mit gesetzter Zeitmarke zum Zeitpunkt des Kraftmaximums ($dt = 0.001$).

Bei der Darstellung der Scatterplots wurden die Ergebnisse der isometrischen in Verbindung mit den dynamischen Messungen gesetzt. Die Ergebnisse der isometrischen und konzentri-

schen Kontraktionen zeigen abweichende Werte in den erreichten Absolutwerten von Faserwinkel und Faserlänge und unterschiedliche Änderungen in der Muskelgeometrie. Auffallend bei der Betrachtung der Scatterplots ist, dass bei konzentrischen Kontraktionen geringere Änderungen des Faserwinkels und der Faserlänge und damit kleinere Faserwinkel bei längeren Faserlängen gemessen wurden, als bei isometrischen. Dabei muss zwischen den einzelnen Muskeln unterschieden werden. Die größte Diskrepanz liegt hier bei SOL. Während bei isometrischen Kontraktionen in Einzelfällen Faserwinkel von mehr als 50° und Faserlängen um die 20 mm gemessen wurden, liegen die Werte bei dynamischen Kontraktionen für den Faserwinkel im Bereich von 10° bis 30° und für die Faserlänge bei 40 mm bis 100 mm. Dazu muss angemerkt werden, dass eine zuverlässige Auswertung der Ultraschallaufnahmen der dynamischen Kontraktionen bei SOL leider nur bei drei Probanden möglich war. Bereits bei den isometrischen Versuchen war die Qualität der Ultraschallbilder von SOL schlechter als bei GAL und GAM, was sich in der Auswertung der dynamischen Versuche verstärkte. Die große Diskrepanz in den Messwerten muss demnach hinsichtlich der geringen Stichprobengröße relativiert werden.

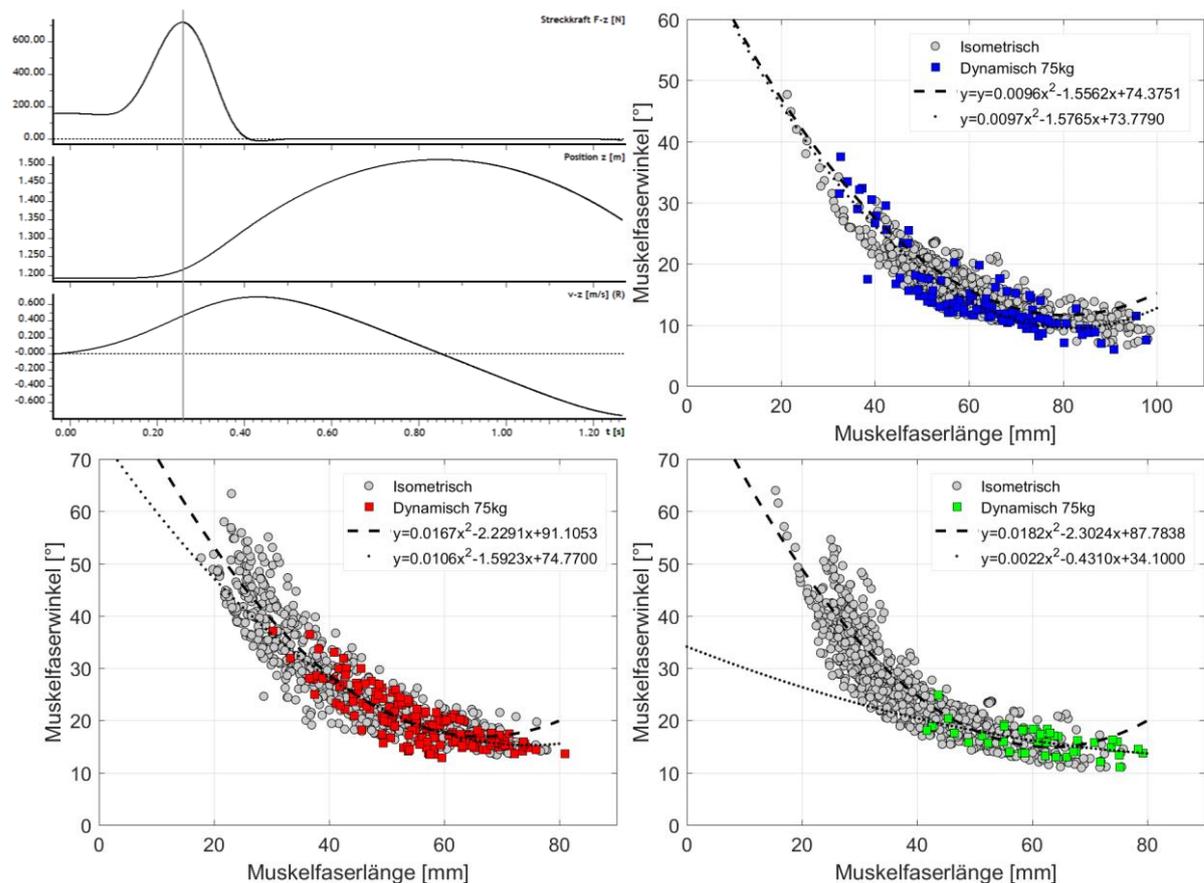


Abb.3.17: Zusammenhang von Faserwinkel und Faserlänge mit quadratischer Ausgleichsfunktion der isometrischen (Strichlinie) und konzentrischen (Punktlinie) Kontraktionen. Grau: Messwertpaare der isometrischen Kontraktionen. Blau: Messwerte von GAL (8 Probanden; 124 Werte), rot: Messwerte von GAM (10 Probanden; 173 Werte) und grün: Messwerte von SOL (3 Probanden; 41 Werte) bei konzentrischen Kontraktionen mit 75 kg Last. Oben links: Exemplarischer Kraft-, Positions- und Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf des Lastschlittens bei einer konzentrischen Plantarflexion mit einer Last von 75 kg mit gesetzter Zeitmarke zum Zeitpunkt des Kraftmaximums ($dt = 0.001$).

Die Ergebnisse von GAM weisen ebenfalls deutliche Unterschiede auf, obwohl hier alle zehn Probanden in die Auswertung einfließen konnten. Bei isometrischen Kontraktionen wurden auch hier Faserwinkel größer 50° beobachtet, während bei dynamischen Kontraktionen, unabhängig von der Last, lediglich Werte von etwa 40° erreicht werden konnten. Auch die minimalen Faserlängen waren in der Dynamik etwa 10 mm länger.

Die beste Übereinstimmung im Kontraktionsverhalten bei isometrischen und dynamischen Versuchen findet sich bei GAL. Zwar konnten auch in diesem Muskel Abweichungen ausgemacht werden, diese fallen jedoch im Vergleich zu GAM und SOL deutlich geringer aus.

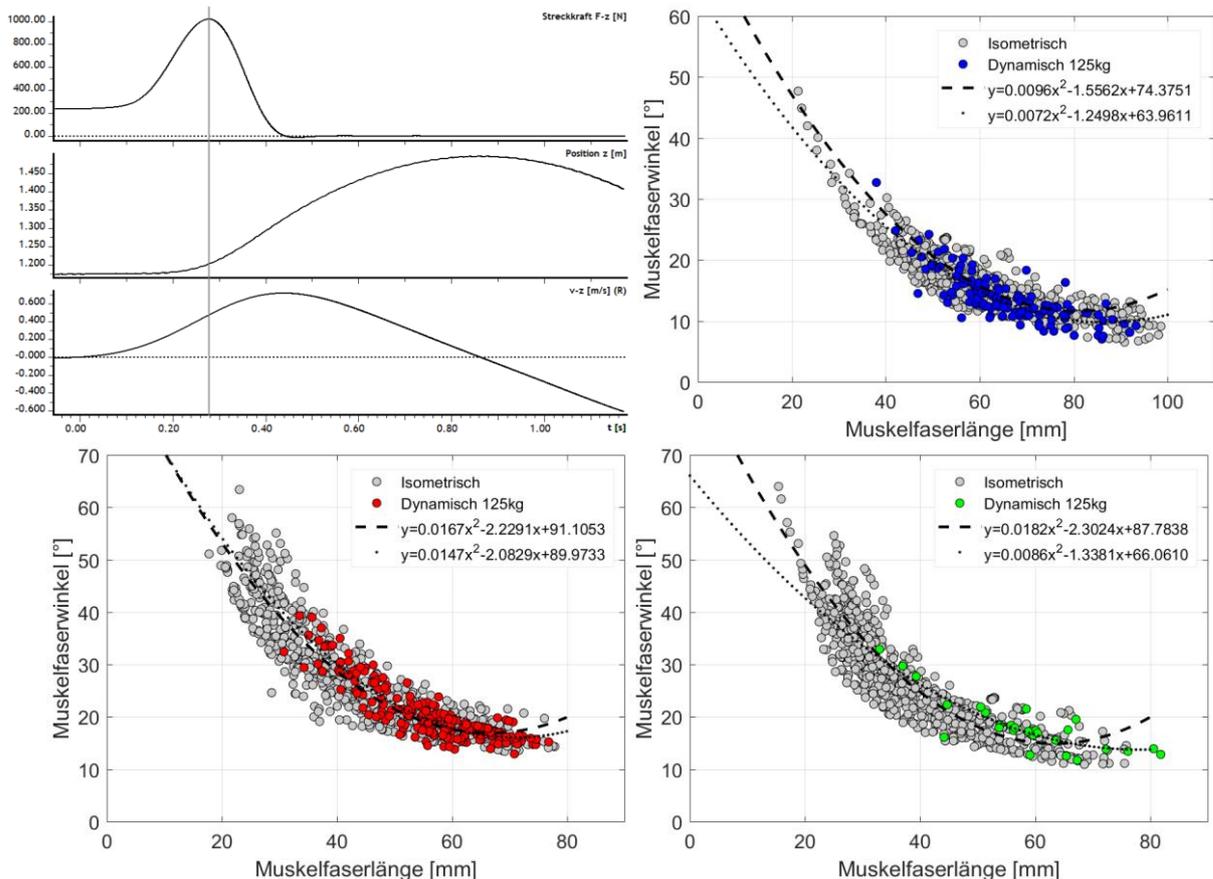


Abb.3.18: Zusammenhang von Faserwinkel und Faserlänge mit quadratischer Ausgleichsfunktion der isometrischen (Strichlinie) und konzentrischen (Punktlinie) Kontraktionen. Grau: Messwertpaare der isometrischen Kontraktionen. Blau: Messwerte von GAL (8 Probanden; 138 Werte), rot: Messwerte von GAM (10 Probanden; 204 Werte) und grün: Messwerte von SOL (3 Probanden; 30 Werte) bei konzentrischen Kontraktionen mit 125 kg Last. Oben links: Exemplarischer Kraft-, Positions- und Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf des Lastschlittens bei einer konzentrischen Plantarflexion mit einer Last von 125 kg mit gesetzter Zeitmarke zum Zeitpunkt des Kraftmaximums ($dt = 0.001$).

Die Messergebnisse zeigen, dass bei dynamischen Kontraktionen kleinere Faserwinkel erreicht werden. Bei der Betrachtung der Differenzen in den Messwerten muss jedoch beachtet werden, dass das Kraftmaximum der dynamischen Kontraktion mit einer Last von 125 kg (ca. 1000 N) nur in etwa 20 % der Intensität des MVC-Wertes bei isometrischen Kontraktion (ca. 5000 N) entspricht. Es ist davon auszugehen, dass die Differenzen in den Messwerten aufgrund der deutlich geringeren Kontraktionsintensität zustande kommen. Dies schlussfolgerten auch REEVES & NARICI (2003) und gaben an, dass die Verkürzung der Fasern und die Vergrö-

berung der Faserwinkel bei isometrischen Kontraktionen am größten ist. Eine mögliche Erklärung hierfür sind andere Einflussfaktoren auf die Kontraktion. Die Belastung der Fasern ist bei isometrischen Kontraktionen grundsätzlich deutlich höher als bei dynamischen (AZIZI et al. 2008), sodass davon ausgegangen werden kann, dass die bei isometrischen Kontraktionen entwickelten Zwangskräfte, die Zwangskräfte bei dynamischer Kontraktion übertreffen. Die Ausdehnung der Fasern in radialer Richtung und die dadurch entwickelten Querkräfte führen zwangsweise zu einem Aufstellen der Fasern und zur Vergrößerung des Faserwinkels. Dadurch lassen sich die großen Faserwinkel bei isometrischen Kontraktionen trotz oder gerade wegen der hohen Belastung und Kraftentwicklung erklären. Weitere dynamische Kontraktionen mit höherer Zusatzlast sind hier notwendig, um diese Vermutung zu bestätigen. Allerdings ist die geringe Kontraktionsintensität insofern relevant und bewusst gewählt, da eine Vielzahl der alltäglichen Bewegungen nur einen Teil der muskulären Kraft in Anspruch nimmt (KERN et al. 2001) und die hier gewählte Belastung in etwa der des Gehens entspricht. Muskelübergreifend ist auch bei dynamischen Kontraktionen ein quadratischer Zusammenhang zwischen der Muskelfaserlänge und dem Muskelfaserwinkel zu erkennen, der die Grundlage für die Berechnung der Ausgleichsfunktionen darstellt. Dennoch zeigen sich die beschriebenen Unterschiede auch in den Ausgleichsfunktionen, die jeweils für den isometrischen und dynamischen Verlauf dargestellt sind. Während die Kurven bei SOL aus den genannten Gründen weit auseinanderliegen, stimmt der Verlauf bei GAL und GAM deutlich besser bis vollkommen überein, was trotz der Unterschiede in den absoluten Werten von Faserwinkeln und Faserlängen für ein vergleichbares oder sogar übereinstimmendes Kontraktionsverhalten bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen spricht. Ohne statistische Prüfung kann man nur aufgrund der Faserwinkeländerung spekulieren, dass sich sowohl die Messwerte als auch der Kurvenverlauf der Ausgleichsfunktion der dynamischen Kontraktion mit zunehmender Last den Werten und dem Verlauf der isometrischen Kontraktion annähern. Mit zunehmender Kontraktionskraft nimmt die Kontraktionsgeschwindigkeit in Übereinstimmung mit der Kraft-Geschwindigkeits-Relation (Kapitel 2.3.3) immer weiter ab und gleicht sich einer isometrischen Kontraktion an.

Die dargelegten Ergebnisse suggerieren, dass bei der Betrachtung von Muskelkontraktionen zwischen isometrischen und konzentrischen Kontraktionen aufgrund unterschiedlicher Änderungen in der Muskelgeometrie unterschieden werden muss. Dennoch weist das Kontraktionsverhalten Ähnlichkeiten in Bezug auf den quadratischen Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel auf. Später wird in dieser Arbeit anhand der Messwerte und der Muskelmodellierung geprüft, inwieweit die Kontraktionsdynamik isometrischer Plantarflexionen auf konzentrische Plantarflexionen übertragbar ist und ob mit dem vorgestellten Modell auf Basis isometrischer Messdaten ein dynamischer Kontraktionsverlauf modelliert werden kann.

Bei der Analyse der Kraft-, Positions- und Geschwindigkeits-Zeit-Verläufe sind sowohl Unterschiede in der gemessenen Streckkraft F_Z als auch in der Kontraktionszeit festzustellen. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde der Kontraktionsbeginn auf $t = 0$ gesetzt. Mit zunehmender Last wächst die gemessene Streckkraft erwartungsgemäß von maximal ca. 300 N bei 25 kg auf maximal ca. 1000 N bei 125 kg Belastung an, während sich die Kontraktionszeit von etwa 0.2 s (25 kg) auf fast 0.4 s (125 kg) verdoppelt. Der Kraftanstieg zum Erreichen der Kraft, die

notwendig ist, um die Last zu überwinden, ist bei geringerer Last entsprechend steiler. Demzufolge konnten bei geringer Last weniger Ultraschallbilder ausgewertet werden. Der Geschwindigkeits- und Positions-Zeit-Verlauf bezieht sich auf den Lastschlitten, der durch die Plantarflexion bewegt wird. Die erreichte Maximalgeschwindigkeit des Schlittens bei 75 kg und 125 kg ist mit ca. 0.6 m/s vergleichbar, während bei einer Last von 25 kg mit einer maximalen Geschwindigkeit von 0.8 m/s ein Unterschied zu den anderen beiden Lasten besteht. Damit wird der Schlitten bei der niedrigsten Last am höchsten beschleunigt. Zwischen 75 kg und 125 kg Last ist darüber hinaus kein Unterschied in der Charakteristik des Positions-Zeit-Verlaufs des Schlittens zu erkennen (Abb. 3.16-3.18 oben links).

4 Modelle zur Analyse von Plantarflexionen

Die in vivo Messung von Muskelkräften oder Kontraktionsverläufen beim Menschen ist möglich, aber ethisch nur schwer vertretbar. Um dennoch Informationen und charakteristische Eigenschaften über die Kontraktionsdynamik einzelner Muskeln zu erhalten, werden äußere Kräfte oder Momente gemessen und mit Hilfe von Modellrechnungen auf innere Kräfte übertragen. Die Generierung von Gelenkmomenten hängt zum einen von der Muskel-Skelett-Architektur und zum anderen von der erzeugten Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes ab. Aus der Muskel-Skelett-Architektur ergeben sich der Gelenk- und Muskelmomenthebel und dadurch bei gegebener Muskelkraft das Gelenkmoment. Aus der gemessenen äußeren Kraft kann somit über das Geometriemodell des Fußes die eigentliche Muskel- bzw. Faserkraft bestimmt werden. Gelenk- und Muskelmomenthebel ändern sich mit der Änderung des Gelenkwinkels, werden jedoch durch die im Modell festgelegten anatomischen Parameter zur Rekonstruktion der Fußgeometrie für jede Winkelposition berücksichtigt. Exakte Messungen der anthropometrischen Daten am Probanden sind hier entscheidend für zuverlässige Ergebnisse. Dadurch ist das erzeugte Moment ausschließlich von der Muskelkraft abhängig. Neben der Muskelarchitektur sind im eigentlichen Muskelmodell alle Elemente des MTC implementiert, die zur Erzeugung und Übertragung der Kraft vom Muskel auf das Skelettsystem beitragen (Kapitel 4.2.1). Über die Modellrechnung werden somit Architekturparameter bestimmt, die nicht direkt oder nur unter hohem messtechnischem Aufwand gemessen werden können (HUIJING 1995) und einen Eindruck über das Kontraktionsverhalten des Muskels vermitteln.

4.1 Geometriemodell des Fußes und des oberen Sprunggelenks

Das alleinige Erzeugen von Kraft durch Muskelkontraktion löst für sich noch nicht die erwünschte Bewegung aus. Dazu bedarf es weiterer Strukturen, die dazu beitragen, dass die Kraft auf das Skelettsystem übertragen werden kann. Zu diesen Strukturen zählen u. a. Sehnen und Aponeurosen, die die Verbindung zwischen Muskulatur und Knochen herstellen (Kapitel 2.4.1). Über die Gelenke erfolgt die Übertragung der Muskelkraft auf die Gliedmaßen. Die Übersetzung der Muskelkraft auf das Gelenkmoment ist stark von der Winkelstellung des Gelenks abhängig. Zur Untersuchung menschlicher Muskelkontraktionen muss der Kontraktionsverlauf aus der Kinematik bzw. Dynamik der Gliedmaßenbewegung bestimmt werden (WANK 2000). Darüber hinaus müssen Gelenkmomente und Muskelhebellängen bei der Berechnung der Muskel- bzw. Faserkraft berücksichtigt werden. Dazu dient hier ein trigonometrisches Gelenkmodell des oberen Sprunggelenks (OSG) und des Fußes nach WANK (2000), das die individuelle Geometrie des Muskel-Skelett-Systems eines Probanden beschreibt. Bei der Anwendung dieses Modells werden Dreiecksrelationen auf der Basis anatomischer Gelenkdaten genutzt, um auf die Gelenkbewegung bei der Kontraktion rückschließen zu können. Ein solches Modell ist nur für Gelenke mit einer nahezu fixen Drehachse geeignet, wodurch angenommen wird, dass sich die Bewegung der Plantarflexion lediglich in einer Ebene vollzieht, wodurch die Betrachtung des Fußes in der Sagittalebene ausreichend ist. Der

Fuß lässt sich so auf ein Dreieck aus Sohle c , Spannlänge f und Calcaneushebel h reduzieren (Abb. 4.1) (u. a. KIM & VOLOSHIN 1995), das sich bei Belastung kaum ändert. Neben der Reibungsfreiheit der Gelenkmechanik wird der Fuß als masselos angenommen, wodurch Gelenkmomente des unbelasteten Fußes vernachlässigt werden können (WANK 2000). Die Drehachse verläuft stabil durch die Zentren der Knöchel. Abbildung 4.1 zeigt im Speziellen das Geometriemodell des Fußes und dessen Verortung im gesamten Modell der unteren Extremität. Die Plantarflexion wird vereinfacht als eingelenkige Bewegung des OSG betrachtet. Dazu wird der Ursprung für beide Gastrocnemii und den m. soleus in das Gelenkzentrum des Kniegelenks gelegt. Dieser gemeinsame Ursprung idealisiert den anatomischen Ursprung am Epicondylus femoris (GAM medial, GAL lateral) und am Caput und Collum fibulae (SOL). Ansatz der gemeinsamen Achillessehne ist der mittlere Teil der Rückfläche des Tuberculi calcanei.

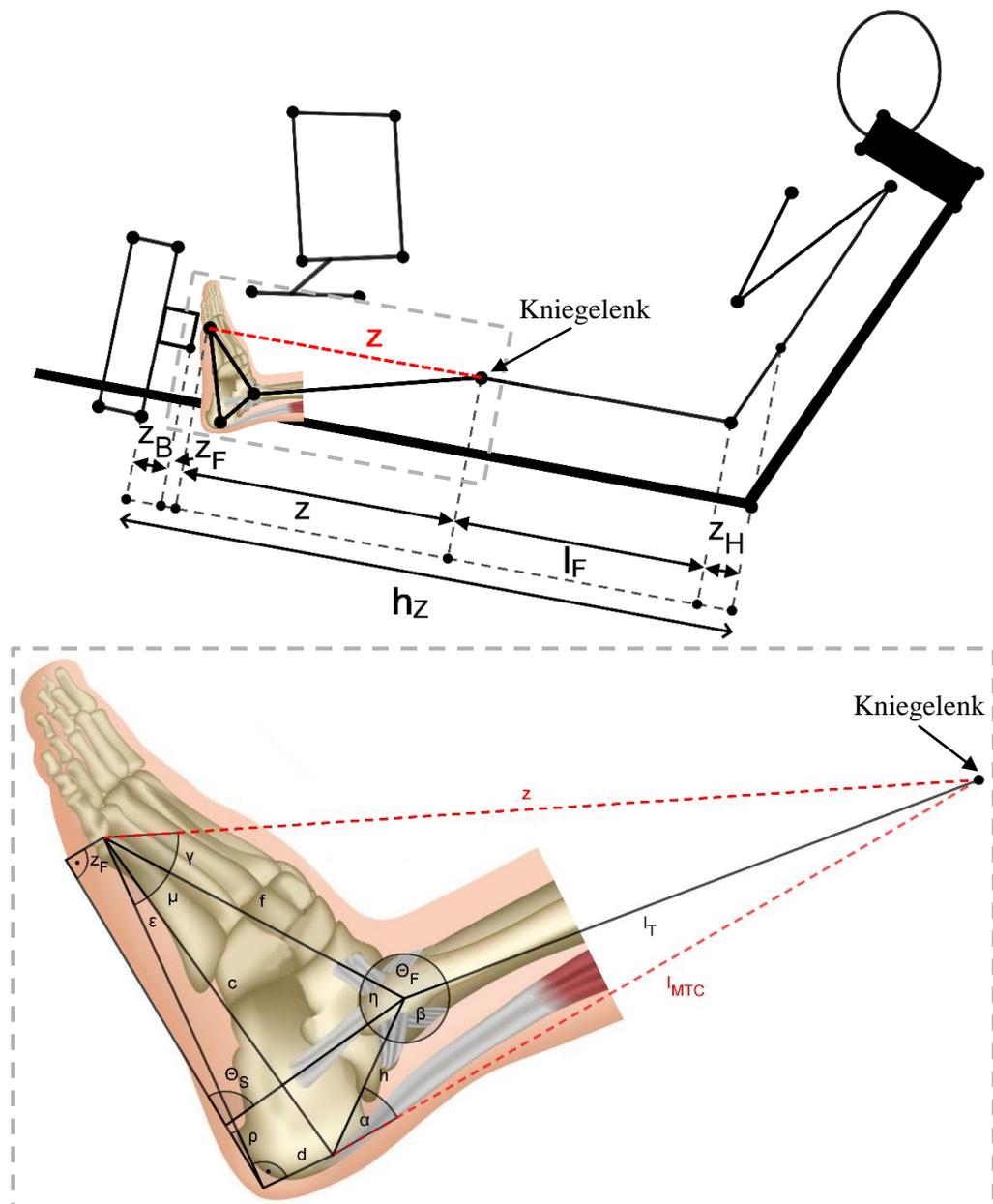


Abb.4.1: Oben: Skizze des Versuchsaufbaus (vgl. Abb. 3.1) mit Messgrößen am Probanden und an der Beinstreckermaschine. Unten: Vergrößerte Darstellung des Geometriemodells des Fußes mit allen verwendeten Größen zur Berechnung des Schlittenabstands h_z , des Gelenk- und Muskelmomenthebels und der Länge des MTC l_{MTC} (Abbildung Fuß modifiziert nach ADOBE STOCK (2021)).

Die Grundlage für die Berechnungen des Gelenk- und Muskelmomenthebels des m. triceps surae stellen zunächst die am Probanden und der Messapparatur gemessenen Parameter dar:

- Länge Femur l_F
- Länge Tibia l_T
- Länge Sohle c
- Länge Spann f
- Calcaneus Hebel h
- Calcaneus Offset d
- Ballen Offset z_F bzw. $z_{\bar{F}}$
- Hüft Offset z_H
- Balkenbreite z_B

Vor Beginn der Messungen wurde wie in Kapitel 3.1 beschrieben, zu jedem vorgegebenen Sohlenwinkel θ_s , $\theta_s \in \{50^\circ, 60^\circ, \dots, 130^\circ\}$ der jeweilige Schlittenabstand h_Z mit Hilfe der gemessenen Geometriedaten über die Formeln (9) bis (15) berechnet.

$$\varepsilon = \arcsin\left(\frac{d}{c}\right), \quad \mu = \arccos\left(\frac{f^2 + c^2 - h^2}{2 \cdot f \cdot c}\right), \quad \rho = \arcsin\left(\frac{z_F}{e}\right) \quad (9), (10), (11)$$

$$\text{mit } e = \cos(\varepsilon) \cdot c \quad (12)$$

$$\theta_s = \theta_F + \rho - \varepsilon - \mu \quad \text{bzw.} \quad \theta_F = \theta_s - \rho + \varepsilon + \mu \quad (13)$$

$$z = \sqrt{f^2 + l_T^2 - (\cos(\theta_F) \cdot 2 \cdot f \cdot l_T)} \quad (14)$$

$$h_Z = z + l_F + z_H + z_{\bar{F}} + z_B \quad (15)$$

Die kinematische Messung der Bewegung liefert über den Positions-Zeit-Verlauf $h_Z(t)$ die Basis für die nun folgenden Berechnungen mittels des Geometriemodells. Über das Geometriemodell werden erste Zeitverläufe von Muskelgrößen wie beispielsweise des Spann winkels θ_F , des Gelenkmoments M_F oder der MTC-Länge l_{MTC} bestimmt. Diese Größen dienen später als Eingabe-Parameter für die in Kapitel 5 vorgestellte Muskelmodellierung. Der Abstand $z(t)$ zwischen den Drehzentren von Ballen- und Kniegelenk folgt direkt aus $h_Z(t)$:

$$z(t) = h_Z(t) - l_F - z_H - z_{\bar{F}} - z_B \quad (16)$$

Über $z(t)$ können der tatsächliche Spann winkel θ_F und der Winkel γ zwischen dem Kraftangriffspunkt der gemessenen Reaktionskraft F_Z am Ballen und dem Lasthebel f ermittelt werden, sodass die Berechnung des zeitlichen Verlaufs des wirkenden Gelenkmoments M_F möglich ist:

$$\theta_F(t) = \arccos\left(\frac{f^2 + l_T^2 - z^2(t)}{2 \cdot f \cdot l_T}\right) \quad (17)$$

$$\gamma(t) = \arccos\left(\frac{z^2(t) + f^2 - l_T^2}{2 \cdot z(t) \cdot f}\right) \quad (18)$$

$$M_F(t) = F_Z(t) \cdot f \cdot \sin(\gamma(t)) \quad (19)$$

Über die folgenden Rechenschritte werden Länge und Geschwindigkeit des MTC des m. triceps surae bestimmt. Dazu bedarf es der Berechnung des Winkels η zwischen der Spannlänge f und dem Calcaneushebel h und des Winkelverlaufs $\beta(t)$ zwischen der Tibia und h unter Berücksichtigung des Sohlenwinkels θ_s (bzw. des Spann winkels θ_f).

$$\eta = \arccos\left(\frac{f^2 + h^2 + c^2}{2 \cdot f \cdot h}\right) \quad (20)$$

$$\beta(t) = 360^\circ - \theta_f(t) - \eta \quad (21)$$

$$l_{MTC}(t) = \sqrt{h^2 + l_T^2 - \cos(\beta(t)) \cdot 2 \cdot h \cdot l_T} \quad (22)$$

$$v_{MTC}(t) = \frac{dl_{MTC}(t)}{dt} \quad (23)$$

Zu jedem Messzeitpunkt kann in Abhängigkeit der Länge des MTC der Winkel α zwischen dem Calcaneushebel und der MTC-Länge und somit der Muskelmomenthebel der Plantarflexoren bestimmt werden. Damit sind alle Zusammenhänge zur Berechnung der gesamten Muskelkraft F_{TSU} sowie der Kräfte der einzelnen Muskeln F_{MTC} gegeben. p_{MTC} beschreibt hierfür den prozentualen Anteil des physiologischen Muskelquerschnitts des jeweiligen Muskels.

$$\alpha(t) = \arccos\left(\frac{l_{MTC}^2(t) + h^2 - l_T^2}{2 \cdot l_{MTC} \cdot h}\right) \quad (24)$$

$$F_{TSU}(t) = \frac{M_F(t)}{h \cdot \sin(\alpha(t))} \quad (25)$$

$$F_{MTC}(t) = F_{TSU}(t) \cdot p_{MTC} \quad (26)$$

4.1.1 Validierung des Geometriemodells anhand der Berechnung des Sohlenwinkels

Nachdem der Aufbau des trigonometrischen Gelenkmodells des Fußes und des OSG zur individuellen Rekonstruktion der Fußgeometrie des Probanden vorgestellt wurde, wird das Modell hinsichtlich der Berechnung des Sohlenwinkels validiert. Über das Modell werden ausgehend von den gemessenen Zeitverläufen der bei der Plantarflexion ausgeübten Kraft des Probanden und der Position des Lastschlittens die Länge des MTC l_{MTC} (Formel (22)) und die Muskelkraft F_{MTC} (Formel (26)) bestimmt. Beide Größen bilden die Basis für die Modellierung von isometrischen und konzentrischen Plantarflexionen (Kapitel 5.1) über das Muskelmodell (Kapitel 4.2) und sind daher entscheidend für eine erfolgreiche Modellierung.

Als Vergleichsgröße dient der Verlauf des Sohlenwinkels, der sowohl über das Geometriemodell auf Basis der Schlittenposition als auch über eine 2D-Videoanalyse aus der Rekonstruktion der Fußstellung zum Unterschenkel bestimmt wurde. Für die Videoanalyse wurden

die Aufnahmen einer isometrischen Kontraktion bei einem vorgegebenen Sohlenwinkel von 90° und einer konzentrischen Plantarflexion bei einer Last von 125 kg mit der Bewegungsanalysesoftware SIMI Motion 9.2.0 digitalisiert, die Messdaten des Sohlenwinkels exportiert und im Zeitverlauf dargestellt (Abb. 4.2 und 4.3).

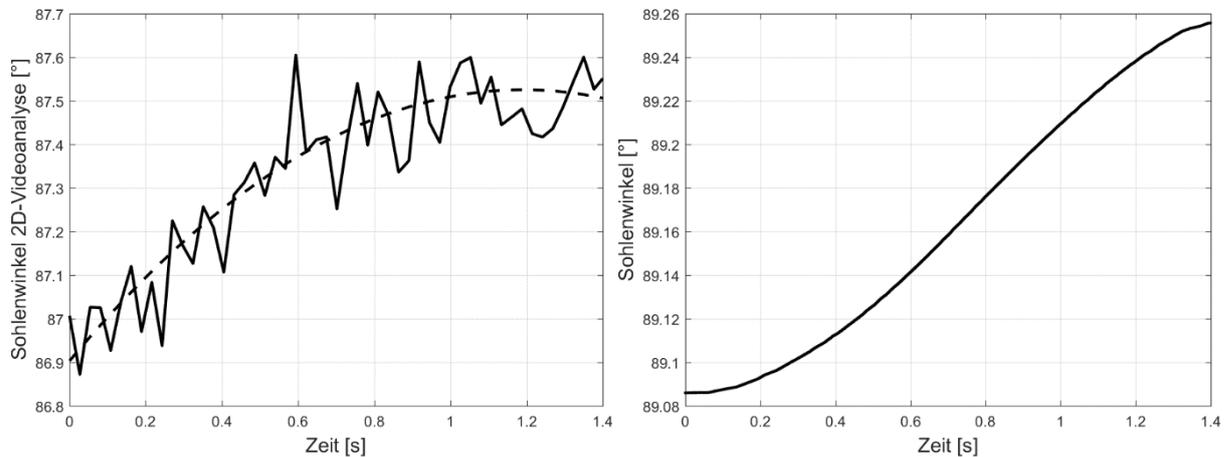


Abb.4.2: Zeitverläufe des Sohlenwinkels bei einer isometrischen Kontraktion mit einem vorgegebenen Sohlenwinkel von 90° . Links: Messdaten des Sohlenwinkels und der zugehörigen Ausgleichskurve basierend auf den digitalisierten Daten der 2D-Videoanalyse. Rechts: Über das Geometriemodell des Fußes berechneter Verlauf basierend auf dem gemessenen Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens.

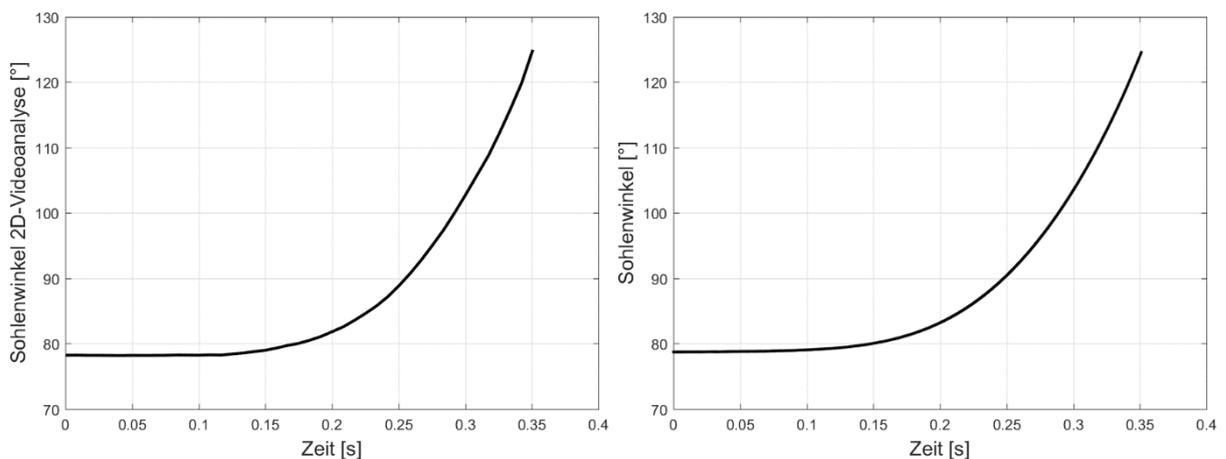


Abb.4.3: Zeitverläufe des Sohlenwinkels bei einer konzentrischen Kontraktion mit einer Last von 125 kg und einem vorgegebenen Startwinkel von ca. 80° . Links: Verlauf des Sohlenwinkels basierend auf den digitalisierten Daten der 2D-Videoanalyse. Rechts: Über das Geometriemodell des Fußes berechneter Verlauf basierend auf dem gemessenen Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens.

Die Abbildungen 4.2 und 4.3 zeigen, dass sich der Sohlenwinkel über das Modell hinreichend genau repräsentieren lässt. Der berechnete Sohlenwinkel des Modells weicht bei der isometrischen Kontraktion nur um etwa 1.5° - 2.0° von der Vorgabe bzw. dem durch die Videoanalyse bestimmten Wert ab, während bei der konzentrischen Kontraktion die Abweichung sogar unter 1° liegt. Die Zunahme des Sohlenwinkels trotz fixierter Position bei der isometrischen Kontraktion kann über die Weichteildeformation während der Kontraktion erklärt werden. Über das Geometriemodell des Fußes können demnach zuverlässig u. a. die Länge des MTC und die Muskelkraft aus den gemessenen Positions- und Kraft-Zeit-Verläufen umgerechnet werden und in die Berechnungen des Muskelmodells einfließen.

4.2 Aufbau des Muskelmodells der Plantarflexoren

Der Einfluss der Faserwinkeländerung auf die Kontraktionsdynamik des Muskels ist mittlerweile unbestritten. Dennoch gibt es nur wenige Arbeiten (Kapitel 2.2), die einen dynamischen Faserwinkel in der Muskelmodellierung berücksichtigen. Wird der Faserwinkel in die Modellierung integriert, erfolgt dies maßgeblich unter der Annahme eines konstanten Faserwinkels oder einer konstanten Muskeldicke (Kapitel 2.5). Beide Annahmen entsprechen nicht dem realen Kontraktionsverhalten. Vielmehr geht die Kontraktion mit einer großen Änderung des Faserwinkels einher (Kapitel 3.3), was zu einer ganz eigenen Dynamik im Kontraktionsverhalten führt. In diesem Kapitel wird das komplexe Muskelmodell, das später für die Modellierung von isometrischen und konzentrischen Kontraktionen der Plantarflexoren verwendet wird, vorgestellt. Der grundlegende Aufbau des phänomenologischen Modells geht auf WANK (2000) zurück, der in seiner Arbeit ein bestehendes Modell von HUIJING für Muskeln fusiformer Architektur zu einem Muskelmodell für unipennate Muskeln erweiterte. Das Modell umfasst die grundlegenden Eigenschaften der Muskelkontraktion. Es ist aus den bereits vorgestellten CE-, SE- und PE-Elementen zusammengesetzt (Kapitel 2.4) und berücksichtigt entsprechend der unipennaten Architektur einen dynamischen Muskelfaserwinkel α_F zwischen Faserausrichtung und der Kraftwirkungslinie des Muskels. Ausgehend von der in Abbildung 4.4 dargestellten Anordnung von CE-, SE- und PE-Elementen, wird zunächst der allgemeine mathematische Zusammenhang detailliert erläutert, bevor dann im nächsten Kapitel auf die verwendeten muskelspezifischen Parameter näher eingegangen wird.

4.2.1 Muskelmodell für unipennate Muskeln

Im Muskelmodell ist das kontraktile (CE) Element im Faserwinkel α_F zur Kraftwirkungsrichtung integriert, was der unipennaten Muskelstruktur entspricht. Parallel dazu sind das passive Element (PE) und das Dämpfungselement (D) angeordnet. Auf die Modellierung des Dämpfungselements wird aufgrund des vernachlässigbaren Einflusses bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen verzichtet (Kapitel 2.4.3). Aus Gründen der Vollständigkeit ist es in der Zusammenstellung der Modellrechnungen dennoch mit aufgeführt. Im Muskelmodell ergibt sich die Kraft des kontraktilen Elements allein aus der Kraft der Muskelfasern. Das serienelastische (SE) Element verläuft in Richtung der Muskelwirkungslinie (Abb. 4.4).

Zur Unterscheidung der Variablen ist der jeweilige morphologische Parameter dem Formelzeichen tiefgestellt. Für die Muskelmodellierung wurde idealisiert angenommen, dass die Aponeurosen parallel zueinander liegen und gleich lang sind, Faserlängen und -winkel über die gesamte Muskellänge homogen sind und einen linearen Verlauf aufweisen. Außerdem wird von einer einheitlichen Aktivierung und Rekrutierung der Fasern und von einem konstanten Aponeurosenwinkel β_A ausgegangen, der individuell für jede Kontraktion berechnet wurde. Die Änderung des Aponeurosenwinkels bei der Kontraktion ist marginal und kann guten Gewissens vernachlässigt werden. Die Ansatzpunkte der Aponeurose liegen im Modell auf der Kraftwirkungslinie (Abb. 4.4).

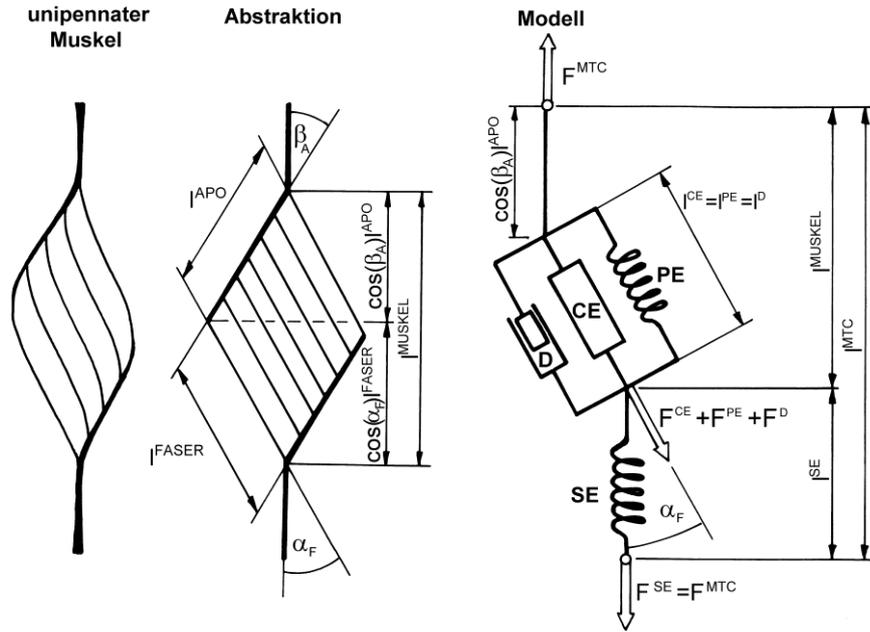


Abb.4.4: Aufbau des Muskelmodells eines unipennaten Muskels und Anordnung der kontraktilen (CE), serienelastischen (SE), parallelelastischen (PE) und Dämpfungskomponente (D) (aus WANK 2000).

Für die Modellrechnungen gelten für den gesamten Muskel-Sehnen-Komplex und für das kontraktile Element folgende Beziehungen:

$$F_{MTC} = (F_{CE} + F_{PE} + F_D) \cdot \cos(\alpha_F) = F_{SE} \quad \text{und damit} \quad F_{CE} = \frac{F_{MTC}}{\cos(\alpha_F)} - F_{PE} - F_D \quad (27)$$

$$v_{MTC} = v_{CE} \cdot \cos(\alpha_F) - v_{SE} \quad \text{wobei} \quad v_{CE} = v_{PE} = v_D \quad (28)$$

$$l_{MTC} = l_{CE} \cdot \cos(\alpha_F) + l_{APO} \cdot \cos(\beta_A) + l_{SE} \quad \text{wobei} \quad l_{CE} = l_{PE} = l_D \quad (29)$$

$$v_{CE} = \frac{dl_{CE}}{dt} = \frac{v_{MTC} + v_{SE}}{\cos(\alpha_F)} \quad (30)$$

$$l_{CE} = \frac{l_{MTC} - l_{APO} \cos(\beta_A) - l_{SE}}{\cos(\alpha_F)} \quad (31)$$

Die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} ist bei Muskelverkürzung positiv definiert, während die Geschwindigkeit der Sehne bei Dehnung ebenfalls positiv ist ($\Delta l_{SE} > 0$). Die Annahme $l_{CE,0} = l_{PE,0}$ folgt aus experimentellen Befunden von WANK (1996).

Die Implementierung des serienelastischen Elements erfolgt über einen quadratischen Ansatz (VAN SOEST et al. 1995). Es wurde sowohl die Längenänderung der Sehne als auch, im Vergleich zu WANK (2000), der Aponeurose berücksichtigt. Das Verhalten von Sehne und Aponeurose ist durch eine nicht lineare Kraft-Längen-Relation gekennzeichnet, die durch ein Polynom zweiten Grades beschrieben wird.

$$l_{SE} = \sqrt{\frac{F_{TSU}}{k_{SE}}} + l_{SE,0} \quad \text{mit} \quad k_{SE} = \frac{F_{TSU,Max}}{(l_{SE,F_{TSU,Max}} - l_{SE,0})^2} \quad (32)$$

Wobei $l_{SE,F_{TSU,Max}}$ die Sehnenlänge ist, bei der die Sehnenkraft den Wert der isometrischen Maximalkraft erreicht $F_{SE}(l_{SE,F_{TSU,Max}}) = F_{TSU,Max}$ und $l_{SE,0}$ die Sehnenausgangslänge.

$$F_{SE} = k_{SE} (l_{SE} - l_{SE,0})^2 \quad (33)$$

$$v_{SE} = \frac{dl_{SE}}{dt} = \frac{1}{\sqrt{k_{SE}}} \frac{d\sqrt{F_{TSU}}}{dt} \quad (34)$$

Entsprechend ergibt sich das Verhalten der Aponeurose unter Berücksichtigung des hier als konstant angenommenen Aponeurosenwinkels β_A (Formel (41)).

$$l_{APO} = \sqrt{\frac{F_{MTC}}{\cos(\beta_A) k_{APO}}} + l_{APO,0} \quad \text{mit} \quad k_{APO} = \frac{F_{MTC,Max}}{\cos(\beta_A) (l_{APO,F_{MTC,Max}} - l_{APO,0})^2} \quad (35)$$

Die Berechnung des PE-Elements fließt ebenfalls über einen quadratischen Ansatz in das Muskelmodell ein und gleicht vom Funktionstyp dem des SE-Elements.

$$F_{PE} = \begin{cases} 0 & \text{für } l_{PE} < l_{PE,0} \\ k_{PE} \cdot (l_{PE} - l_{PE,0})^2 & \text{für } l_{PE} \geq l_{PE,0} \end{cases} \quad \text{mit} \quad k_{PE} = \frac{F_{PE,Max}}{(l_{CE,0} + w - l_{PE,0})^2} \quad \text{und} \quad (36)$$

$$w = 0.4997 \cdot l_{CE,0} \quad (37)$$

Dabei entspricht w dem halben Längenbereich der Fasern, in dem kontraktile Kräfte generiert werden können (WANK 2000). Die Kraft des PE-Elements wird nur berücksichtigt, wenn die Startlänge des PE-Elements $l_{PE,0}$ kleiner ist, als die Länge des CE-Elements l_{CE} ($l_{CE} = l_{PE}$).

4.2.2 Parameterauswahl für die kontraktile und viskoelastische Komponente

Im vorigen Kapitel wurden die allgemeinen Zusammenhänge der modellbildenden CE-, SE- und PE-Komponenten eines unipennaten Muskels dargelegt. Nachfolgend werden die muskelspezifischen Parameter der Plantarflexoren für die Berechnung von Muskel- und Faserkraft sowie der Längen und Kontraktionsgeschwindigkeiten von Muskel, Faser und Sehne vorgestellt. Bevor die eigentliche Modellrechnung beginnt, werden die gemessenen anatomischen Größen der probandenspezifischen Fußgeometrie eingelesen und mit Hilfe des trigonometrischen Gelenkmodells des oberen Sprunggelenks (Kapitel 4.1) der Gelenkmoment- und Muskelmomenthebel bestimmt. Ausgangspunkt der Berechnungen der kontraktiven Eigenschaften

am Modell bilden damit die Bestimmung der Muskelkraft F_{MTC} (Formel (26)) und die Berechnung der Länge des MTC l_{MTC} aus dem gemessenen Kraft- bzw. Positions-Zeit-Verlauf während der Kontraktion und den probandenspezifischen Fußgeometriedaten.

Den formalen Zusammenhang liefern für das Gelenkmoment M_F Formel (19), für die Gesamtkraft F_{TSU} des m. triceps surae bei der Plantarflexion Formel (25) und für die Länge des MTC l_{MTC} Formel (22). Die eigentliche Kraft F_{TSU} des m. triceps surae wird über die Division der Gelenkmomente durch den Muskelmomenthebel berechnet (Formel (25)). Die Erfassung von Kraft und Position erfolgt zeitkontinuierlich, so dass zu jedem Messzeitpunkt eine Berechnung von Hebel, Moment und Kraft erfolgen kann.

Die weiteren Modellrechnungen wurden für jeden einzelnen Muskel mit muskelspezifischen Parametern durchgeführt. Um den Beitrag der einzelnen Muskeln des m. triceps surae am Gelenkmoment der Achillessehne bei der Plantarflexion zu isolieren, wurde die jeweilige Muskelkraft den Muskeln über ihren Anteil am physiologischen Querschnitt des m. triceps surae p_{MTC} zugewiesen (Formel (38)) (GAL 12 %, GAM 26 %, SOL 62 % nach ALBRACHT et al. (2008)). Vergleichbare Relationen finden sich in WICKIEWICZ et al. 1983, WOITTEZ et al. 1984, FRIEDRICH & BRAND 1990, FUKUNAGA et al. 1992, ARNDT et al. 1998, KINUGASA et al. 2005 und MORSE et al. 2008.

$$F_{MTC}(t) = F_{TSU}(t) \cdot p_{MTC} \quad (38)$$

Je nach Kontraktionsbedingungen (isometrisch, konzentrisch, Gelenkwinkelstellung) wurden die Startwerte für die Faserlänge $l_{CE,0}$ und den Faserwinkel $\alpha_{F,0}$ für die iterative Berechnung der Modellgrößen gewählt, die in Tabelle 4.1 überblicksartig zusammengestellt sind. Für die weiteren Startgrößen wurde darauf geachtet, möglichst wenig Daten aus der Literatur zu verwenden, sondern auf die spezifischen Messdaten zurückzugreifen und die Startwerte rechnerisch zu bestimmen. Unter der Voraussetzung, dass Ansatz- und Ursprungssehne in einer Linie angeordnet sind ergeben sich für die Startwerte von Muskellänge $l_{MUSKEL,0}$, Aponeurosenlänge $l_{APO,0}$ und den als konstant gesetzten Aponeurosenwinkel β_A folgende Rechenvorschriften:

$$l_{MUSKEL,0} = l_{MTC,0} - l_{SE,0} \quad (39)$$

$$l_{APO,0} = \sqrt{l_{MUSKEL,0}^2 + l_{CE,0}^2 - 2 \cdot l_{MUSKEL,0} \cdot l_{CE,0} \cdot \cos(\alpha_F)} \quad (40)$$

$$\beta_A = \arccos\left(\frac{l_{MTC,0} - l_{CE,0} \cdot \cos(\alpha_{F,0}) - l_{SE,0}}{l_{APO,0}}\right) \quad (41)$$

$$\alpha_F = \alpha_{F,Mess} - \beta_A \quad (42)$$

Nach der Berechnung des Aponeurosenwinkels β_A , wird dieser vom (Start)Wert des Messergebnisses $\alpha_{F,Mess}$ abgezogen, um den eigentlichen Faserwinkel α_F zwischen Muskelfaser und Kraftwirkungsrichtung des Muskels zu bestimmen und nicht wie in der Ultraschallmessung den Winkel zwischen Faser und Aponeurose in die Modellrechnung mit einzubeziehen.

Den Ausgangspunkt der Berechnungen der Kontraktionsdynamik bildet der aus Kapitel 3.3.1 bekannte quadratische Zusammenhang zwischen Faserwinkel und Faserlänge, den alle Muskeln aufweisen. Auf Basis der Messdaten des einzelnen Muskels (Kapitel 3.3.1) wurden die Koeffizienten p_0 , p_1 und p_2 des Polynoms (Formel (43)) ermittelt. Über eine quadratische Ausgleichsfunktion zweiten Grades kann so der Faserwinkel in Abhängigkeit der Faserlänge für jeden Zeitschritt und separat für jeden Muskel iterativ bestimmt werden.

$$\alpha_F(t) = p_2 \cdot l_{CE}^2(t) + p_1 \cdot l_{CE}(t) + p_0 \quad (43)$$

Wie in Kapitel 2.4.1 ausführlich beschrieben, liegt eine Vielzahl von Untersuchungen vor, die sich mit der Quantifizierung der elastischen Eigenschaften von Sehnen und Aponeurosen auseinandergesetzt haben. Für die hier verwendeten Daten wurde auf eine Studie von ARAMPATZIS et al. (2005) zurückgegriffen, die zuverlässige Messdaten zur Steifigkeit des serienelastischen Elements liefert. Zur Bestimmung der Längenänderung der Sehne in Abhängigkeit der Kontraktionskraft wird angenommen, dass sich die Sehne bei einer Belastung entsprechend der Maximalkraft des gesamten Muskels um 4.72 % dehnt. Um die entsprechende Sehnenlänge zu berechnen muss die Sehnausgangslänge mit dem genannten Strain-Wert multipliziert werden: $l_{SE, F_{TSU, Max}} = 1.0472 \cdot l_{SE, 0}$.

Der Elastizitätsparameter der Sehne k_{SE} wird dabei mit der gesamten Kraft der Plantarflexion berechnet, da dieser Teil sowohl von GAM/GAL als auch von SOL gedehnt wird. Die Spannung ist in dieser Struktur deutlich größer als in der Aponeurose der einzelnen Muskeln GAL, GAM und SOL mit der jeweiligen Muskelkraft (MURAMATSU et al. 2001). Entsprechend gilt für die Dehnung der Aponeurose bei maximaler Belastung: $l_{APO, F_{MTC, Max}} = 1.0512 \cdot l_{APO, 0}$ (ARAMPATZIS et al. 2005)

Aufbauend auf den Startwerten (Tab. 4.1) und den entsprechenden Messverläufen des MTC können jetzt die zeitlichen Verläufe der Längen, der an der Kontraktion beteiligten Strukturen, über folgende Beziehungen iterativ berechnet werden:

$$l_{SE}(t) = \sqrt{\frac{F_{TSU}(t)}{k_{SE}}} + l_{SE, 0} \quad \text{mit} \quad k_{SE} = \frac{F_{TSU, Max}}{(l_{SE, F_{TSU, Max}} - l_{SE, 0})^2} \quad (44)$$

$$l_{APO}(t) = \sqrt{\frac{F_{MTC}(t)}{k_{APO} \cdot \cos(\beta_A)}} + l_{APO, 0} \quad \text{mit} \quad k_{APO} = \frac{F_{MTC, Max}}{\cos(\beta_A) \cdot (l_{APO, F_{MTC, Max}} - l_{APO, 0})^2} \quad (45)$$

$$l_{CE}(t) = \frac{l_{MTC}(t) - l_{APO} \cdot \cos(\beta_A) - l_{SE}(t)}{\cos(\alpha_F(t))} \quad (46)$$

$$l_{MUSKEL}(t) = l_{CE}(t) \cdot \cos(\alpha_F(t)) + l_{APO}(t) \cdot \cos(\beta_A) \quad \text{bzw.} \quad (47)$$

$$l_{MUSKEL}(t) = l_{MTC}(t) - l_{SE}(t)$$

Nach der Iteration liegen alle für den Kontraktionsprozess relevanten Muskelgrößen vor, so dass weitere Zeitverläufe von Größen der Kontraktionsdynamik, wie die Kontraktionsgeschwindigkeiten, die Faserkraft F_{CE} und die Muskeldicke d_{MUSKEL} , bestimmt werden können. Die Charakterisierung des Muskelmodells ist damit abgeschlossen und die Grundstruktur für die Muskelmodellierung von isometrischen und konzentrischen Kontraktionen angelegt.

$$v_{SE}(t) = \frac{dl_{SE}}{dt}, \quad v_{CE}(t) = \frac{dl_{CE}}{dt}, \quad v_{MUSKEL}(t) = \frac{dl_{MUSKEL}}{dt} \quad (48)$$

$$F_{CE}(t) = \frac{F_{MTC}(t)}{\cos(\alpha_F(t))} \quad (49)$$

$$d_{MUSKEL}(t) = l_{CE}(t) \cdot \sin(\alpha_F(t) + \beta_A(t)) \quad (50)$$

Tab.4.1: Überblick über die Startwerte und berechneten Parameter und Konstanten aus den Messergebnissen für die iterative Berechnung der Größen der Kontraktionsdynamik mit dem Muskelmodell.

Parameter	GAL				GAM				SOL			
	60° ISO	90° ISO	120° ISO	80° DYN	60° ISO	90° ISO	120° ISO	80° DYN	60° ISO	90° ISO	120° ISO	80° DYN
$\alpha_{F,0}$ [°]	6.57	6.87	7.28	3.35	10.62	15.78	18.94	8.16	13.31	17.6	19.42	9.6
β_A [°]	5.29	5.33	5.99	5.85	5.72	5.82	6.29	7.04	2.54	2.71	2.95	3.20
$l_{CE,0}$ [cm]	7.78	7.18	6.41	9.32	6.60	5.13	4.25	7.69	5.76	4.76	4.37	8.19
$l_{SE,0}$ [cm]	24.0*				24.0*				8.0**			
$F_{TSU,Max}$ [N]	6604											
$F_{MTC,Max}$ [N]	792				1717				4095			
k_{SE} [N/m ²]	$5.133 \cdot 10^7$				$5.133 \cdot 10^7$				$4.6315 \cdot 10^8$			
k_{APO} [N/m ²]	$1.879 \cdot 10^7$				$1.137 \cdot 10^7$				$1.281 \cdot 10^7$			
k_{PE} [N/m ²]	$5.998 \cdot 10^5$				$2.462 \cdot 10^6$				$7.250 \cdot 10^6$			
w [cm]	3.63				2.64				2.37			
PCSA [%]	12				26				62			

* u. a. ARAMPATZIS et al. 2005; MAGNUSSON et al. 2001 und KINUGASA et al. 2008

** u. a. MAGNUSSON et al. 2003; FUKUNAGA et al. 2002

5 Modellierung von Plantarflexionen

Die Muskelmodellierung isometrischer und konzentrischer Kontraktionen der Plantarflexoren erlaubt auf Basis der empirisch bestimmten, muskelphysiologischen und biomechanischen Daten einen Einblick in die inneren Abläufe der Kontraktionsdynamik der menschlichen Plantarflexionen und ermöglicht die Untersuchung der architektonischen und morphologischen Eigenschaften der Skelettmuskulatur. Die Bestimmung der kontraktiven Eigenschaften auf makroskopischem Level stellt die Voraussetzung für eine Verallgemeinerung der Abhängigkeit des Muskelfaserwinkels von der Muskelfaserlänge und der Muskelfaserkraft dar, wie sie ebenfalls Gegenstand dieses Kapitels ist. Um die Ergebnisse der Modellierung zu optimieren, wurden im Modell die spezifischen Eigenschaften der drei hauptsächlich an der Plantarflexion beteiligten Muskeln *m. gastrocnemius lateralis*, *m. gastrocnemius medialis* und *m. soleus* berücksichtigt, um die fehlende Integration eines dynamischen Muskelfaserwinkelverlaufs in ein Muskelmodell (u. a. GÜNTHER & RUDER 2003) auszugleichen und so die Realität der Muskelkontraktion besser zu beschreiben. Dennoch geht auch dieses Modell mit gewissen Limitationen und Idealisierungen einher, die anschließend kritisch diskutiert werden.

5.1 Biomechanische Modellierung des Kontraktionsverlaufs

In den vorausgehenden Kapiteln wurde die Quantifizierung der Architekturparameter Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel der Plantarflexoren bereits ausführlich dargelegt. Die vorliegenden Daten bilden nun die Grundlage für die Berechnungen und damit die Modellierung von Kontraktionsverläufen bei Plantarflexionen am Muskelmodell. Es wird ein dynamischer Muskelfaserverlauf bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen der Plantarflexoren dargestellt, der die Veränderungen von Faserwinkel und Faserlänge mathematisch beschreibt. Darüber hinaus können weitere dynamische Parameter wie beispielsweise die Sehnen- und Aponeurosenlänge sowie die Kontraktionsgeschwindigkeiten über das Muskelmodell berechnet werden. Neben der probandenspezifischen Fußgeometrie und den Architekturparametern dienen der gemessene Kraft- und Positions-Zeit-Verlauf der Kontraktion als Berechnungsgrundlage. Das Modell bildet letztlich den Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge, Muskelfaserwinkel und Muskelfaserkraft ab.

Wie bereits eingangs beschrieben, sind Simulationsergebnisse stark von den eingesetzten Parametern abhängig. Die muskelphysiologischen Parameter, auf denen das Modell basiert, müssen die realen Größen bestmöglich repräsentieren. Die durchgeführten Untersuchungen erlauben nicht nur eine umfassende Beschreibung der Architekturparameter aufgrund zahlreicher Messungen von Kontraktionen bei unterschiedlichen Bedingungen, sondern liefern zuverlässige und realitätsnahe Parameter, die die Realität der Bewegung erfolgreich abbilden. Die Güte des Modells wurde zunächst probandenspezifisch getestet, indem für jeden Probanden die individuellen Messwerte, Geometrieparameter und Kraftwerte als Grundlage für die Berechnung dienten. Die Qualität der Modellierung der Kontraktionsverläufe variiert aufgrund der interindividuellen Variabilität, ist jedoch insgesamt als sehr gut zu bewerten. All-

gemeingültige Aussagen lassen sich jedoch nur treffen, wenn die Modellierung nicht nur für einzelne Probanden erfolgreich ist, sondern auch auf die Grundgesamtheit der Probanden übertragen werden kann. Dementsprechend wurden in einem zweiten Schritt sämtliche Messwerte aller Probanden als Modellgrundlage gewählt und in Bezug zu den errechneten Mittelwerten (Tabellen 3.2-3.7) gesetzt. Da die Fußgeometrie und die darüber ermittelten Parameter jedoch subjektspezifisch sind (HOY et al. 1990), wurde exemplarisch ein repräsentativer, qualitativ hochwertiger Kraft-Zeit-Verlauf eines leistungsstarken Probanden als Eingabe für die Modellrechnung eingelesen und die Fußgeometrie probandenspezifisch berechnet.

Die Ergebnisse der Modellrechnung werden zunächst anhand maximaler isometrischer Kontraktionen (MVC) unterschiedlicher Muskelausgangslängen aufgezeigt. Dabei werden für jeden Muskel des m. triceps surae (GAL, GAM und SOL) die Veränderungen der Muskulararchitekturparameter dargestellt und beschrieben. Anschließend wird der Frage nachgegangen, inwieweit die Kontraktionsdynamik isometrischer Kontraktionen auf die Veränderungen der Architekturparameter bei konzentrischen Kontraktionen übertragbar ist und ob eine Modellierung konzentrischer Kontraktionen auf Basis isometrisch gemessener Daten möglich ist.

5.1.1 Analyse isometrischer Kontraktionen

Aus Gründen der Übersichtlichkeit und der besseren Lesbarkeit wird bei der Darstellung der Modellverläufe darauf verzichtet, die den Verläufen zu Grunde liegenden Rechenoperationen nochmals zu erläutern. Alle Ergebnisse basieren auf den in Kapitel 4.1 und 4.2 vorgestellten Berechnungsvorschriften.

Für jeden Probanden liegen Daten bei Gelenkwinkelstellungen von 50° - 130° (GAL und SOL) und 50° - 120° (GAM) Sohlenwinkel vor. Um die gesamte Amplitude der Gelenkbewegung abzubilden, werden exemplarisch die Ergebnisse der Modellierung für einen kleinen Sohlenwinkel (60°), eine neutrale Position (90°) und eine fast gestreckte Fußstellung (120°) vorgestellt. Diese drei Gelenkwinkelstellungen konnten von allen Probanden problemlos realisiert werden. Für die Eingabe der Kraftwerte wird jeweils auf den Kraft-Zeit-Verlauf einer maximal willkürlichen Kontraktion (MVC) zurückgegriffen. Vor der Modellierung wurden die entsprechenden Messdatenreihen über eine Spline Funktion nach REINSCH (1967) numerisch geglättet. Zudem wurde das zu analysierende Zeitintervall vom Zeitpunkt kurz vor Beginn des ersten Kraftanstiegs (Beginn der Kontraktion) bis zum Erreichen der isometrischen Maximalkraft bestimmt und die Daten extrahiert. Um die iterative Berechnung der Kontraktionsverläufe zu starten, mussten für die Faserlänge und den Faserwinkel Startwerte vorgegeben werden. Dazu wurden die vorliegenden Messdaten der jeweiligen Gelenkwinkelstellung bei leichter Vorkontraktion ($\approx 10\%$) gewählt und der berechnete Wert für den Aponeurosenwinkel vom gemessenen Faserwinkel (Tab. 4.1) abgezogen, um den Winkel zwischen Faserrichtung und Kraftwirkungslinie des Muskels zu bestimmen. Die iterative Berechnung zeigt sich, bis auf wenige Ausnahmen, unabhängig von der Wahl der Startwerte, gut reproduzierbar und stabil. Im Folgenden werden die Ergebnisse der Modellierung exemplarisch anhand der drei oben genannten Gelenkwinkelstellungen vorgestellt. Ausführliche Erläuterungen werden insbesondere bei der neutralen (Sohlenwinkel 90°) Gelenkwinkelstellung gegeben. Um Redundanzen

zu vermeiden, werden bei 60° und 120° Sohlenwinkel lediglich die wichtigsten Architekturparameter Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge mit der zugehörigen Faserkraft näher betrachtet und der Verlauf der Kontraktion über eine Bildreihe veranschaulicht. Zudem wird auf die hauptsächlichen Änderungen im Vergleich zu den anderen Gelenkwinkelstellungen eingegangen. Um die Veränderungen der Architekturparameter besser vergleichen zu können, wird die Größenänderung immer über die prozentuale Änderung in Bezug auf den Ausgangswert angegeben. Bei der Skalierung der y-Achse wurde zur besseren Vergleichbarkeit der Diagramme nach Möglichkeit das gleiche Größenintervall gewählt.

m. gastrocnemius medialis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 90°

Da der Verlauf der Streckkraft und der Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes (MTC) (Abb. 5.1) unabhängig vom betrachteten Muskel sind, stehen sie hier stellvertretend für alle drei Muskeln. Bei dieser Gelenkwinkelstellung kommen nach HIRATA et al. (2015) passive Kräfte durch Dehnung der passiven Strukturen nur bei GAL und GAM zum Tragen, die jedoch kaum ins Gewicht fallen. Erwartungsgemäß liegt die Längenänderung des MTC bei einer isometrischen Kontraktion im Submillimeterbereich und kann vernachlässigt werden. Die geringe Längenänderung des MTC, die in Abbildung 5.1 (rechts) aufgrund der feinen Skalierung erkennbar ist, kann durch die Weichteildeformation während der Kontraktion erklärt werden, die trotz Fixierung nicht vollkommen vermieden werden konnte.

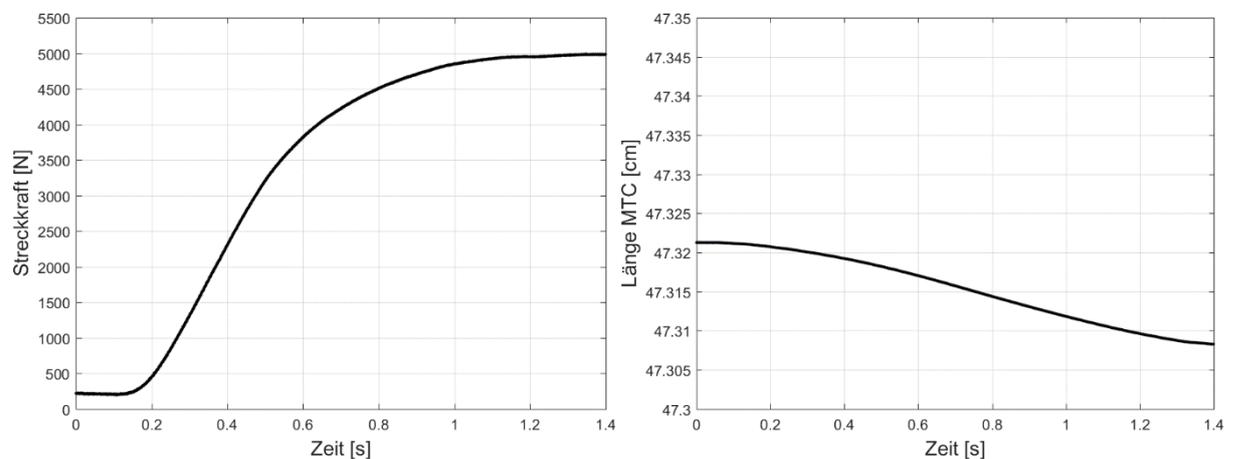


Abb.5.1: Zeitverlauf der Streckkraft und der Länge des MTC einer isometrischen Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 90° .

Hingegen der sonst üblichen Reihenfolge der Darstellung der Ergebnisse wird in diesem Fall mit GAM begonnen. Aufgrund seiner Muskelgeometrie und dem größeren initialen Faserwinkel ist die Charakteristik der Kontraktionsdynamik besser erkennbar als bei GAL und erleichtert damit den Einstieg in den Überblick über die Modellergebnisse.

Aufgrund der Kraftgenerierung des Muskels verringert sich die Muszellänge (Abb. 5.2 oben rechts) und führt aufgrund der nahezu konstanten MTC-Länge zwangsläufig zu einer Dehnung der Sehne um etwa 0.9 cm und der Aponeurose um 0.8 cm (Abb. 5.2 unten). Der Zeitverlauf der Muskelkraft für ein Bein (Abb. 5.2) geht unter Berücksichtigung der Hebelverhältnisse von Gelenk und Muskel direkt aus dem gemessenen Kraft-Zeit-Verlauf (Streckkraft)

beider Beine hervor. Zudem fließt bei der Berechnung der Muskelkraft noch der Anteil an der Kontraktion des *m. gastrocnemius medialis* am *m. triceps surae* ein (26 %). Da sich die Hebelverhältnisse während einer isometrischen Kontraktion kaum ändern, ist der Verlauf der Muskelkraft identisch mit dem der Streckkraft, allerdings mit entsprechend niedrigeren Werten. Der Verlauf der Faserkraft (Abb. 5.2 oben links) resultiert aus dem Verlauf der Muskelkraft durch Division der Muskelkraft durch den Cosinus des Muskelfaserwinkels α_F zum jeweiligen Zeitpunkt. Im zeitlichen Verlauf der Kontraktion zeigt sich der Unterschied zwischen Muskel- und Faserkraft bei wachsendem Faserwinkel deutlich, was die Relevanz der Berücksichtigung eines dynamischen Faserwinkels einmal mehr unterstreicht, aber auch die bereits angesprochene Frage der Effizienz der Kraftübertragung in dieser Richtung aufwirft, die in Natur sicher nicht so gering ist, wie der Faktor $\cos(\alpha_F)$ (Formel (27)) vorgibt.

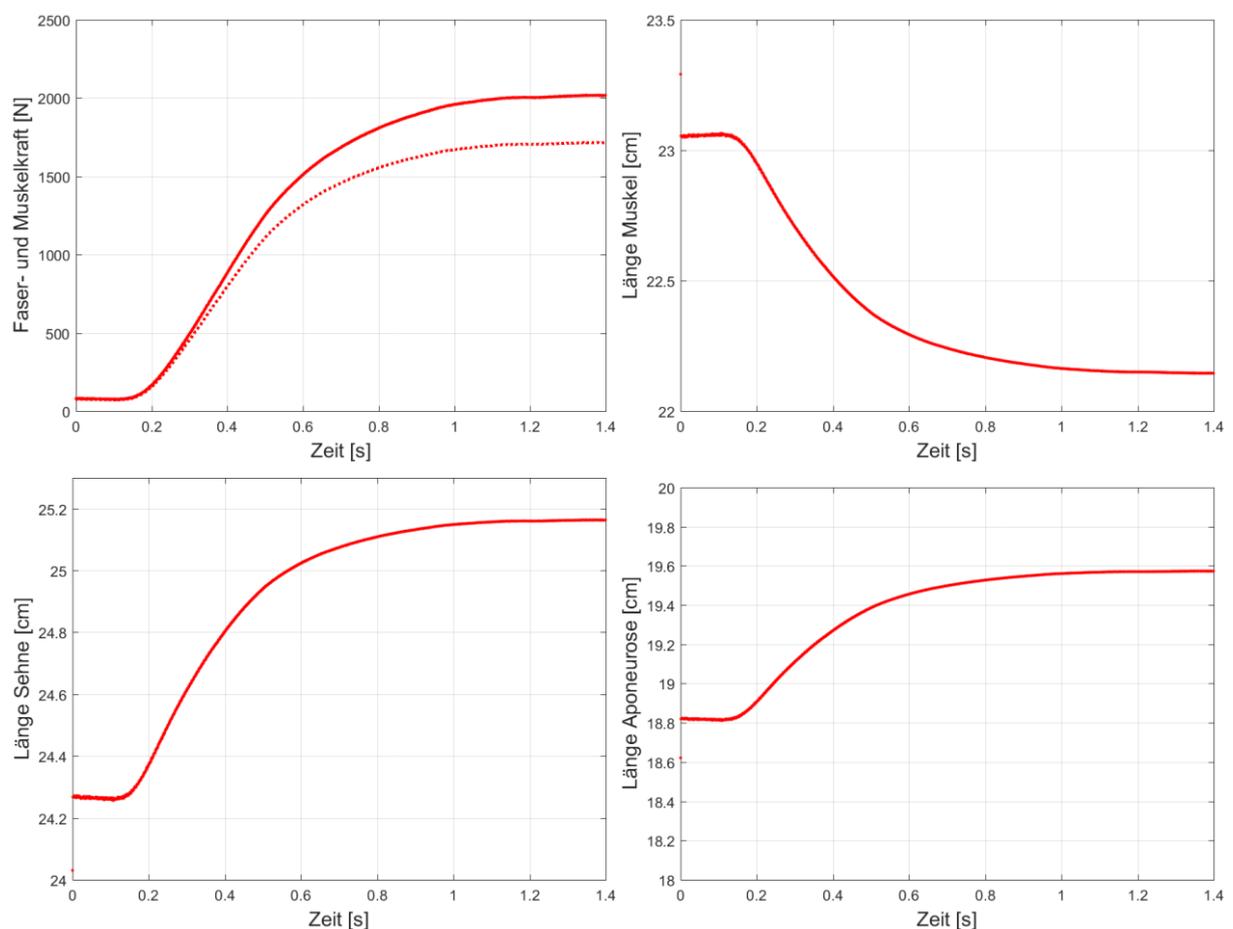


Abb.5.2: Zeitverläufe von Faser- und Muskelkraft sowie der Muskel-, Sehnen- und Aponeurosenlänge einer isometrischen Kontraktion von GAM bei einem Sohlenwinkel von 90° .

Die beschriebene Muskelverkürzung resultiert aus der Verkürzung der einzelnen Muskelfasern und ist nur in Zusammenhang mit einer Vergrößerung des Faserwinkels – einem Rotieren der Fasern – realisierbar. Unabhängig von der Faserorientierung verkürzen sich die Muskelfasern bei Kontraktion um etwa 50-60 % ihrer Ausgangslänge. Dieser Kontraktionshub überträgt sich bei pennater Muskulatur jedoch nicht direkt auf die Muskellänge. Stellt man die Verkürzung des Muskels bei dynamischem und konstantem (18°) Faserwinkel gegenüber, zeigt sich eine größere Muskelverkürzung bei dynamischem Faserwinkel. Neben dem analyti-

schen Unterschied in der Verkürzung, darf zudem nicht vernachlässigt werden, dass die hohen Kräfte aufgrund der entstehenden Zwangskräfte bei der Kontraktion nur erreicht werden können, wenn die Fasern zu einem größeren Faserwinkel rotieren. Die Dynamik in der Änderung von Faserlänge und Faserwinkel (Abb. 5.3 oben) ist für den Ablauf der Muskelkontraktion von großer Bedeutung und stellt eines der entscheidenden Ergebnisse der vorliegenden Arbeit dar. Ausgehend von Startwerten für die Muskelfaserlänge und den Muskelfaserwinkel (Tab. 4.1) gibt das Modell in sehr guter Näherung den Winkel- und Längenbereich wieder, der während der Kontraktion tatsächlich erreicht wurde. Lediglich bei den ersten Iterationsschritten sind noch aufgrund der Wahl der Startwerte größere Abweichungen möglich, die jedoch für das eigentliche Ergebnis der iterativen Berechnung keine Rolle spielen. Der Faserwinkel vergrößert sich von 18.37° auf 31.75° während sich die Faserlänge von 4.58 cm um 1.43 cm (ca. 31 %) auf 3.15 cm verkürzt. Insbesondere die Vergrößerung des Faserwinkels um fast 75 % stellt hierbei eine markante Änderung der Muskelgeometrie dar, die in Abbildung 5.4 nochmal verdeutlicht wird. Dargestellt sind die initiale Struktur des Muskels (schwarz) zu Kontraktionsbeginn und darüber die Geometrie bei Erreichen der Maximalkraft (rot).

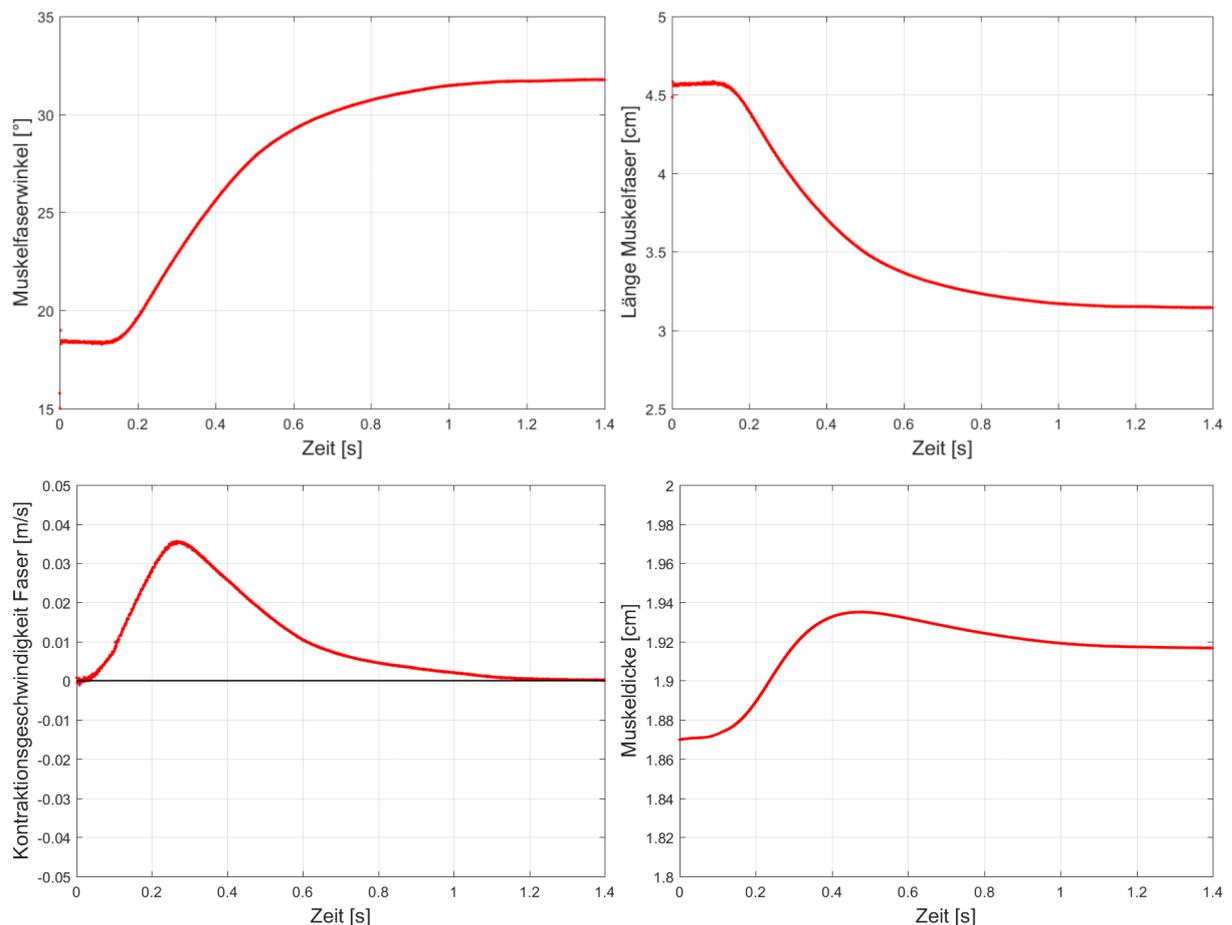


Abb.5.3: Zeitverläufe von Faserwinkel, -länge und -geschwindigkeit sowie der Muskeldicke einer isometrischen Kontraktion von GAM bei einem Sohlenwinkel von 90° .

Abbildung 5.3 zeigt neben den Zeitverläufen von Faserwinkel und Faserlänge den Verlauf der Kontraktionsgeschwindigkeit und der Muskeldicke bei einer isometrischen Kontraktion von

GAM bei einem Sohlenwinkel von 90° . Die Änderung der Muskeldicke stimmt gut mit den Messergebnissen (Abb. 3.10) überein.

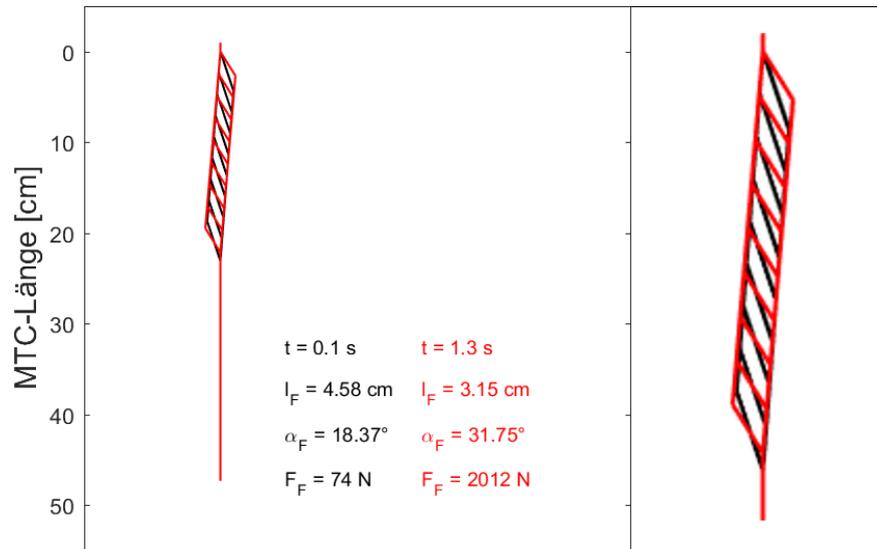


Abb. 5.4: Änderungen von Faserlänge und -winkel bei isometrischer Kontraktion (90° Sohlenwinkel) und zugehörige Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Schwarz: Initiale Muskelgeometrie in Ruhe. Rot: Muskelgeometrie bei maximaler Kontraktionskraft. Rechts: Vergrößerung um 200 %.

Abbildung 5.5 zeigt über den bekannten Scatterplot die „Lage“ der durch das Modell berechneten Werte (rot) in der Punktwolke der Mittelwerte der Messwertpaare von Faserwinkel und Faserlänge für GAM der (sub)maximalen Kontraktionen (grau) (Kapitel 3.3.1), die als Berechnungsgrundlage für die Modellierung verwendet wurden. Der quadratische Zusammenhang zwischen dem Faserwinkel und der Faserlänge, der für alle Muskeln gefunden wurde (Kapitel 3.3.1), zeigt sich auch hier. Es ist zu beachten, dass als Datenbasis alle Messwerte, also alle Gelenkwinkelstellungen und alle Kontraktionsintensitäten, verwendet wurden, so dass es nicht das Ziel ist, den kompletten Bereich der Messwerte über die berechneten Modellwerte abzudecken. Vielmehr müssen als Vergleichswerte die Werte der entsprechenden Gelenkwinkelstellung (hier 90°) und der maximalen Kontraktionsintensität genommen werden, da die Kraftwerte von einem MVC-Versuch stammen. Dementsprechend stimmen die Modellwerte gut mit den Messwerten überein (Tab. 3.4 und 3.5) und liegen passend im mittleren Bereich der Punktwolke.

Bei der Analyse des Faserwinkels muss bedacht werden, dass die Werte in den Tabellen 3.2-3.7 den Faserwinkel zwischen Faser und Aponeurose ($\alpha_{F, Mess} = \alpha_F + \beta_A$) abbilden, im Modell jedoch ausschließlich der Faserwinkel α_F ausgegeben wird. Der Aponeurosenwinkel für diese Winkelstellung beträgt 5.82° und wird für den Vergleich der Werte zum Faserwinkel dazu addiert. Der durch das Modell berechnete Wert beträgt damit 37.57° ($31.75^\circ + 5.82^\circ$), der Messwert 39.12° . Auch bei der Faserlänge wurden gute Ergebnisse erzielt. Der Modellwert von 3.15 cm stimmt mit dem Messwert von 2.96 cm nahezu überein.

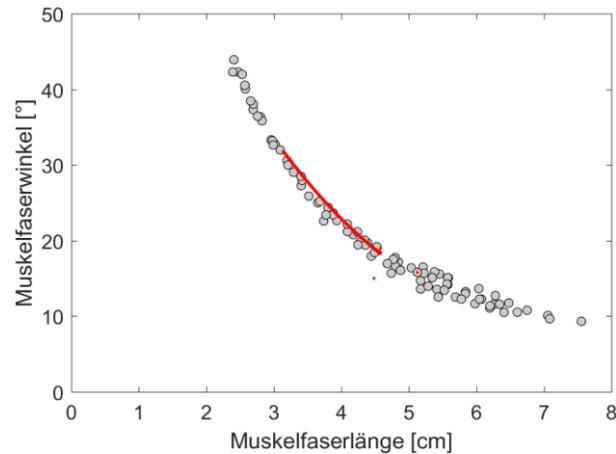


Abb.5.5: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAM) (grau) und der berechneten Modellwerte (rot) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 90° Sohlenwinkel.

Abbildung 5.6 dient der besseren Veranschaulichung der Dynamik der Muskelkontraktion und zeigt diese noch einmal deutlich. Auf Basis der Modellwerte konnte die Muskelgeometrie nachgebildet werden, womit sich die Kontraktion in äquidistanten Zeitschritten darstellen lässt. Da aufgrund der Relation von Muskeldicke zu Muskellänge der Effekt der Faserrotation nicht gut sichtbar werden würde, wurde eine Muskelfaser um das 5-fache verlängert, sodass das Aufstellen der Faser und die Verkürzung noch besser zur Geltung kommen. Für jeden Zeitpunkt sind die zugehörige Faserlänge, der Faserwinkel und die Faserkraft notiert.

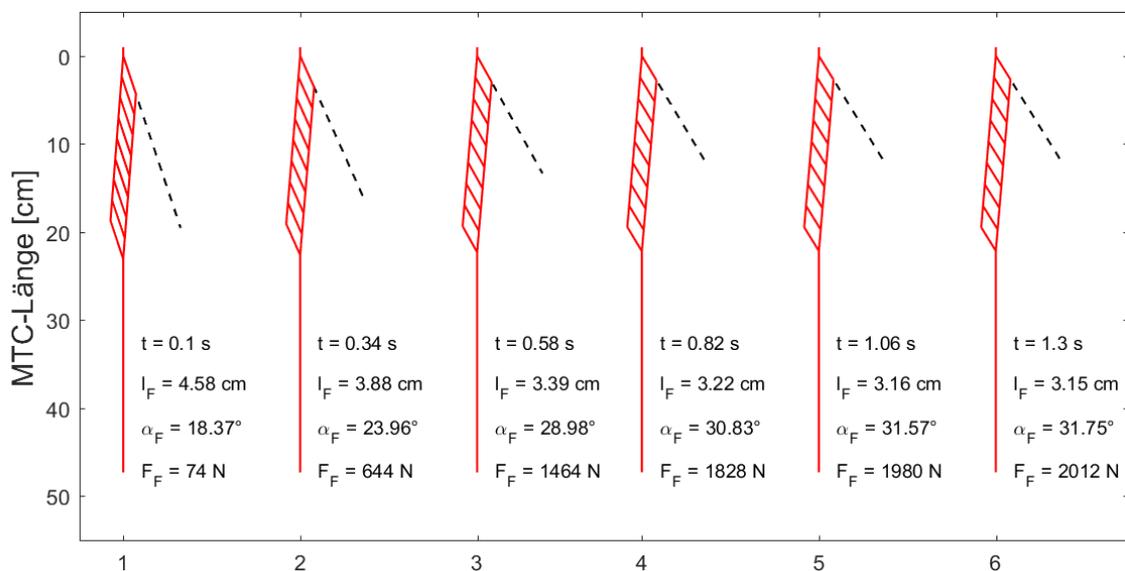


Abb.5.6: Kontraktionsdynamik von GAM einer isometrischen Plantarflexion bei 90° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m. gastrocnemius lateralis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 90°

Auffällig bei der Betrachtung der Ergebnisse des GAL sind zum einen die deutlich geringeren Muskel- und Faserkräfte (Abb. 5.7 oben links), die auf den geringeren physiologischen Querschnitt (12 %) zurückzuführen sind und zum anderen der kleinere Faserwinkel- und größere Faserlängenbereich, der während der Kontraktion durchlaufen wird (Abb. 5.8 oben). Der geringere Muskelfaserwinkel führt auch zu einem geringeren Unterschied zwischen Muskel- und Faserkraft. Die Längenänderungen des Muskels, der Sehne und der Aponeurose (Abb. 5.7) sowie der Verlauf der Kontraktionsgeschwindigkeit entsprechen erwartungsgemäß den Ergebnissen von GAM. Die Abbildungen sind aus Gründen der Vollständigkeit dennoch aufgeführt. Trotz der geringeren Absolutwerte des Faserwinkels im Vergleich zu GAM vergrößert sich der Winkel durch Rotation der Muskelfaser um einen vergleichbaren Wert von 75 %. Die Verkürzung der Faserlänge um fast 25 % in Bezug zur Ausgangslänge von 6.69 cm ist etwas geringer als bei GAM. Aufgrund der nahezu fusiformen Anordnung der Fasern ist der Unterschied in der Muskelgeometrie zwischen Beginn und Ende der Kontraktion in Abbildung 5.10 nur schwer ersichtlich, aber dennoch vorhanden.

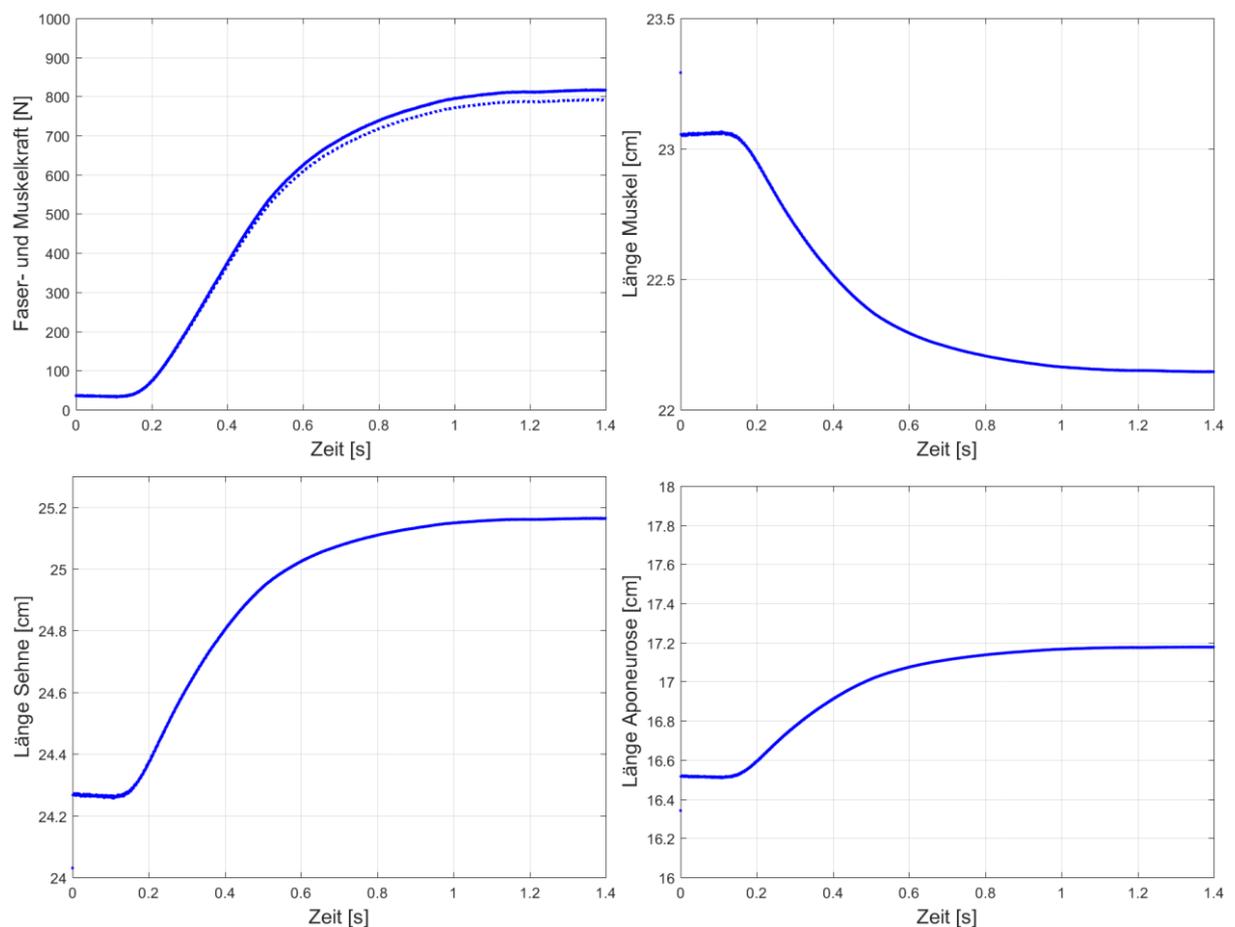


Abb.5.7: Zeitverläufe von Faser- und Muskelkraft sowie der Muskel-, Sehnen und Aponeurosenlänge einer isometrischen Kontraktion von GAL bei einem Sohlenwinkel von 90°.

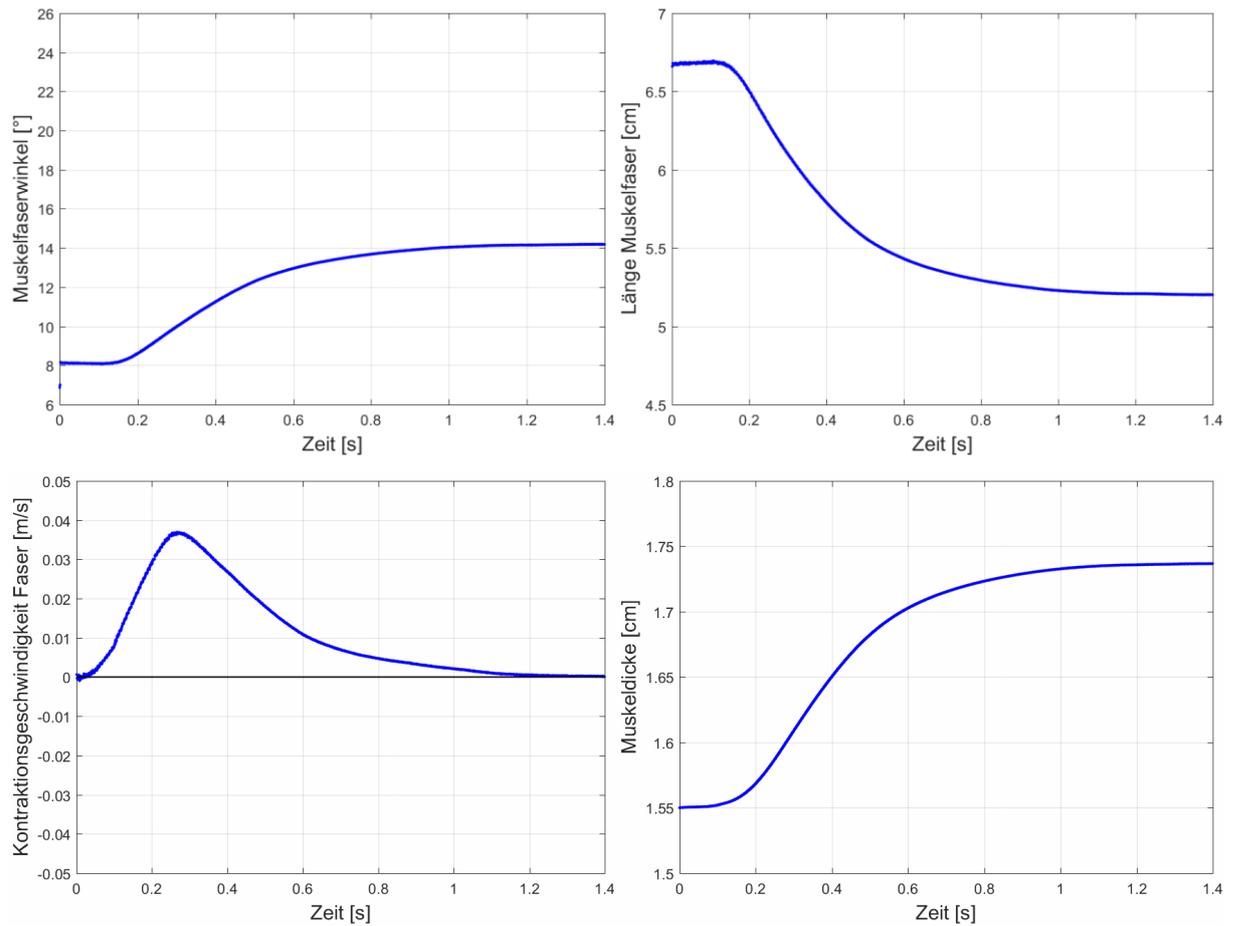


Abb.5.8: Zeitverläufe der Faserlänge, des Faserwinkels, der Kontraktionsgeschwindigkeit der Faser und der Muskelstärke einer isometrischen Kontraktion von GAL bei einem Sohlenwinkel von 90° .

Die Muskelstärke wächst auch hier in Übereinstimmung mit den Messergebnissen (Abb. 3.6) bei Kontraktion an. Die Berechnungen des Muskelmodells liefern erneut sehr gute Ergebnisse, die mit den Messwerten übereinstimmen, wie in Abbildung 5.9 zu erkennen ist. Bei neutraler Gelenkwinkelstellung und maximaler Kontraktionsintensität liegen sowohl die Messergebnisse als auch die Modellwerte im mittleren Bereich der Punktwolke. Aufgrund der fehlenden Architekturparameter bei 100 % MVC für GAL und SOL (Kapitel 3.1) werden die Modellwerte in Bezug zu den 90 % MVC Werten (Tab.3.2-3.3 und 3.6-3.7) gesetzt. Diese sollten für den Faserwinkel etwas kleiner und für die Faserlänge tendenziell größer sein als der berechnete Modellwert.

Bei einem Aponeurosenwinkel von 5.33° erreicht das Modell einen Faserwinkel von 19.5° ($14.17^\circ + 5.33^\circ$), der leicht unter dem 90 % MVC Wert von 19.73° liegt. Die berechnete Faserlänge von 5.2 cm kommt dem realen Wert von 5.18 cm bei 90 % MVC ebenfalls sehr nahe. Die Ergebnisse von GAM zeigen, dass die Unterschiede zwischen 90 % und 100 % MVC nur sehr gering ausfallen.

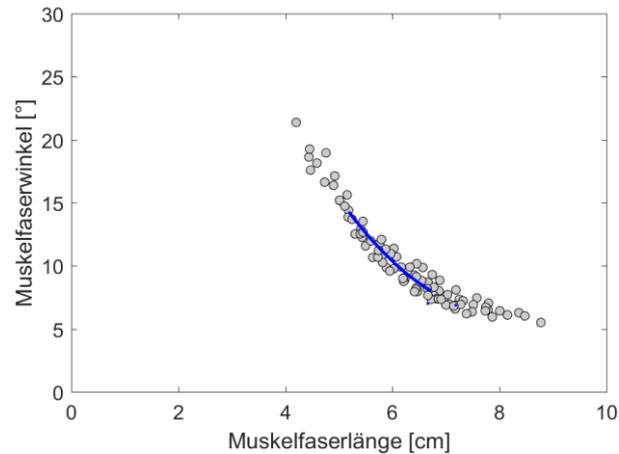


Abb.5.9: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAL) (grau) und der berechneten Modellwerte (blau) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 90° Sohlenwinkel.

Während in Abbildung 5.10 die Unterschiede in der Muskelgeometrie nur sehr schwer zu erkennen sind, sind diese in der Bildreihe in Abbildung 5.11 offensichtlich. Insbesondere die Verkürzung, aber auch das Aufstellen der Fasern sind deutlich erkennbar. Die angegebenen Faserlängen und Faserwinkel bestätigen den optischen Eindruck der Faserrotation bei zunehmender Kontraktionskraft.

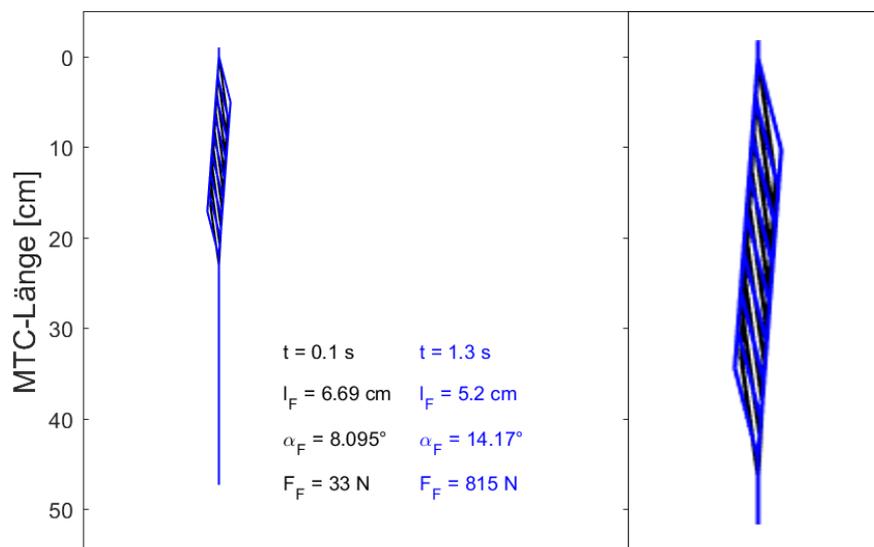


Abb. 5.10: Änderungen von Faserlänge und -winkel bei isometrischer Kontraktion (90° Sohlenwinkel) und zugehörige Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Schwarz: Initiale Muskelgeometrie in Ruhe. Blau: Muskelgeometrie bei maximaler Kontraktionskraft. Rechts: Vergrößerung um 200 %.

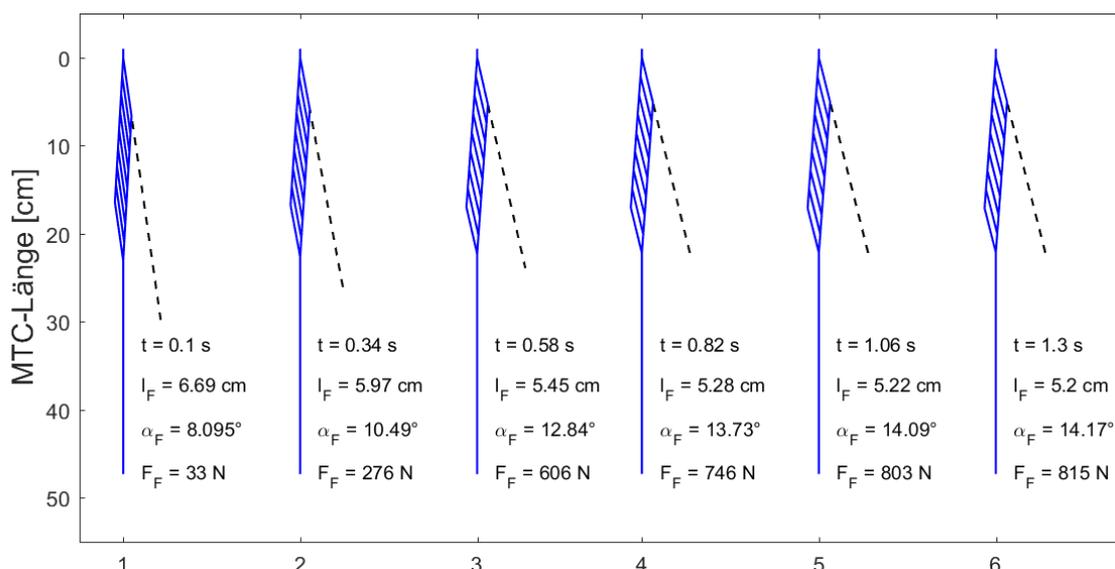


Abb.5.11: Kontraktionsdynamik von GAL einer isometrischen Plantarflexion bei 90° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m. soleus – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 90°

SOL leistet den größten Beitrag zur Kraftproduktion bei der Plantarflexion (PCSA 62 %). Dies zeigt sich hauptsächlich in der Muskel- und Faserkraft (Abb. 5.12 oben links). Der Muskel verkürzt sich um etwa 0.3 cm (Abb. 5.12 oben rechts), um die Dehnung der Sehne zu kompensieren. Die Längenänderungen von Muskel und Sehne von SOL (Abb. 5.12) entsprechen prozentual den Änderungen von GAM und GAL (Abb. 5.2 und 5.7). Da alle drei Muskeln in eine gemeinsame Sehne münden, die bei Wirken einer Gesamtkraft gedehnt wird, muss diese Dehnung der Sehne durch entsprechendes Verkürzen aller drei Muskeln ausgeglichen werden.

Die Änderungen von Faserwinkel und Faserlänge liegen im Bereich von GAM und GAL. Während der Kontraktion vergrößert sich der Faserwinkel um 15.06° auf 176 % des Ausgangswinkels (Abb. 5.12 dritte Zeile links und 5.14) und verkürzt sich die Faser um 1.49 cm (Abb. 5.12 dritte Zeile rechts und 5.14) auf etwa 65 % der Ausgangslänge. Die absoluten Werte der Faserlängen und Faserwinkel von SOL liegen in einem ähnlichen Bereich wie die Werte von GAM, ebenso wie die Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Änderung der Muskeldicke liegt im Bereich der Änderung der Messwerte aus Kapitel 3.3.1 (Abb. 3.14).

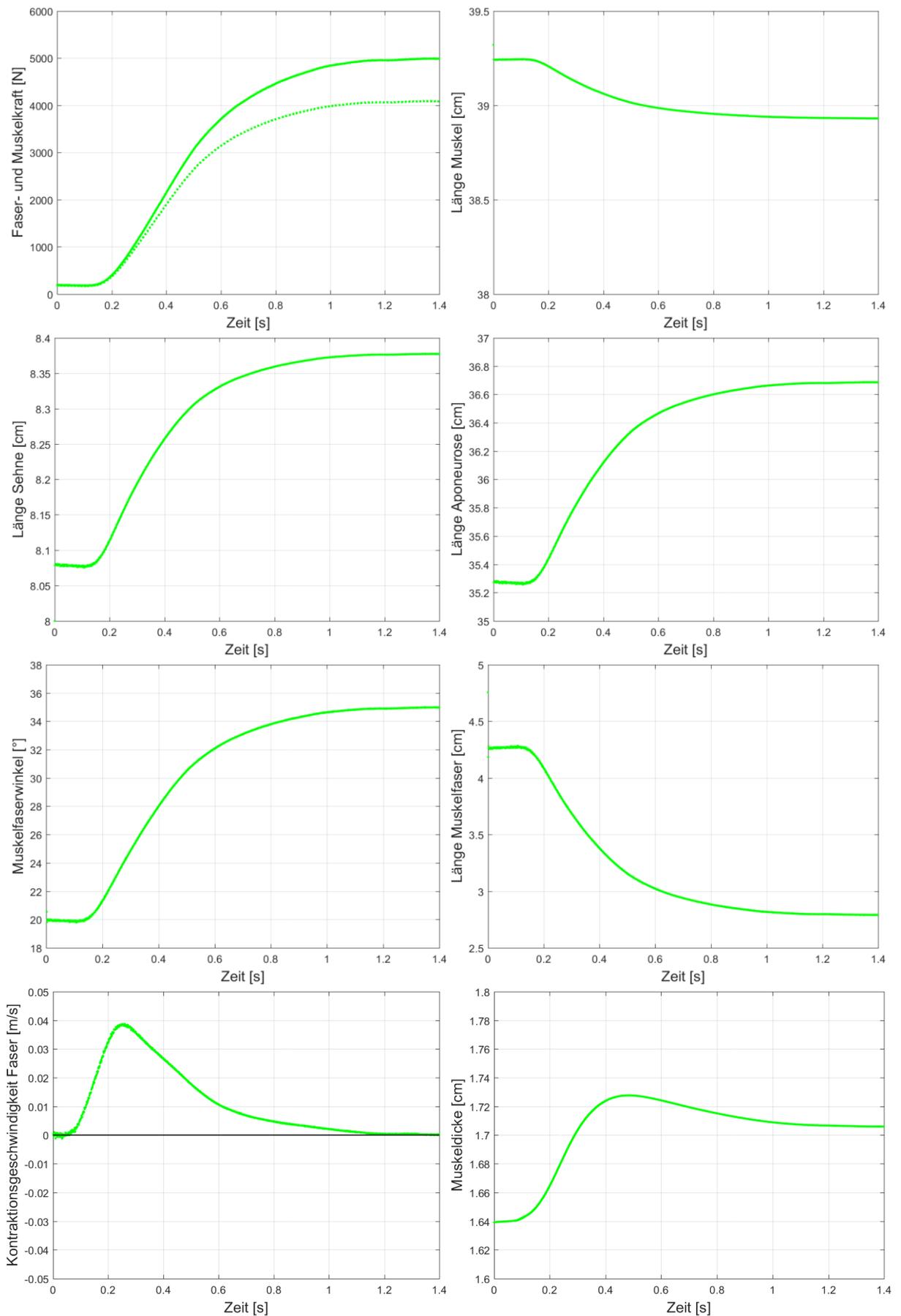


Abb.5.12: Zeitverläufe der Faser- und Muskelkraft, der Muskel-, Sehnen-, Aponeurosen- und Faserlänge sowie des Faserwinkels, der Kontraktionsgeschwindigkeit der Faser und der Muskeldicke einer isometrischen Kontraktion von SOL bei einem Sohlenwinkel von 90° .

Auch für SOL liefert das Modell Ergebnisse, die die Realität in sehr guter Näherung abbilden, wie im Scatterplot in Abbildung 5.13 zu sehen ist. Während die Messwerte für Faserwinkel bzw. Faserlänge bei 37.39° und 2.24 cm (90% MVC) liegen, weisen die Modellwerte mit 37.67° ($34.96^\circ + 2.71^\circ$ Aponeurosenwinkel) und 2.79 cm nur geringe Abweichungen auf. Die Abbildungen 5.14 und 5.15 zeigen in bekannter Weise die Dynamik der Muskelkontraktion.

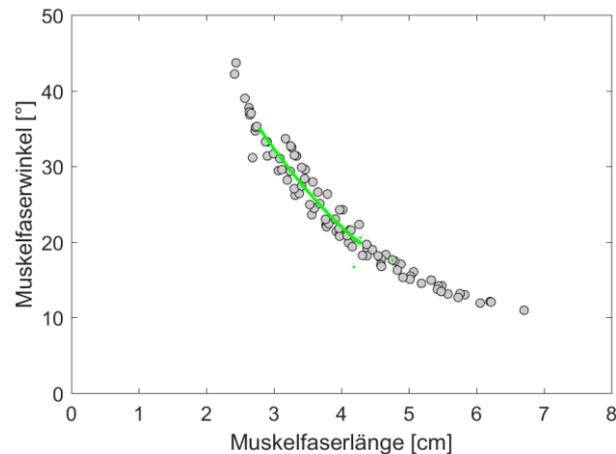


Abb.5.13: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (SOL) (grau) und der berechneten Modellwerte (grün) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 90° Sohlenwinkel.

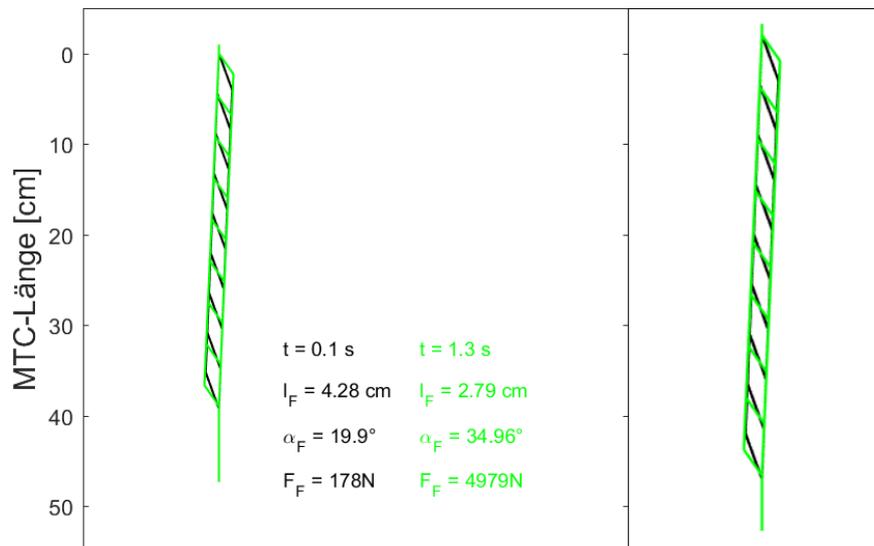


Abb. 5.14: Änderungen von Faserlänge und -winkel bei isometrischer Kontraktion (90° Sohlenwinkel) und zugehörige Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Schwarz: Initiale Muskelgeometrie in Ruhe. Grün: Muskelgeometrie bei maximaler Kontraktionskraft. Rechts: Vergrößerung um 125% .

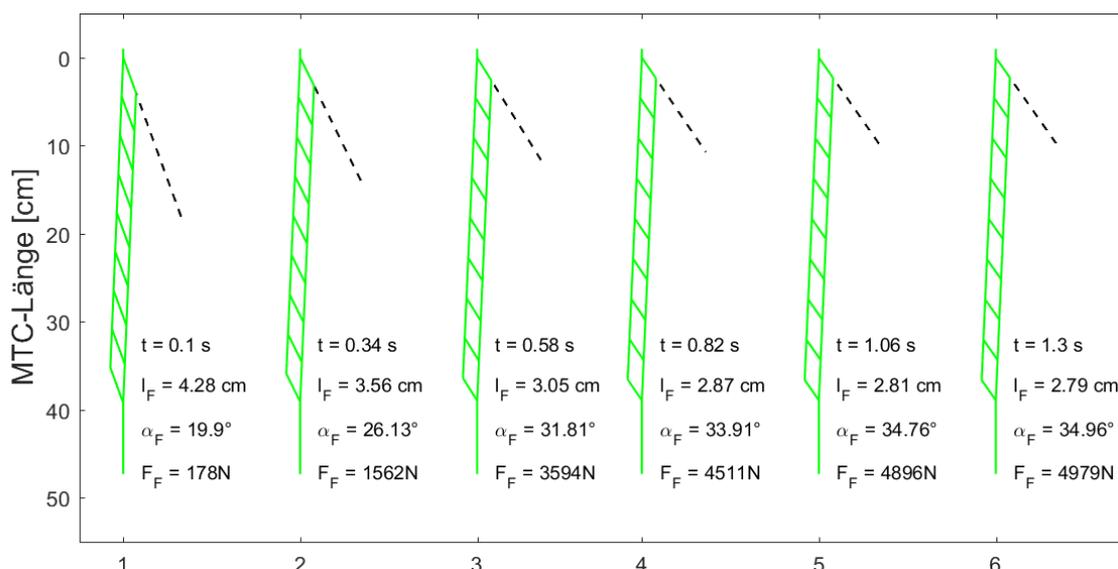


Abb.5.15: Kontraktionsdynamik von SOL einer isometrischen Plantarflexion bei 90° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

M. gastrocnemius lateralis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 60°

Übergreifend für alle drei Muskeln des m. triceps surae sind in Abbildung 5.16 die Streckkraft und die Länge des MTC für einen MVC-Versuch bei 60° Sohlenwinkel abgebildet. Aufgrund des ungünstigeren Gelenkwinkels ist die erreichte Maximalkraft etwas geringer als bei 90° Sohlenwinkel (Kapitel 2.3.2). Die Länge des MTC ist erneut nahezu konstant ($\Delta l_{MTC} \ll 0.001$ cm), wodurch die Basis für eine isometrische Kontraktion gegeben ist.

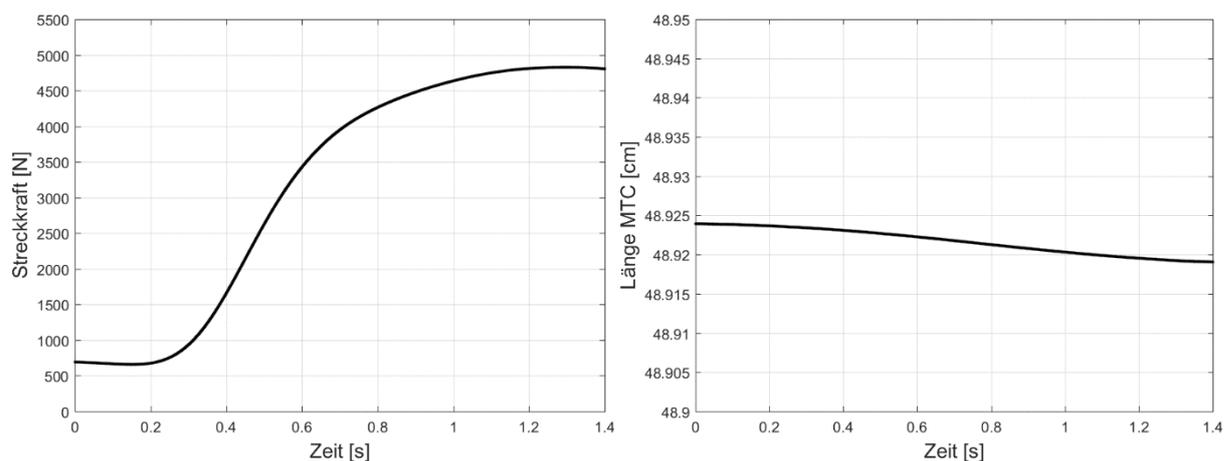


Abb.5.16: Zeitverlauf der Streckkraft und der Länge des MTC einer isometrischen Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 60°.

Die folgenden Abbildungen 5.17-5.19 zeigen die Ergebnisse der Modellrechnung für GAL bei einem Sohlenwinkel von 60°. Die berechneten Werte liegen im unteren Teil der Punktwolke der Messwerte (Abb. 5.17), was die realitätsnahe Bestimmung der Architekturparameter des Modells erkennen lässt. Aufgrund des kleineren Gelenkwinkels sind sowohl der initiale Winkel als auch der Winkel bei maximaler Kontraktion (Abb. 5.18 links) deutlich kleiner als bei

den Plantarflexionen bei 90° Sohlenwinkel bei größerer Faserlänge (Abb. 5.18 rechts). Die nicht abgedeckten Messwertpaare in Abbildung 5.17 nahe am „Scheitel der Parabel“ wurden bei submaximaler Kontraktionsintensität gemessen und repräsentieren daher nicht den modellierten MVC-Versuch. Bei einem Aponeurosenwinkel von 5.29° liegen die Maximalwerte des Modells bei 16.93° ($11.64^\circ + 5.29^\circ$) Faserwinkel im Vergleich zum Messwert von 17.1° und bei 5.72 cm (Messwert 5.76 cm) Faserlänge (Abb. 5.18).

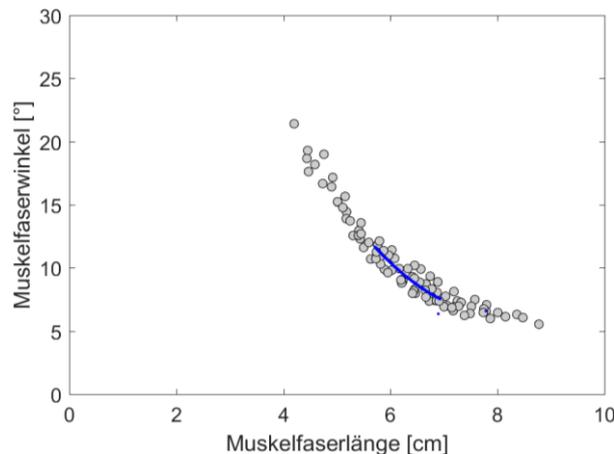


Abb.5.17: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAL) (grau) und der berechneten Modellwerte (blau) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 60° Sohlenwinkel.

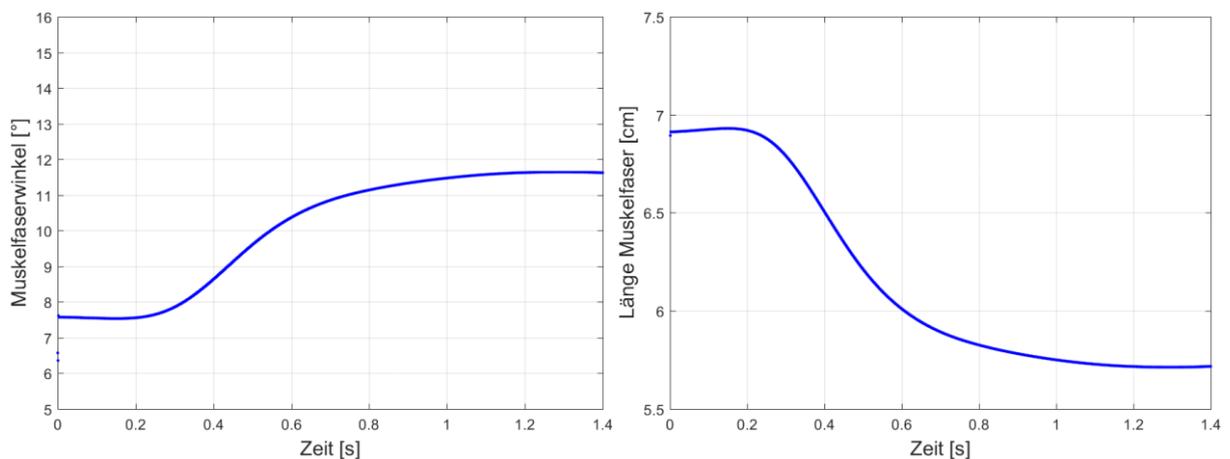


Abb.5.18: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Plantarflexion von GAL bei einem Sohlenwinkel von 60° .

Auffällig hierbei ist, ähnlich wie bei der neutralen Gelenkwinkelstellung, dass im Vergleich zu GAM und SOL sowohl in Ruhe als auch bei maximaler Kontraktion deutlich geringere Faserwinkel und größere Faserlängen zu verzeichnen sind. Dennoch kommt es während der Kontraktion zu einer wesentlichen Veränderung der Muskelgeometrie. Die Vergrößerung des Faserwinkels beträgt von 7.53° auf 11.64° ca. 55 % und die Faserlänge verkürzt sich von 6.93 cm auf 5.71 cm um 1.22 cm. Durch die sehr kleinen Faserwinkel nähert sich die Muskelarchitektur einem fusiformen Muskel an, sodass geschlussfolgert werden kann, dass GAL weniger für die Kraftproduktion, als für den Kontraktionshub verantwortlich ist. Der geringe Beitrag zur Kraftproduktion wird auch an der kleinen Faserkraft von 2010 N deutlich. Bei der

Berechnung der Faserkraft wurde die passive Kraft, die aufgrund der Muskeldehnung durch die parallelelastischen Elemente erzeugt wird, berücksichtigt.

Die bildliche Darstellung der Kontraktionsdynamik in Abbildung 5.19 wird von der Angabe des Muskelfaserwinkels, der Muskelfaserlänge und der Faserkraft unterstützt.

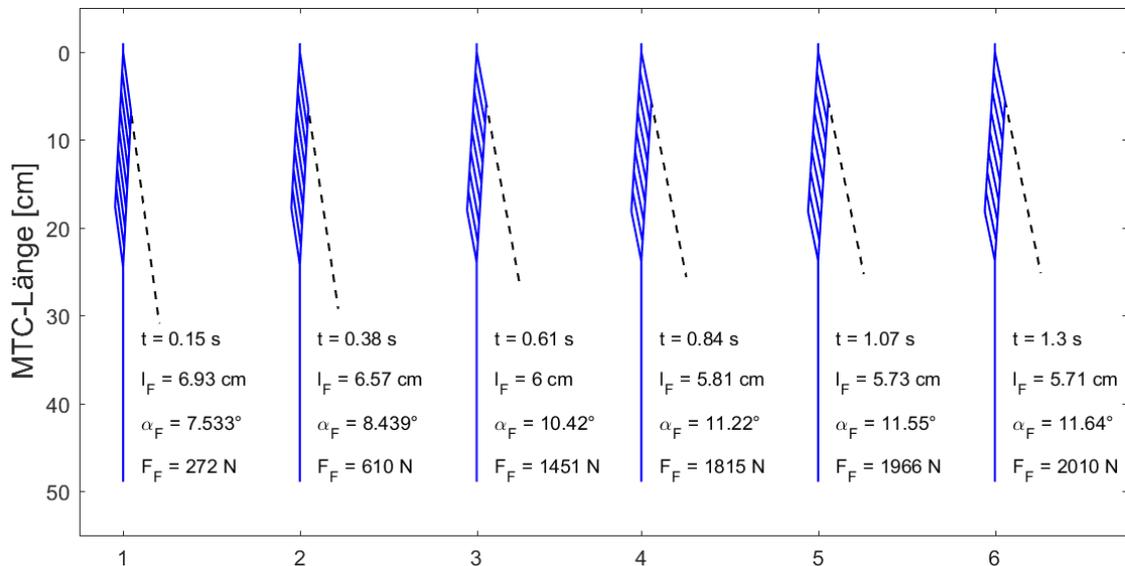


Abb.5.19: Kontraktionsdynamik von GAL einer isometrischen Plantarflexion bei 60° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m. gastrocnemius medialis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 60°

Wie in Abbildung 5.20 ersichtlich wird, bilden die berechneten Werte des Modells auch für GAM die Messwerte sehr gut ab. Die Modellwerte liegen aufgrund des Sohlenwinkels von 60° und der maximalen Kontraktionsintensität vergleichbar mit den Ausführungen zu GAL im unteren Drittel der Punktwolke. Die Maximalwerte des Modells (19° Faserwinkel und 4.5 cm Faserlänge) stimmen nahezu überein mit den gemessenen Werten (25.48° und 4.39 cm). Der Aponeurosenwinkel beträgt hier 5.72° und damit erreicht der Modellwert 24.72°.

Der Zeitverlauf von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge ist in Abbildung 5.21 dargestellt. Unter Berücksichtigung des Gelenk- und Muskelmomenthebels, wurde eine maximale Muskelkraft von 4265 N und eine Faserkraft von 4511 N gemessen, die zu einer Winkelvergrößerung auf rund 150 % des Ausgangswinkels und zu einer Faserverkürzung auf weniger als 80 % der Ausgangslänge führt.

Die Dynamik der Kontraktion ist in Abbildung 5.22 auch für den kleinen Sohlenwinkel erkennbar, jedoch in geringerem Ausmaß als für die neutrale Gelenkwinkelstellung. Dies zeigen auch die jeweilige Vergrößerung des Winkels bzw. die Verkürzung der Faser. Maßgebend dafür ist der quadratische Zusammenhang zwischen der Faserlänge und dem Faserwinkel.

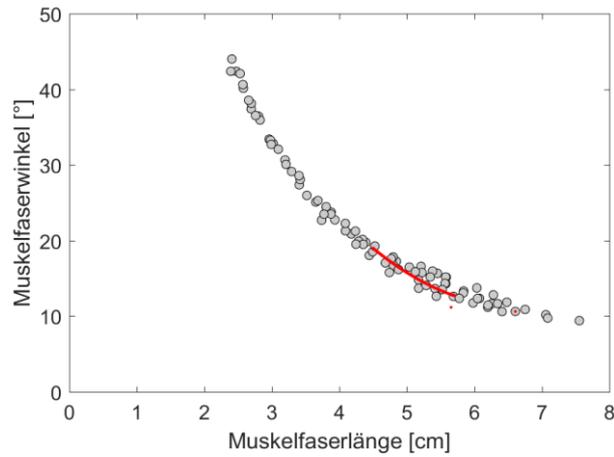


Abb.5.20: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAM) (grau) und der berechneten Modellwerte (rot) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 60° Sohlenwinkel.

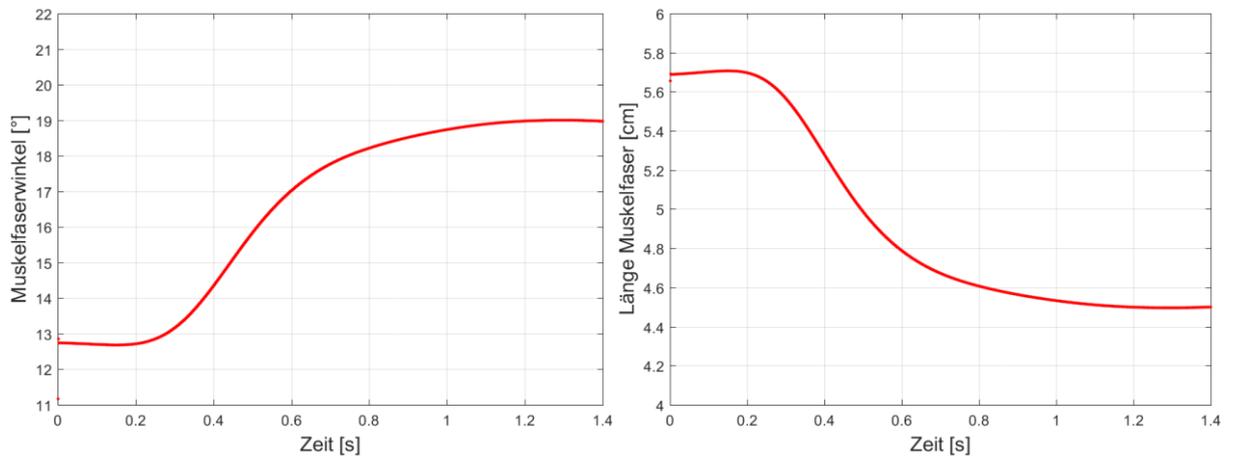


Abb.5.21: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Kontraktion von GAM bei einem Sohlenwinkel von 60°.

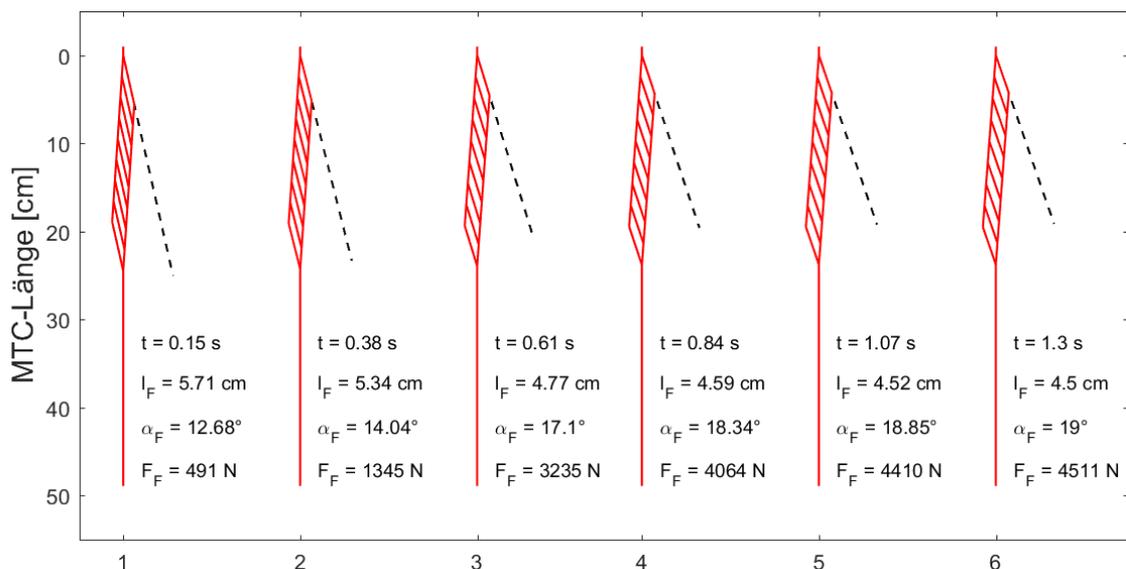


Abb.5.22: Kontraktionsdynamik von GAM einer isometrischen Plantarflexion bei 60° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

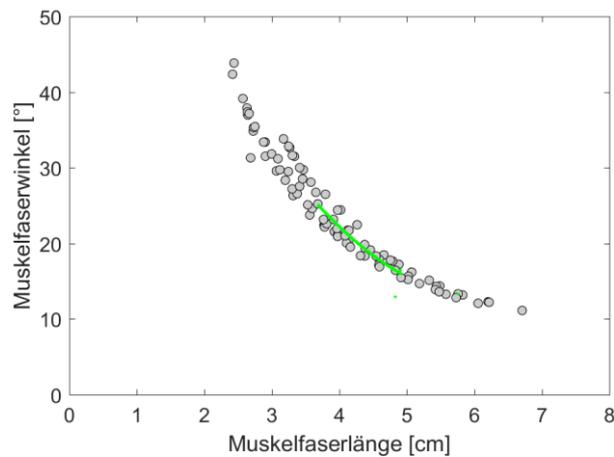
m. soleus – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 60°

Abb.5.23: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (SOL) (grau) und der berechneten Modellwerte (grün) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 60° Sohlenwinkel.

Die Ergebnisse der Modellrechnung für den dritten Muskel zeigen ähnlich gute Ergebnisse wie die beiden vorher betrachteten Muskeln wie die Abbildungen 5.23-5.25 zeigen. Messwerte und Modellwerte zeigen die vorhersehbare Differenz aufgrund der Unterschiede in der Kontraktionsintensität (Faserwinkel: Messwert 24.94° (90 % MVC) – berechneter Wert 27.56° (25.02° + 2.54° Aponeurosenwinkel (100 % MVC)); Faserlänge: Messwert 3.77 cm – berechneter Wert 3.69 cm). SOL leistet in dieser Gelenkwinkelstellung den mit Abstand größten Kraftanteil mit 11225 N. Die hohen Muskelkräfte sind u. a. durch eine hohe Anfangskraft aufgrund der Dehnung der passiven Strukturen bedingt.

Die Veränderung des Muskelfaserwinkels um 9.05° von 15.97° auf 25.02° (Abb. 5.24 links) entspricht einer Winkelvergrößerung von 57 % und die Muskelfaserlänge verringert sich von 4.92 cm auf 3.69 cm um 1.23 cm bzw. 25 % (Abb. 5.24 rechts). Die Änderungen sind damit mit den bisherigen Änderungen von GAM und GAL vergleichbar.

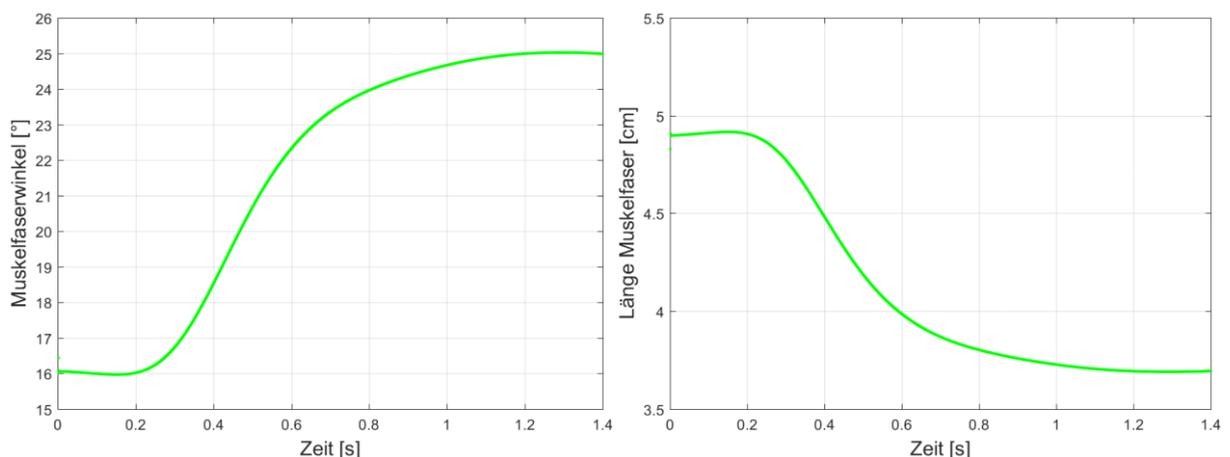


Abb.5.24: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Kontraktion von SOL bei einem Sohlenwinkel von 60°.

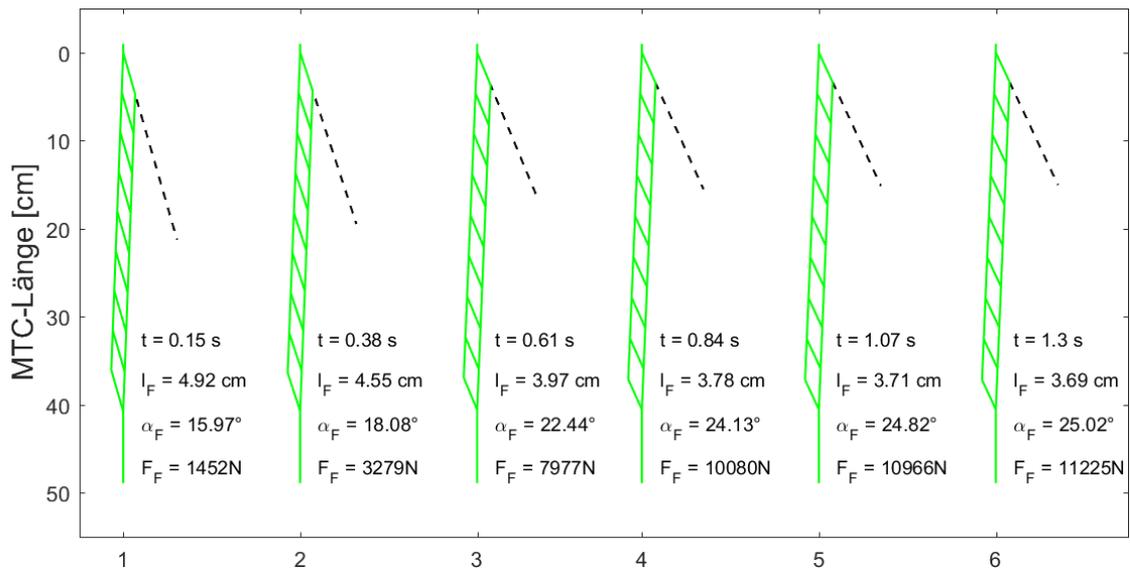


Abb.5.25: Kontraktionsdynamik von SOL einer isometrischen Plantarflexion bei 60° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m. gastrocnemius lateralis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 120°

Begründet durch die ungünstige Kraft-Längen-Relation bei dieser fast gestreckten Gelenkwinkelstellung werden die niedrigsten Maximalkraftwerte bei der isometrischen Kontraktion erreicht (Abb. 5.26 links). Die minimale Verkürzung der Länge des MTC (Abb. 5.26 rechts) kann auf eine geringfügige Rotation des OSG zurückgeführt werden, da sich der Kraftangriffspunkt durch den weiteren Schlittenabstand leicht Richtung Fußspitze verschiebt. Bei maximaler Kontraktion löst sich der Ballen minimal vom auf der Kraftmessplatte angebrachten Holzbalken, um trotz der größeren Entfernung des Schlittens maximale Kraft ausüben zu können, wodurch sich der Kraftangriffspunkt nach vorne verschiebt und sich die Länge des MTC leicht verkürzt. Die Längenänderung von weniger als 0.04 cm kann dennoch vernachlässigt und von einer isometrischen Kontraktion ausgegangen werden.

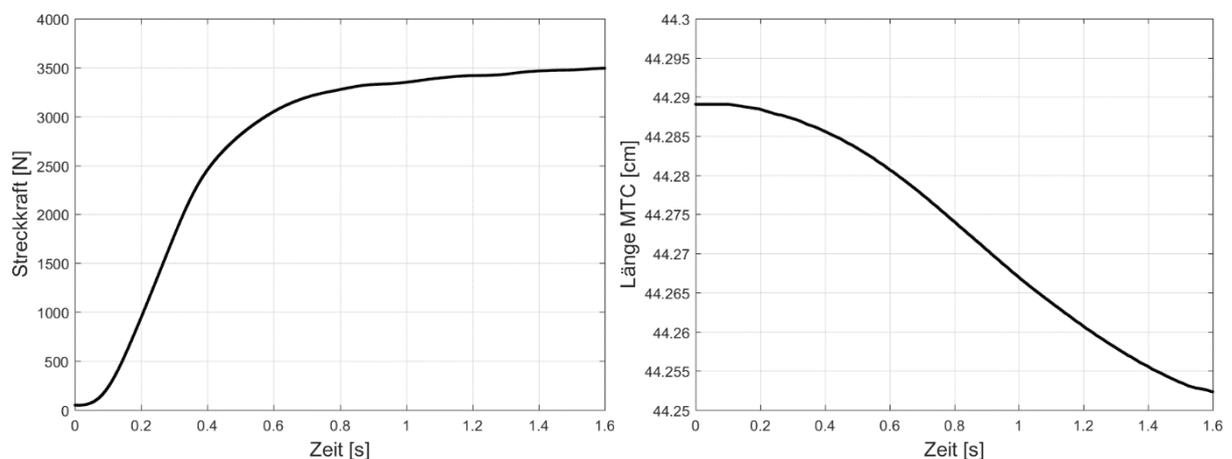


Abb.5.26: Zeitverlauf der Streckkraft und der Länge des MTC einer isometrischen Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 120°.

Für diese nahezu gestreckte Fußstellung wurden die größten Faserwinkel gemessen und berechnet (Abb. 5.27). Die Lage der Modellwerte in der Punktwolke der Messwerte erreicht den oberen Bereich und deckt den Faserwinkel- und Faserlängenbereich für den großen Sohlenwinkel bei maximaler Kontraktionsintensität passend ab. Die Änderung der Muskelgeometrie unterscheidet sich jedoch kaum zu den bereits vorgestellten Winkelstellungen und auch die Charakteristik von GAL, mit kleineren Faserwinkeln bei längeren Fasern, ist wieder erkennbar. Die Kontraktionsdynamik der isometrischen Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 120° ist in Abbildung 5.29 dargestellt.

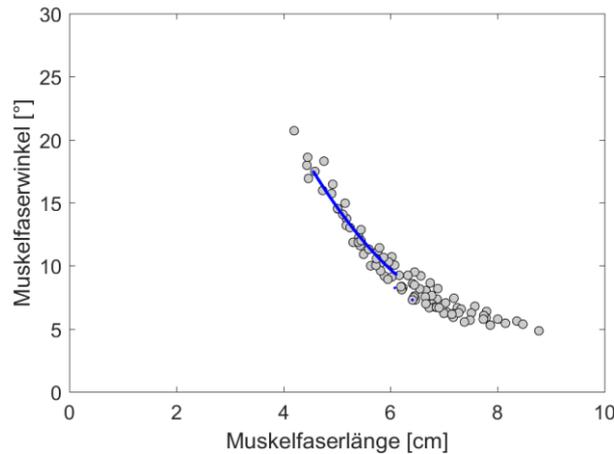


Abb.5.27: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAL) (grau) und der berechneten Modellwerte (blau) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 120° Sohlenwinkel.

Trotz der größten prozentualen Änderung auf 187 % des Ausgangswinkels, bleiben die Modellwerte für GAL erstmalig unter den Messwerten zurück. Der Faserwinkel vergrößert sich von 9.32° auf 17.46° (Abb. 5.28 links und 5.29). Im Vergleich zum Messwert von 26.7° liegt der Modellwert bei einem Aponeurosenwinkel von 5.99° mit 23.45° etwas unter dem Messwert. Auch die Faserlänge bei maximaler Kontraktionskraft wird im Modell mit 4.56 (Abb. 5.28 rechts) cm etwas länger berechnet als die real gemessene Länge von 4.2 cm.

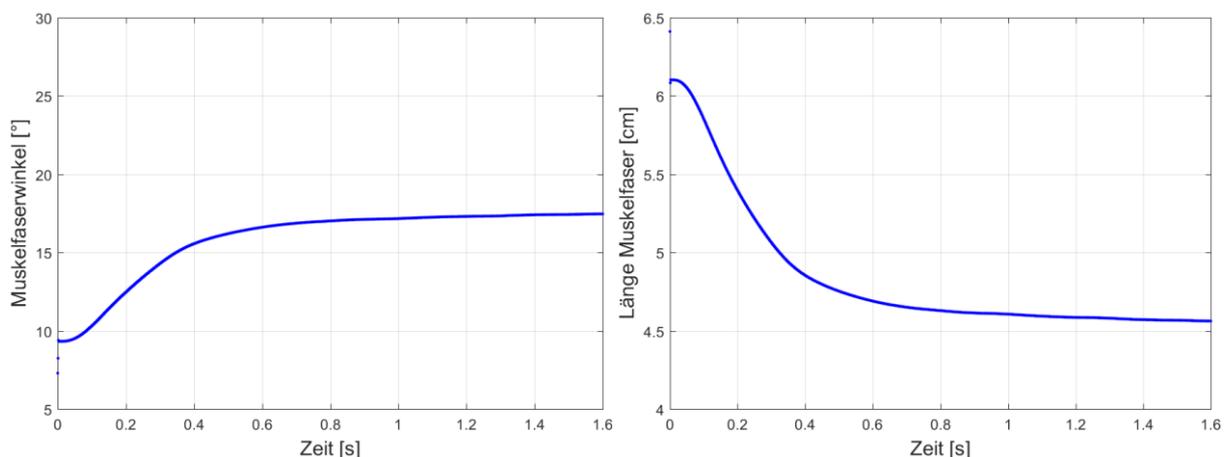


Abb.5.28: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Kontraktion von GAL bei einem Sohlenwinkel von 120° .

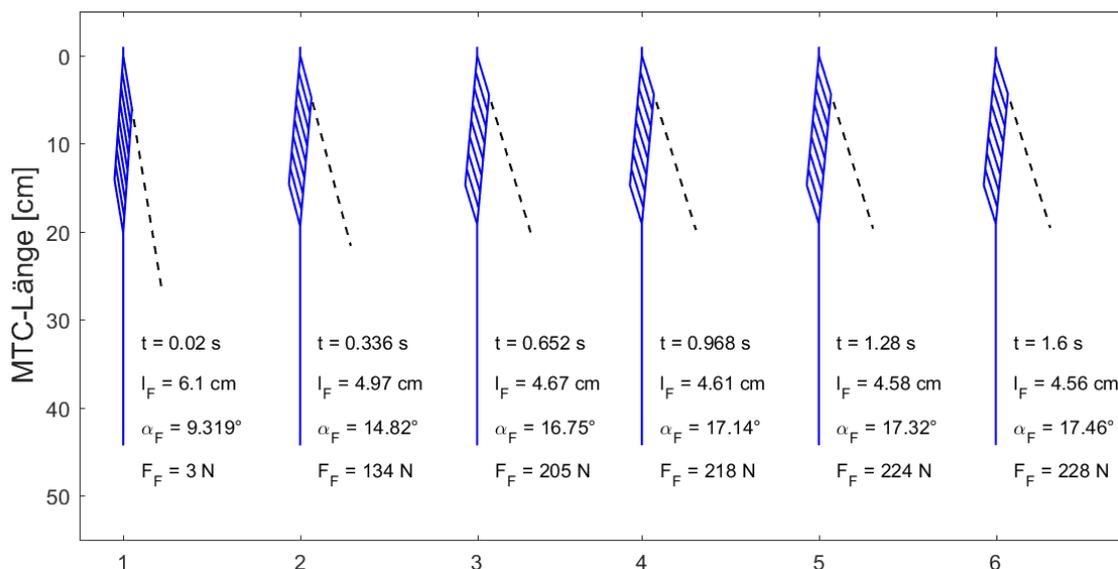


Abb.5.29: Kontraktionsdynamik von GAL einer isometrischen Plantarflexion bei 120° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m. gastrocnemius medialis – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 120°

Auch bei GAM treten die größten Faserwinkel beim größten Sohlenwinkel auf. Im Scatterplot erreichen die Modellwerte erwartungsgemäß den oberen Teil der „Parabel“. Der Faserwinkel vergrößert sich um 76 % (17.61°) von 23.14° auf 40.75° (Abb. 5.31 links) und die Faserlänge verringert sich um 39 % (1.51 cm) von 3.92 cm auf 2.41 cm (Abb. 5.31 rechts). Wie am Scatterplot zu erkennen ist, liegen die Modellwerte fast deckungsgleich zu den Messwerten. Die nicht übereinstimmenden Messwertpaare wurden bei einem Sohlenwinkel von 130° erreicht. Der durch das Modell berechnete Wert liegt bei einem Aponeurosenwinkel von 6.29° für den Faserwinkel bei 47.04° (40.75° + 6.29°) etwas unter dem Messwert von 48.10°. Die berechnete Faserlänge von 2.41 cm ist fast identisch mit dem Messwert von 2.39 cm. Abbildung 5.32 zeigt den Verlauf der Kontraktion mit ausgeprägter Rotation und -verkürzung der Fasern.

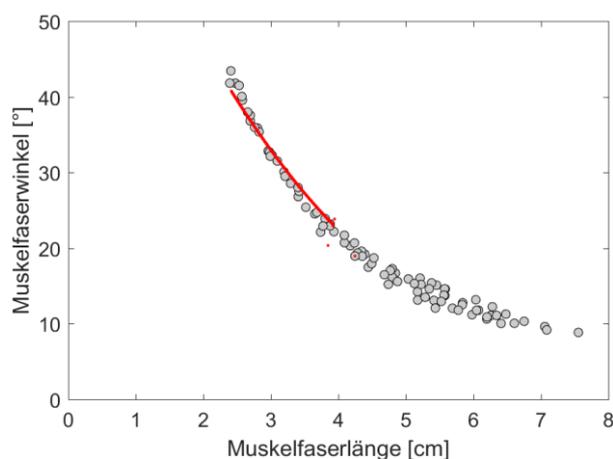


Abb.5.30: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (GAM) (grau) und der berechneten Modellwerte (rot) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 120° Sohlenwinkel.

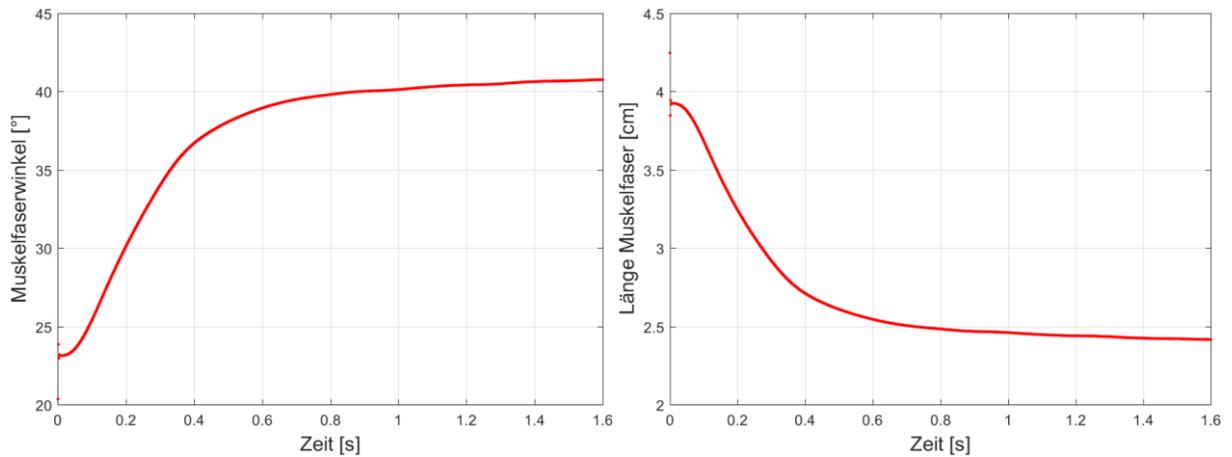


Abb.5.31: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Kontraktion von GAM bei einem Sohlenwinkel von 120° .

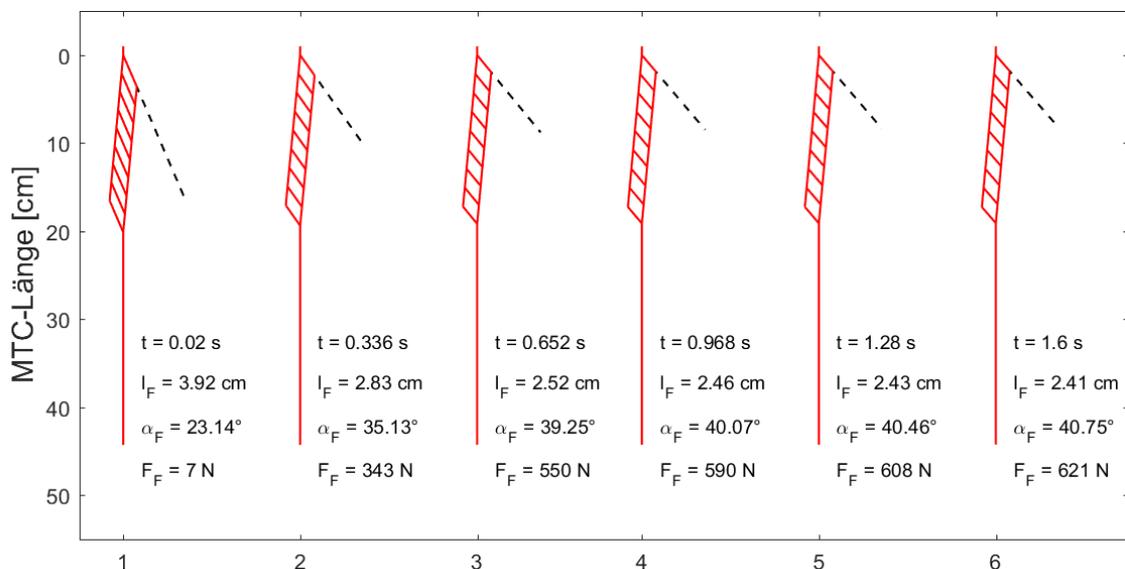


Abb.5.32: Kontraktionsdynamik von GAM einer isometrischen Plantarflexion bei 120° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

m.soleus – isometrische Kontraktion bei einem Sohlenwinkel von 120°

Den Abschluss der Modellrechnungen bei isometrischen Kontraktionen bilden die Ergebnisse von SOL. Ähnlich wie bei den bereits vorgestellten Ergebnissen von GAL und GAM weisen auch die Ergebnisse der Modellrechnung von SOL eine gute Übereinstimmung von Modell- und Messwerten auf. Von der Ruhe bis 90 % MVC vergrößert sich der Faserwinkel von 21.15° auf 38.31° um 81 % (Abb. 5.34 links und 5.35), während sich die Faserlänge um 38 % von 4.08 cm auf 2.52 cm verkürzt (Abb. 5.34 rechts und 5.35). Damit werden auch für SOL die größten Änderungen der Architekturparameter bei einem Sohlenwinkel von 120° erreicht. Modell- und Messwerte weichen bei dieser Gelenkwinkelstellung leicht voneinander ab. Die Messwerte liegen für den Faserwinkel bei 44.90° und für die Faserlänge bei 2.42 cm. Bei einem Aponeurosenwinkel von 2.95° entspricht der berechnete Faserwinkel allerdings nur 41.26° ($38.31^\circ + 2.95^\circ$).

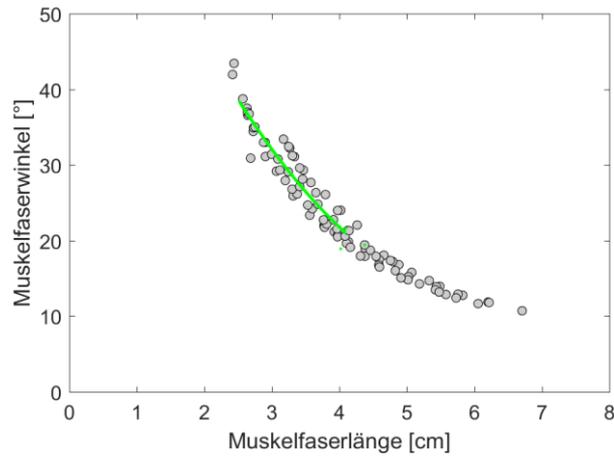


Abb.5.33: Scatterplot der Mittelwerte aller Messwertpaare (SOL) (grau) und der berechneten Modellwerte (grün) einer maximalen isometrischen Kontraktion (MVC) bei 120° Sohlenwinkel.

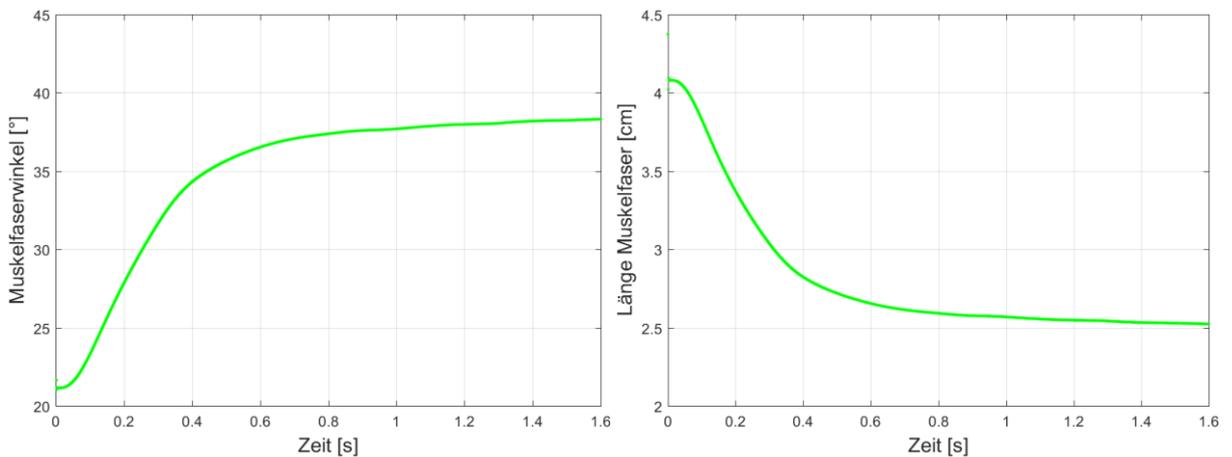


Abb.5.34: Zeitverläufe von Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge einer isometrischen Kontraktion von SOL bei einem Sohlenwinkel von 120°.

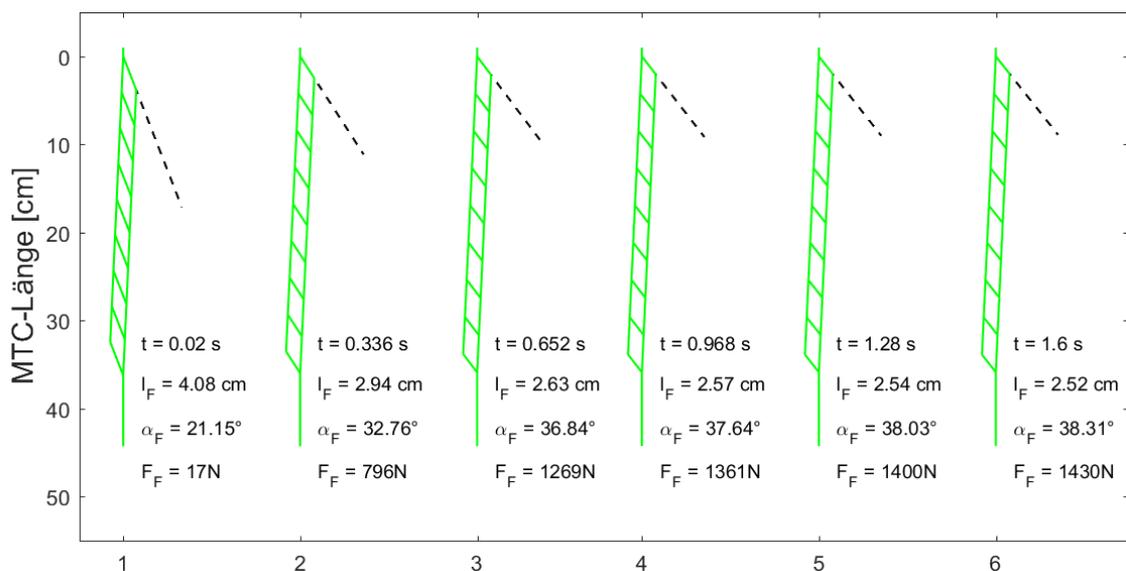


Abb.5.35: Kontraktionsdynamik von SOL einer isometrischen Plantarflexion bei 120° Sohlenwinkel und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

Zusammenfassend betrachtet, weist das Muskelmodell, wie es in Kapitel 4 beschrieben wurde, für alle drei Muskeln des m. triceps surae eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Modellwerten und Messwerten auf. Lediglich bei extremen Muskellängen kommt es zu geringfügigen Abweichungen. Insgesamt ist eine Tendenz für zu kleine Winkel- und Längenänderungen erkennbar, insbesondere bei geringen Muskellängen. Dies lässt sich auf Ungenauigkeiten in der Umrechnung der Schlittenposition auf die MTC-Länge über das Geometriemodell zurückführen. Bei großen Sohlenwinkeln kann es während der Kontraktion zu einer Verschiebung des Kraftangriffspunktes in Richtung Fußspitze und so zu einer Mitbeteiligung der Zehenstrecker kommen, was von der Annahme einer starren Fußgeometrie abweicht. Die größte Schwäche des Modells stellt daher vermutlich das Geometriemodell des Fußes zur Berechnung des Gelenk- und Muskelmomenthebels dar. Hier müssen die Messungen am Probanden sehr exakt und mit gutem Auge vorgenommen werden, um realistische Ergebnisse in der Modellrechnung zu erhalten. Das Modell ist bei großen Sohlenwinkeln entsprechend empfindlicher bezüglich der Wahl der Startwerte. Die subjektspezifische Ausgangslänge der Sehne wurde in Bezug zur Tibiallänge nach Literaturangaben gesetzt. Eine (passive) Gelenkwinkeländerung bewirkt zudem eine geringe Längenänderung der Sehne (MURAOKA et al. 2002).

Die Modellwerte für SOL zeigen die größten Abweichungen zu den Messwerten, was auf die geringere Anzahl an Messwerten, durch die diffusere Qualität der Ultraschallbilder und die dadurch bedingt kleinere Stichprobengröße im Vergleich zu GAL und GAM zurückzuführen ist. Die relativen Änderungen der drei Muskeln GAL, GAM und SOL zeigen sich über alle Gelenkwinkelstellungen recht konstant, wobei eine leichte Tendenz zu größeren Änderungen in der Muskelgeometrie bei kürzeren Muskellängen und damit größeren initialen Faserwinkeln zu erkennen ist. GAM und SOL weisen eine ähnliche Kontraktionsdynamik auf, während GAL sich bereits in seiner initialen Geometrie unterscheidet (kleinere Faserwinkel und größere Faserlängen). Für die Muskeln mit größerem Faserwinkel sind die Fasern in Bezug zur Muskellänge sehr kurz. Der Aponeurosenwinkel ist für GAM und GAL vergleichbar und bei SOL aufgrund der größeren Muskellänge deutlich geringer. Der Aponeurosenwinkel ändert sich bei Variation der Gelenkwinkelstellung kaum.

5.1.2 Analyse konzentrischer Kontraktionen

Im Vordergrund der Auswertung der konzentrischen Kontraktionen mit dem beschriebenen Muskelmodell steht die Frage, ob das isometrische Kontraktionsverhalten eines Muskels auf sein Verhalten bei konzentrischen Kontraktionen übertragbar ist und ob anhand isometrischer Messwerte das konzentrische Kontraktionsverhalten modelliert werden kann. Es steht außer Frage, dass Fasern bei Verkürzung aufgrund von Zwangskräften innerhalb des Muskels zu einem größeren Faserwinkel rotieren. Unklar ist, ob diese Rotation in der Dynamik der Bewegung in vergleichbarer Weise abläuft wie bei isometrischen Kontraktionen.

Das Erheben qualitativ hochwertiger Ultraschallaufnahmen während der Bewegung stellt eine deutlich größere Herausforderung dar, da aufgrund der Bewegung der Gliedmaßen und der Veränderung der Muskelform (Kapitel 2.5) die Positionierung des Ultraschallkopfes erschwert ist. Fixierungen des Schallkopfes über spezielle Haltevorrichtungen bergen die Ge-

fahr, zu starken externen Druck auf den Muskelbauch auszuüben, wodurch die Änderung der Muskelgeometrie und die Kontraktionsdynamik eingeschränkt sind (WAKELING et al. 2013; SIEBERT et al. 2014; SIEBERT et al. 2016; RYAN et al. 2019). Zudem ist in einer solchen Haltung keine Anpassung der Schallkopfausrichtung an das Kontraktionsgeschehen möglich. Die Übertragbarkeit isometrischer Ergebnisse auf dynamische Kontraktionen wäre für die Implementierung eines dynamischen Kontraktionsverhaltens in Muskelmodelle sehr hilfreich.

Vergleich der Messwerte von Faserlänge und Faserwinkel bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen

Bevor jedoch ausführlich auf die Modellierung konzentrischer Plantarflexionen eingegangen wird, soll zunächst ein Vergleich zwischen einer isometrischen (90° Sohlenwinkel) und einer konzentrischen Kontraktion (125 kg Last) angestellt werden, der einen ersten Eindruck über die Faserlängen und Faserwinkeln bei vergleichbaren Kontraktionsbedingungen liefert. Basierend auf den vorgestellten Messergebnissen aus den Kapiteln 3.3.1 und 3.3.2 wurden dazu Zeitpunkte ausgewählt, an denen Messwerte für den Faserwinkel und die Faserlänge bei einer konzentrischen Kontraktion vorliegen. Aufgrund der beschriebenen Tatsache, dass sich die Messungen der Architekturparameter bei konzentrischen Kontraktionen nicht wie bei isometrischen Kontraktionen kategorisieren lassen, dienen diese Zeitpunkte als Orientierung. Es wurden exemplarisch die Messungen an einem Probanden ausgewählt. Für die gewählten Zeitpunkte liegen neben den Messergebnissen des Faserwinkels und der Faserlänge auch die Werte der gemessenen Kraft und des Sohlenwinkels vor. Anhand der ermittelten Werte für die Kraft und den Sohlenwinkel der konzentrischen Kontraktion wurden dann für die entsprechende Kraft und den gleichen Sohlenwinkel die Werte für den Faserwinkel und die Faserlänge bei einer isometrischen Kontraktion bestimmt. Die gewählten Zeitpunkte und die zugehörigen Kontraktionsbedingungen sind in Tabelle 5.1 zusammengestellt. Die Werte für die Kraft und den Sohlenwinkel wurden gerundet, da erwartungsgemäß keine absolute Übereinstimmung in den Messwerten vorliegt.

Tab.5.1: Überblick über die gewählten Zeitpunkte für einen Vergleich der Faserlänge und des Faserwinkels bei isometrischer und konzentrischer Kontraktion bei vergleichbarer Kraft und vergleichbarem Sohlenwinkel.

Zeitpunkt [s]	$t_1 = 0.10$	$t_2 = 0.14$	$t_3 = 0.18$	$t_4 = 0.23$	$t_5 = 0.28$	$t_6 = 0.30$	$t_7 = 0.32$	$t_8 = 0.35$
Sohlenwinkel [°]	≈ 80	≈ 80	≈ 80	≈ 90	≈ 100	≈ 100	≈ 110	≈ 120
F_{Mess} [N]	≈ 300	≈ 400	≈ 600	≈ 850	≈ 1000	≈ 950	≈ 650	≈ 300

Der Vergleich der Werte von Faserwinkel und Faserlänge wird aus Konsistenzgründen sowohl für GAL und GAM als auch für SOL angestellt.

Die Abbildung 5.36 stellt den Faserwinkel (oben links) und die Faserlänge (oben rechts) von GAL zu den in Tabelle 5.1 gelisteten Zeitpunkten bei einer isometrischen (Strichlinie) und einer konzentrischen Kontraktion (Volllinie) dar. Die Werte der beiden Architekturparameter zeigen den gleichen Verlauf auf und liegen in einem vergleichbaren Wertebereich. Auch die

Ultraschallbilder in Abbildung 5.36 weisen eine ähnliche Muskelstruktur auf, so dass davon ausgegangen werden kann, dass der Muskel unabhängig von der Art der Kontraktion (isometrisch oder konzentrisch) bei einem Zeitpunkt gleicher Kontraktionsintensität (Kraft) und gleichem Sohlenwinkel ähnliche Faserwinkel und Faserlängen aufzeigt. Die Unterschiede in den Absolutwerten der Muskelarchitekturparameter können teilweise auf die Differenzen in den Werten der gemessenen Kraft und des Sohlenwinkels zurückgeführt werden.

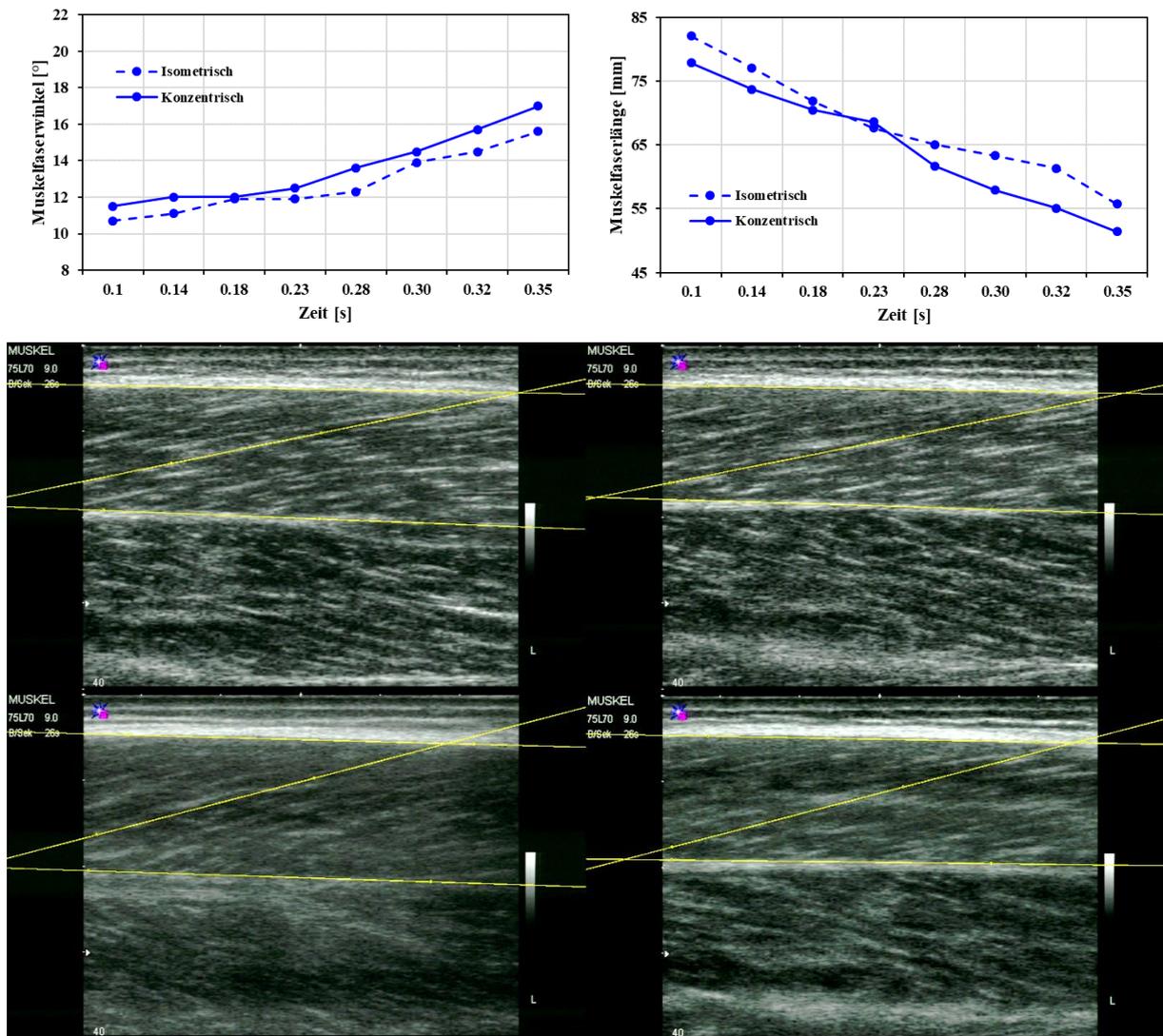


Abb.5.36: Oben: Vergleich der Messwerte von Faserwinkel und Faserlänge von GAL zu Zeitpunkten von vergleichbarer Kontraktionskraft und vergleichbarem Sohlenwinkel einer isometrischen (90° Sohlenwinkel; Strichlinie) und konzentrischen Kontraktion (125 kg Last; Vollinie). Mitte links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0.10$ s bei isometrischer Kontraktion. Mitte rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0.10$ s bei konzentrischer Kontraktion. Unten links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_5 = 0.28$ s bei isometrischer Kontraktion. Unten rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_5 = 0.28$ s bei konzentrischer Kontraktion. Der Zeitpunkt t_1 bezeichnet den Beginn der Kontraktion und t_5 den Zeitpunkt des Kraftmaximums der konzentrischen Kontraktion.

In Abbildung 5.37 ist der Vergleich der Messwerte für den Faserwinkel und die Faserlänge zwischen der isometrischen (Strichlinie) und der konzentrischen Kontraktion (Vollinie) für GAM abgebildet. Messwerte und Verlauf der Architekturparameter weisen für GAM noch geringere Differenzen auf als für GAL, was sich auch in den Ultraschallbildern zu den Zeit-

punkten t_1 (Beginn der Kontraktion) und t_5 (Kraftmaximum der konzentrischen Kontraktion) in Abbildung 5.37 widerspiegelt.

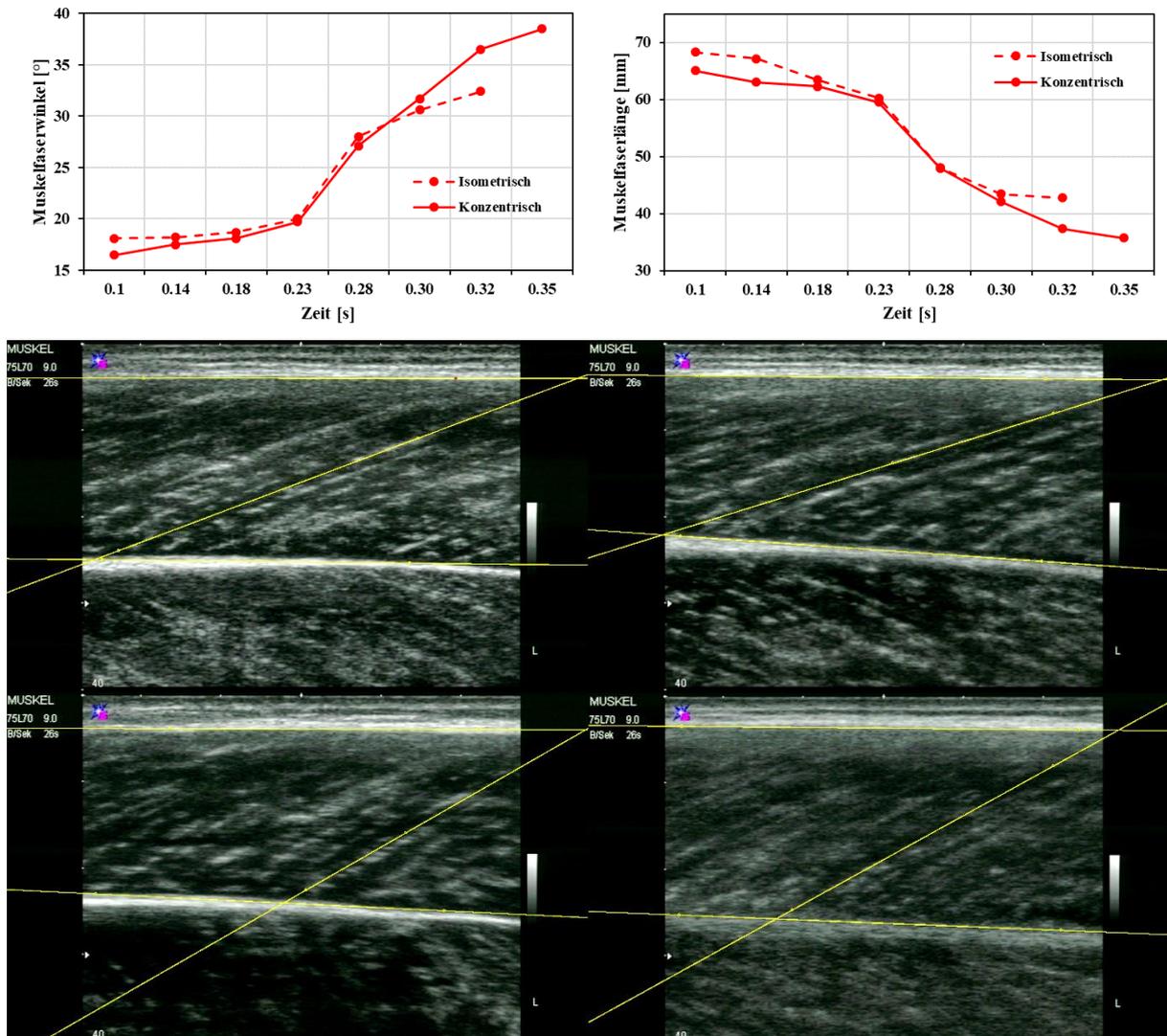


Abb.5.37: Oben: Vergleich der Messwerte von Faserwinkel und Faserlänge von GAM zu Zeitpunkten von vergleichbarer Kontraktionskraft und vergleichbarem Sohlenwinkel einer isometrischen (90° Sohlenwinkel; Strichlinie) und konzentrischen Kontraktion (125 kg Last; Volllinie). Zum Zeitpunkt $t_8 = 0,35$ s wurden keine entsprechenden Werte von Kraft und Sohlenwinkel gefunden. Mitte links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0,10$ s bei isometrischer Kontraktion. Mitte rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0,10$ s bei konzentrischer Kontraktion. Unten links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_5 = 0,28$ s bei isometrischer Kontraktion. Unten rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_5 = 0,28$ s bei konzentrischer Kontraktion. Der Zeitpunkt t_1 bezeichnet den Beginn der Kontraktion und t_5 den Zeitpunkt des Kraftmaximums der konzentrischen Kontraktion.

Da wie bereits in Kapitel 3.3.2 beschrieben, für SOL die Bildqualität der Ultraschallaufnahmen nicht der Qualität der Aufnahmen von GAL und GAM entspricht, liegt für diesen Muskel nur eine kleine Stichprobengröße vor. Dies spiegelt sich in einer geringeren Anzahl an für den Vergleich zur Verfügung stehenden Zeitpunkten wider und führt zu größeren Abweichungen zwischen den Messwerten der isometrischen und konzentrischen Kontraktion (Abb. 5.38) und den Mess- und Modellwerten (Abb. 5.39 unten). Dennoch lässt sich auch hier der ähnliche Verlauf der Muskelarchitekturparameter Faserwinkel und Faserlänge erkennen.

Die durch die tiefere Lage des Muskels diffusere Bildqualität bei SOL erschwert die Auswertung der Ultraschallaufnahmen und zeigt sich vor allem mit zunehmender Kontraktionsintensität (Abb. 5.38).

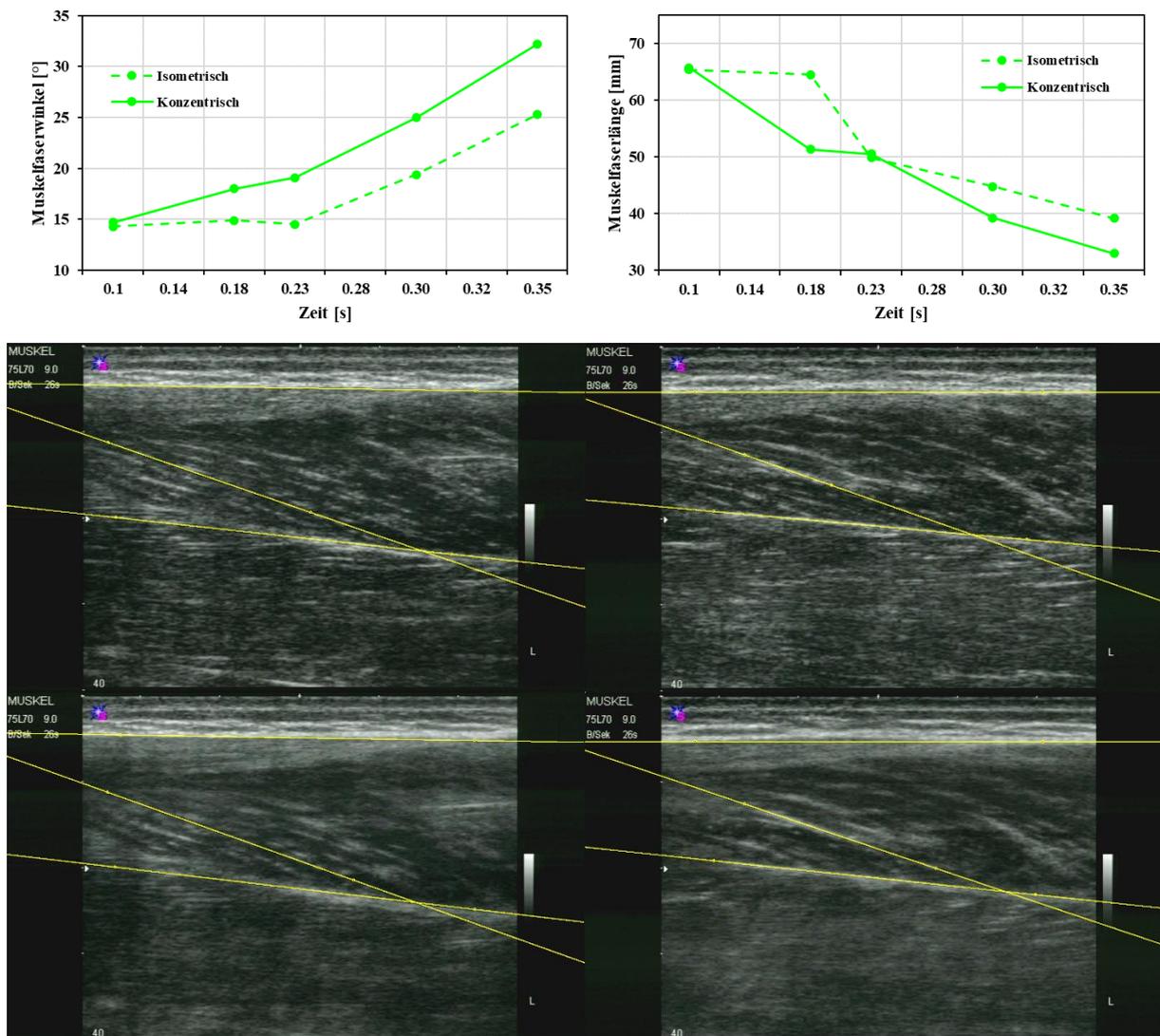


Abb.5.38: Oben: Vergleich der Messwerte von Faserwinkel und Faserlänge von SOL zu Zeitpunkten von vergleichbarer Kontraktionskraft und vergleichbarem Sohlenwinkel einer isometrischen (90° Sohlenwinkel; Strichlinie) und konzentrischen Kontraktion (125 kg Last; Volllinie). Mitte links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0.10$ s bei isometrischer Kontraktion. Mitte rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_1 = 0.10$ s bei konzentrischer Kontraktion. Unten links: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_6 = 0.30$ s bei isometrischer Kontraktion. Unten rechts: Ultraschallbild zum Zeitpunkt $t_6 = 0.30$ s bei konzentrischer Kontraktion. Der Zeitpunkt t_1 bezeichnet den Beginn der Kontraktion und t_6 den Zeitpunkt kurz nach Überschreiten des Kraftmaximums der konzentrischen Kontraktion.

Die Vergleichbarkeit der Architekturparameter Faserwinkel und Faserlänge bei isometrischer und konzentrischer Plantarflexion, bei gleicher Kraft und gleichem Sohlenwinkel sowohl für GAL und GAM als auch für SOL legt die Übertragbarkeit der Kontraktionsdynamik von isometrischen auf konzentrische Kontraktionen nahe. Dementsprechend kann mit dem beschriebenen Muskelmodell auf Basis der isometrischen Messwerte der Muskelarchitekturparameter Faserwinkel und Faserlänge (Kapitel 3.3.1) das Kontraktionsverhalten bei konzentrischen Plantarflexionen modelliert werden.

Vorausgreifend auf die Modellierung und Analyse der konzentrischen Kontraktionen im folgenden Abschnitt, zeigt Abbildung 5.39 die Güte der Modellrechnung. Additiv zu den Verläufen des Faserwinkels und der Faserlänge aus den Abbildungen 5.36-5.38 der konzentrischen Kontraktion wurde der berechnete Wert der Modellierung für die Faserlänge und den Faserwinkel an den entsprechenden Zeitpunkten hinzugefügt. Die gute Passung der Werte erlaubt die Modellierung von konzentrischen Plantarflexionen mit den isometrisch gemessenen Werten der Architekturparameter als Berechnungsgrundlage. Es können somit dynamische Kontraktionen und Bewegungen modelliert und analysiert werden, ohne die erschwerte Aufnahme der Ultraschallbilder bei Bewegung der Gliedmaßen.

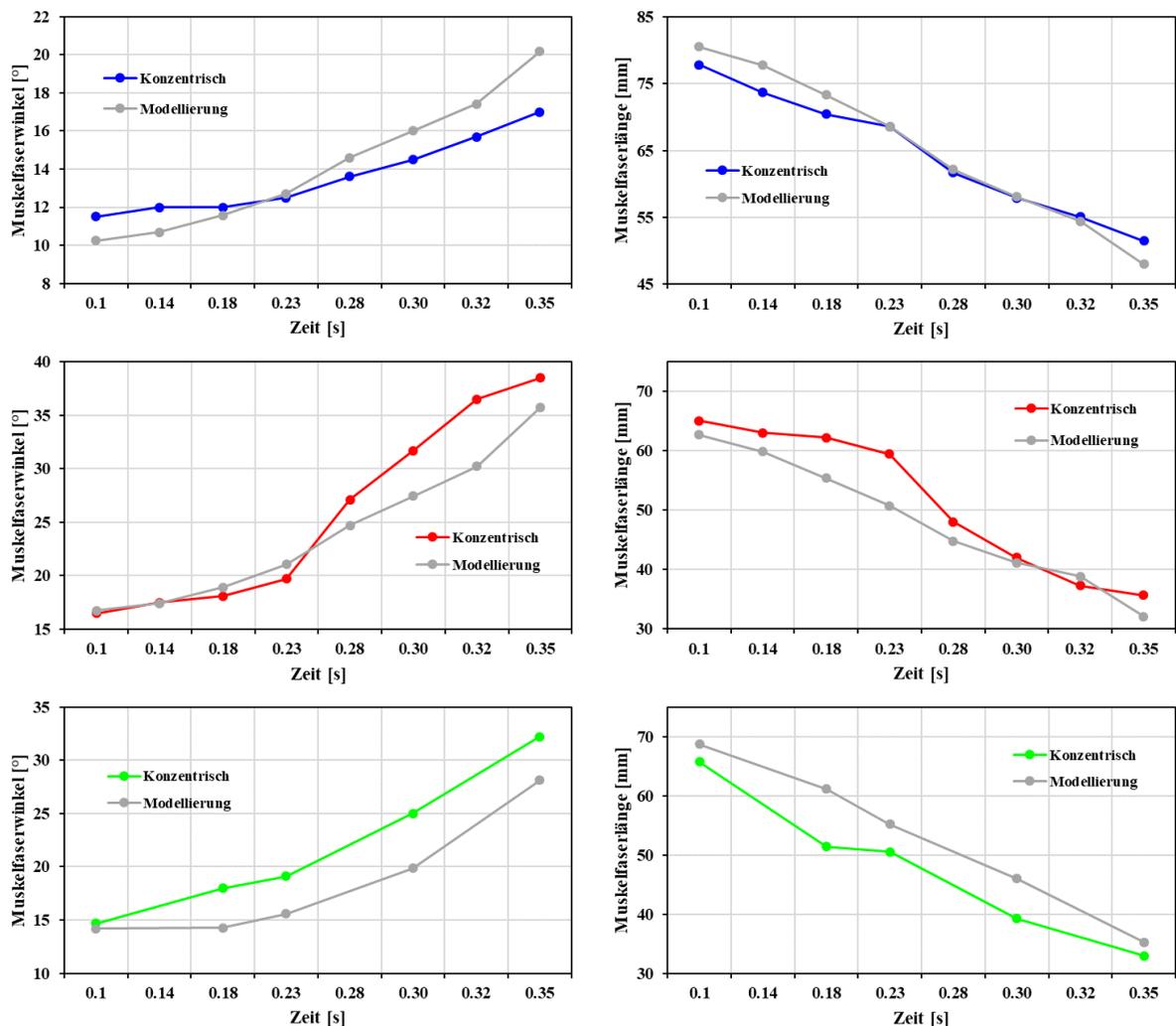


Abb.5.39: Vergleich der Messwerte von Faserwinkel und Faserlänge von GAL (blau), GAM (rot) und SOL (grün) und der berechneten Werte der Modellierung (grau) zu Zeitpunkten von vergleichbarer Kontraktionskraft und vergleichbarem Sohlenwinkel einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last.

Das Muskelmodell liefert für das Kontraktionsverhalten bei konzentrischen Plantarflexionen Werte für GAL, GAM und SOL in guter Übereinstimmung zu den realen Messwerten (Abb. 5.39) und kann dafür eingesetzt werden, neben den isometrischen Kontraktionen auch dynamische Kontraktionen zu modellieren. Aufgrund der diffuseren Bildqualität der Ultraschallaufnahmen von SOL, bedingt durch dessen tiefere Lage und die Neigung sich bei Kontraktion aus der Bildebene „herauszudrehen“, liegen für SOL größere Differenzen zwischen den Mo-

dell- und Messwerten vor und die Ergebnisse sind weniger konsistent als für GAL und GAM. Dennoch stimmt auch für SOL der Verlauf der Mess- und Modellwerte überein.

Die hier gezeigte Vergleichbarkeit von Messwerten und Modellwerten liegt u.a. darin begründet, dass als Berechnungsgrundlage des Modells sämtliche muskelspezifischen Messwerte der Faserlänge und des Faserwinkels der Probanden bei allen Gelenkwinkelstellungen und allen Kontraktionsintensitäten genutzt werden. In Summe sind dies für jeden Muskel etwa 1000 Messwerte. Es werden damit sowohl der gesamte Gelenkwinkelbereich als auch alle Kontraktionsintensitäten, die bei einer konzentrischen Kontraktion durchlaufen werden, abgedeckt. Aufgrund dessen können mit dem Modell, unabhängig von der Gelenkwinkelstellung und der Kontraktionsintensität, passende Vorhersagen für die Architekturparameter getroffen werden. Nach aktuellem Kenntnisstand wurde bislang noch kein Vergleich zwischen isometrischen und konzentrischen Kontraktionen angestellt.

Modellierung konzentrischer Kontraktionen

Wie bereits in Kapitel 3.1 beschrieben, wurden Plantarflexionen ausgehend von einem Sohlenwinkel von etwa 80° mit unterschiedlichen Zusatzlasten ausgeführt. Da sich die Ergebnisse der verschiedenen Kontraktionsbedingungen nicht wesentlich voneinander unterscheiden, werden aus Gründen der Übersichtlichkeit lediglich die Ergebnisse der Modellierung bei Kontraktionen mit einer Last von 125 kg dargestellt. Grundlage für die Modellierung sind die erhobenen Architekturparameter Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel für die Muskeln GAL, GAM und SOL bei isometrischen Kontraktionen wie in Kapitel 3.1 beschrieben. Die Zuordnung von Faserlänge und Faserwinkel aller Probanden bei den verschiedenen Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten dienen als Eingabe für die Berechnung der Kontraktionsgrößen. Des Weiteren wurde stellvertretend der Kraft- und Positions-Zeit-Verlauf eines Probanden mit probandenspezifischen Daten der Fußgeometrie als Beispiel für die Berechnungen ausgewählt. Als Startwerte für die Iteration wurden jeweils die längste Faserlänge und der zugehörige Faserwinkel gesetzt (Tab. 4.1). Auf eine ausführliche Beschreibung der Veränderungen der einzelnen Muskelarchitekturparameter soll in diesem Zusammenhang verzichtet werden, um unnötige Redundanzen zu vermeiden und um den Rahmen der Arbeit nicht zu überschreiten. Die Zeitverläufe von Sohlenwinkel und MTC-Länge sind in Abbildung 5.41 zu sehen, um eine Vorstellung von der Bewegung zu vermitteln. Alle Größen wie sie für die isometrischen Kontraktionen vorgestellt wurden, liegen auch für die dynamischen Versuche vor und werden in Kapitel 5.1.3 in Bezug auf das Muscle Gearing analysiert. Auf die Limitationen des Modells wird in Kapitel 5.3 noch ausführlich eingegangen. Dennoch muss zum Verständnis der nachfolgenden Ausführungen und zur Interpretation der Kontraktionsverläufe der einzelnen kontraktiven und serienelastischen Komponenten bereits jetzt auf eine Besonderheit bei der Analyse der konzentrischen Kontraktionen hingewiesen werden. Bei der Analyse der Videoaufnahmen, die zur Bewegungskontrolle aufgenommen wurden, ist zu sehen, dass sich bei zunehmender Streckung des Fußes der Kraftangriffspunkt in Richtung der Zehen verschiebt (Abb. 5.40). Dieser Effekt wurde bereits bei den isometrischen Kontraktionen bei großen Sohlenwinkeln angesprochen und kommt bei den konzentrischen Kontraktionen noch deutlicher zum Tragen. Der Ballen löst sich am Ende der Kontraktion vom Holz-

balken auf der Kraftmessplatte und die Zehen werden gestreckt. Die Kraft entwickelt sich somit am Ende der Kontraktion zusätzlich aus der Streckung der Zehen, wodurch sich einerseits der Hebel vergrößert und andererseits die Reaktionskräfte nicht ausschließlich durch die Plantarflexion hervorgerufen werden. Die Annahme einer starren Fußgeometrie ist in dieser Phase nicht mehr zutreffend, so dass es zu Abweichungen in der Berechnung der Länge des MTC über das Geometriemodell des Fußes aus dem gemessenen Positions-Zeit-Verlauf kommt. Die Verschiebung des Kraftangriffspunktes wird durch das Modell nicht berücksichtigt. Um den Einfluss der Zehenstreckung auf die Analyse der konzentrischen Kontraktionen so gering wie möglich zu halten, waren die Probanden angehalten, den Ballen mittig auf dem Holzbalken zu platzieren, um möglichst wenig Hebelwirkung aus den Zehen nutzen zu können. Zudem erfolgte die Auswertung bis kurz vor Lösen des Schlittens vom Fuß, so dass die Zehen noch nicht vollkommen gestreckt sind, der Schlitten aber durch sie noch weiter beschleunigt wird. Die gemessene Kraft ist zu diesem Zeitpunkt entsprechend noch nicht Null. Die additive Kraft und Länge des MTC, die aus der Zehenstreckung resultiert, lassen sich dennoch nicht vollständig eliminieren. Dazu müsste die Auswertung der konzentrischen Kontraktionen zu dem Zeitpunkt abgebrochen werden, bevor sich der Ballen vom Holzbalken auf der Kraftmessplatte löst.

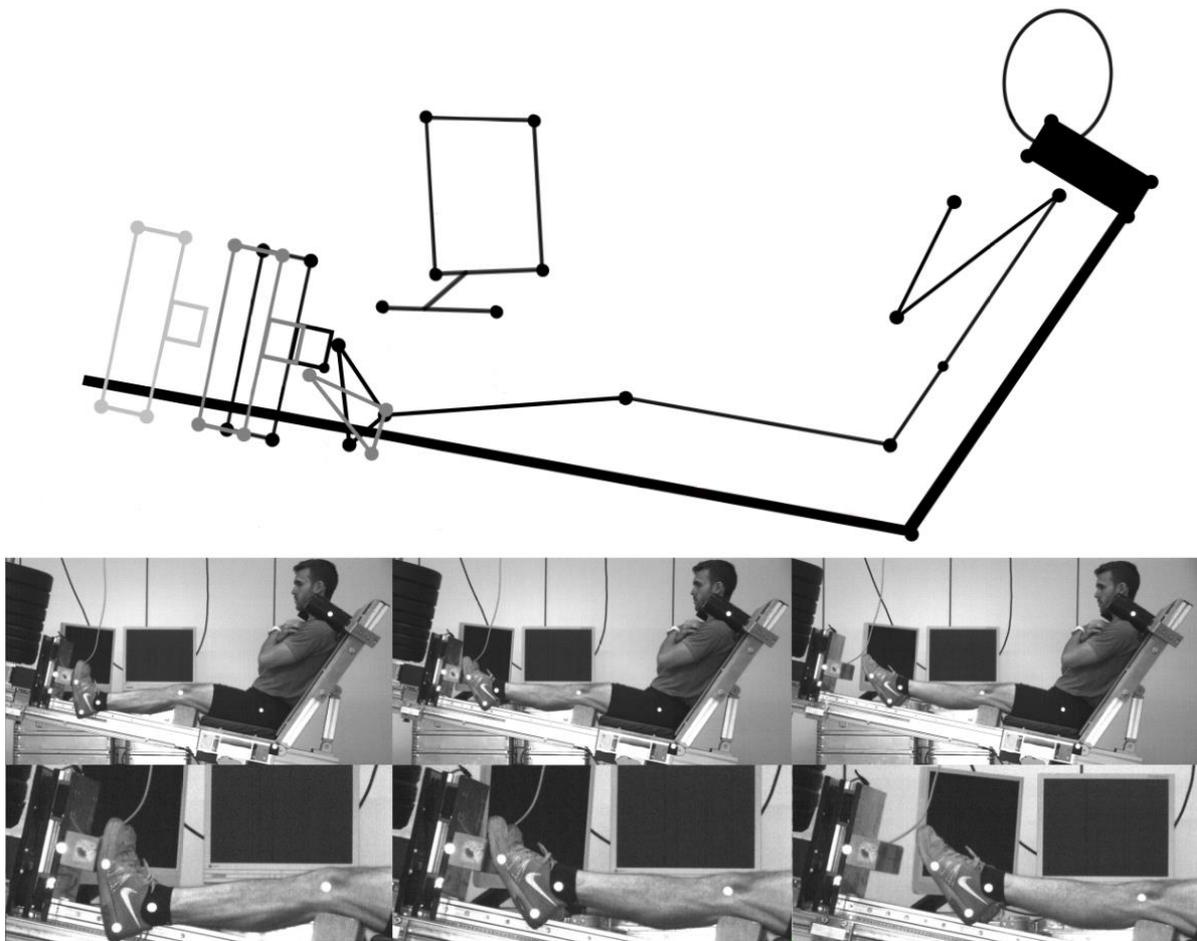


Abb.5.40: Skizze (oben) und Bildreihen (unten) einer konzentrischen Plantarflexion mit Bewegung des Lastschlittens und des Fußes. Die drei Phasen der Bildreihe zeigen das Lösen des Ballens vom Holzbalken auf der Kraftmessplatte. Rechts: Ballen hat Kontakt zum Balken. Mitte: Durch Streckung des Fußgelenks löst sich der Ballen vom Holzbalken. Links: Der Schlitten hat sich vom Fuß gelöst und gleitet durch die Beschleunigung weiter auf der geneigten Ebene.

Dazu kommt, dass bei den konzentrischen Kontraktionen der Lastschlitten auf einer geneigten Ebene nach oben beschleunigt wird. Aufgrund der geringen Neigung der Ebene wirkt dem Schlitten, neben geringen Reibungskräften, nur ein kleiner Teil der Erdbeschleunigung entgegen, wodurch sich die Geschwindigkeit des Schlittens bis kurz vor Ende der Kontraktion erhöht. Die Endphase der Kontraktion ist aufgrund des geringen Widerstands sehr dynamisch und führt zu hohen Geschwindigkeiten. Der Schlitten löst sich am Ende der Kontraktion vom Fuß des Probanden und gleitet noch weiter auf der Ebene nach oben (Abb. 5.40). Die MTC-Länge (Abb. 5.41 rechts) des *m. triceps surae* wird, wie bereits beschreiben, über das Geometriemodell des Fußes aus dem Positions-Zeit-Verlauf des Lastschlittens ermittelt.

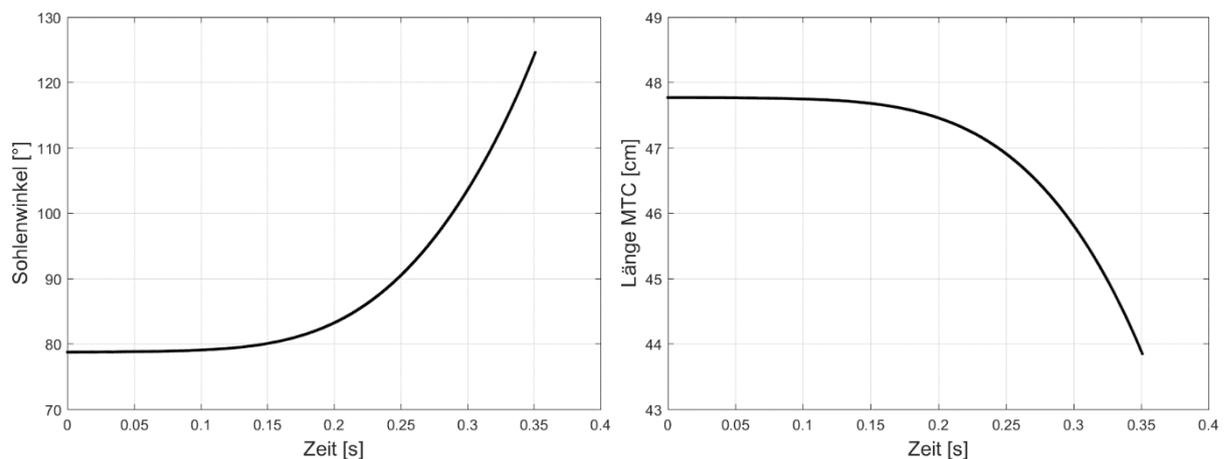


Abb.5.41: Zeitverlauf des Sohlenwinkels und der Länge des MTC bei einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last.

Da sich der Schlitten zunehmend entfernt (Abb. 5.42 Zeile 1), obwohl die Kontraktion bereits beendet ist und sich somit weder die Gelenkwinkelstellung ändert noch der Muskel sich weiter verkürzt, werden über das trigonometrische Geometriemodell Winkelstellungen und Muskelängen berechnet, die anatomisch nicht mehr realisierbar sind. Ab dem Zeitpunkt, an dem aus der Schlittenposition ein Spannwinkel von 180° berechnet wird, können die Dreiecksrelationen auf der Basis anatomischer Gelenkdaten (Kapitel 4.1) nicht mehr aufgelöst werden. Das Geometriemodell stößt aufgrund der beschriebenen Tatsachen an seine Grenzen. Es werden basierend auf dem Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens zu große Sohlenwinkel berechnet, die im Zusammenhang mit dem Endzeitpunkt der Auswertung kurz vor Lösen des Schlittens von den Zehen dazu führen, dass die durch das Modell berechneten Längen des Muskels, der Muskelfaser und der Sehne (Abb. 5.48 und 5.52) am Ende der Kontraktion weiter abnehmen. Aufgrund dessen steigen auch die Kontraktionsgeschwindigkeiten am Ende der Kontraktion weiter an (Abb. 5.51). Dieser Geschwindigkeitszuwachs ist nicht über das Kontraktionsverhalten der einzelnen Muskeln des *m. triceps surae* erklärbar, sondern geht aus der Limitation des Geometriemodells in Verbindung mit der Verschiebung des Kraftangriffspunktes und dem gemessenen Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens hervor. Bei isolierter Betrachtung von GAL, GAM und SOL müssten die Längenverläufe am Ende der Kontraktion abflachen und konstant werden, da sich Fasern und Muskel nicht mehr weiter verkürzen. Die Geschwindigkeitsverläufe müssten entsprechend gegen Null gehen. Diese Limitation in der Modellierung von konzentrischen Kontraktionen geht zusammenfassend auf den Versuchsaufbau, die

Beteiligung der Zehen und insbesondere auf die Berechnung der Muskelgrößen aus dem Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens über das Geometriemodell des Fußes zurück, wodurch sich der Unterschied in den Zeitverläufen im Vergleich zu den Auswertungen von WANK (2000) ergibt.

Abbildung 5.42 stellt exemplarisch den Prozess der Auswertung und Berechnung der Muskelgrößen aus den Messdaten des Lastschlittens einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last dar. Aus dem gemessenen Kraft- und Positions-Zeit-Verlauf des Schlittens werden zunächst über das Geometriemodell die Gelenkgrößen Spann- und Sohlenwinkel, das Gelenkmoment und die Gelenkwinkelgeschwindigkeit berechnet, bevor dann die Muskelgrößen Muskelkraft, Kontraktionsgeschwindigkeit und MTC-Länge bestimmt werden. Die Auswertung wurde zu Vergleichszwecken mit der Software DiaMess des Arbeitsbereichs Biomechanik vorgenommen. Die Muskelspezifik der Muskeln GAL, GAM und SOL wird in dieser Darstellung nicht aufgegriffen, sondern von einem Ersatzmuskel des *m. triceps surae* ausgegangen. Die Zeitverläufe dienen als Beleg für die oben beschriebenen Limitationen und zeigen die Dynamik am Ende der Kontraktion deutlich. Das Weitergleiten des Schlittens nach der Kontraktion ist in der obersten Zeile der Abbildung 5.42 zu sehen. Das für die Kontraktion relevante Zeitintervall (0.0 - 0.4 s) ist in den weiteren Zeilen vergrößert dargestellt. Durch die weitere Entfernung des Schlittens wird der Streckbereich des Fußes überschritten und ein Spannwinkel bis zu 180° (vollständige Fußstreckung) (Abb. 5.42 Zeile 5) berechnet, der anatomisch nicht realisiert werden kann. Dies führt zu utopischen Werten insbesondere am Ende der Geschwindigkeits-Zeit-Verläufe (Abb. 5.42 Zeile 8 und 10) und zu einer Polstelle in den Geschwindigkeitsverläufen bei einem Spannwinkel von 180° . Diese Gegenüberstellung veranschaulicht die beschriebene Limitation in der Auswertung der konzentrischen Kontraktionen und erklärt die Zeitverläufe der Muskelgrößen aus der Modellierung in den folgenden Abbildungen.

Um einen Eindruck über das Kontraktionsverhalten und die Konformität von Mess- und Modellwerten zu erhalten, werden im Folgenden die bereits bekannten Scatterplots und die dynamischen Kontraktionsverläufe der einzelnen Muskeln vorgestellt. Bei den Scatterplots (Abb. 5.43 (rechts) und 5.44) dienen diesmal alle gemessenen Wertepaare von Faserwinkel und Faserlänge der konzentrischen Kontraktionen aller Probanden des jeweiligen Muskels als Referenzwerte (grau), wodurch sich die größere Streuung erklären lässt. Die Ultraschallaufnahmen der konzentrischen Plantarflexionen konnten für GAL von acht Probanden, für GAM von zehn Probanden und für SOL nur von drei Probanden ausgewertet werden. Die Qualität der Ultraschallaufnahmen war insbesondere für SOL für eine zuverlässige Digitalisierung von Faserlänge und Faserwinkel nicht ausreichend. Die Unterschiede in der Stichprobengröße sind anhand der Messwertpaare in den Abbildungen 5.43 (rechts) und 5.44 zu erkennen. Aufgrund der Bildfrequenz des Ultraschallgerätes von 25 Bildern pro Sekunde konnten die Werte nicht nach Kontraktionsintensität kategorisiert werden. Eine Mittelwertbildung war aus genannten Gründen (Kapitel 3.3.2) nicht möglich. Die Modellwerte sind dem Farbkonzept entsprechend je nach Muskel über die Messwerte gelegt. Die Kontraktionsdynamik ist über eine Bildreihe veranschaulicht, die alle relevanten kontraktiven Eigenschaften zum jeweiligen Zeitpunkt als Parameter enthält.

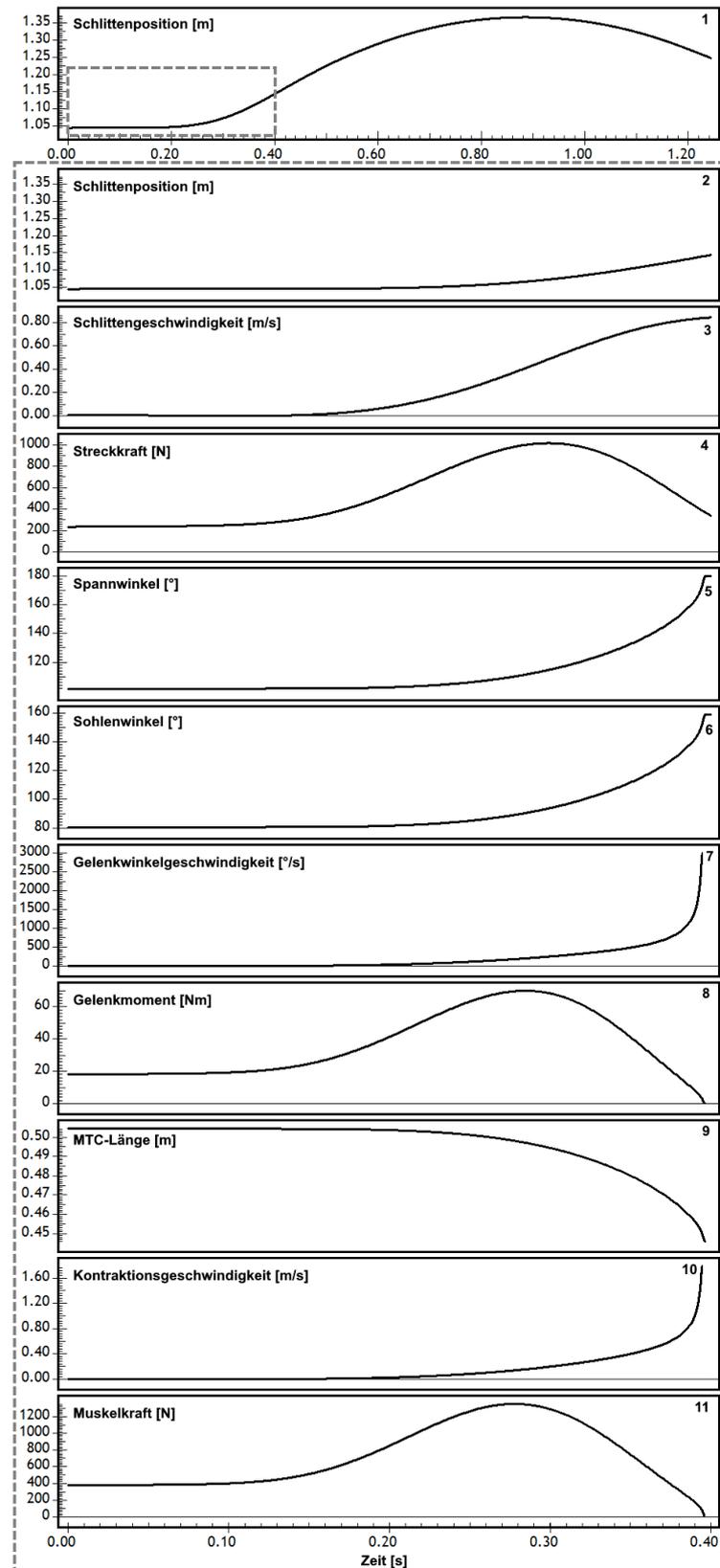


Abb.5.42: Messgrößen der Schlittenbewegung (Zeile 1-4), Gelenkgrößen des Fußgelenks (Zeile 5-8) sowie die berechneten Zeitverläufe der Muskelgrößen (Zeile 9-11) einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last bis zum Erreichen der Polstelle ($t \approx 0.39$ s) aufgrund der zu weit entfernten Schlittenposition. Zeile 1 zeigt die gesamte Bewegung des Schlittens auch nach Lösen des Schlittens vom Fuß.

Wie von den isometrischen Kontraktionen bekannt, wurde für alle Muskeln die oberste Faser um einen konstanten Faktor vergrößert, um die Verkürzung und Rotation der Faser besser zu veranschaulichen. Der Faktor beträgt für die konzentrischen Kontraktionen aufgrund der anderen Ausgangsposition 3.5. Wie zu erwarten war, zeigt sich auch bei dynamischen Kontraktionen ein Unterschied in der Muskelgeometrie zwischen GAL bzw. GAM und SOL. In den Abbildungen 5.43-5.47 ist ersichtlich, dass die Muskelfaserlängen von GAL länger und die Muskelfaserwinkel kleiner sind als bei GAM und SOL.

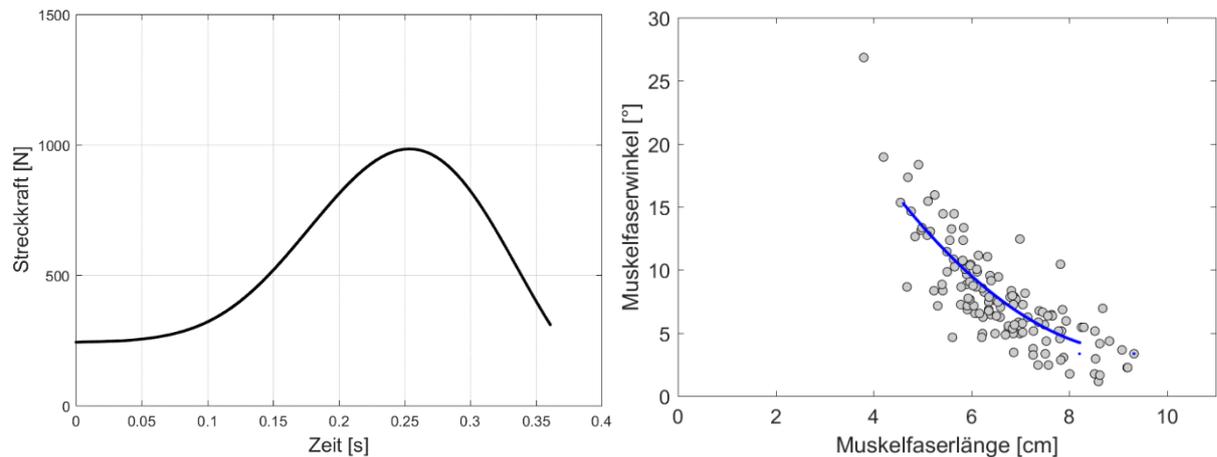


Abb.5.43: Links: Zeitverlauf der Streckkraft einer konzentrischen Plantarflexion mit 125 kg Last. Rechts: Scatterplot aller Messwertpaare (GAL) (grau) und der berechneten Modellwerte (blau) einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last. GAL: 8 Probanden; in Summe 138 Messwerte.

Die Modellwerte bilden bei den dynamischen Kontraktionen das komplette Spektrum der Messwerte von Faserwinkel und Faserlänge ab, da sämtliche Gelenkwinkelstellungen und Kontraktionsintensitäten während der Kontraktion durchlaufen werden. Sie entsprechen für GAL dem Verlauf der Messwerte und stellen diese in sehr guter Näherung dar (Abb. 5.43 rechts). Auch die Modellierungen von GAM und SOL bilden die Messwerte gut ab (Abb. 5.44) und zeigen die Unterschiede in den absoluten Werten von Faserwinkel und Faserlänge bei konzentrischen im Vergleich zu isometrischen Kontraktionen (Kapitel 3.3.2).

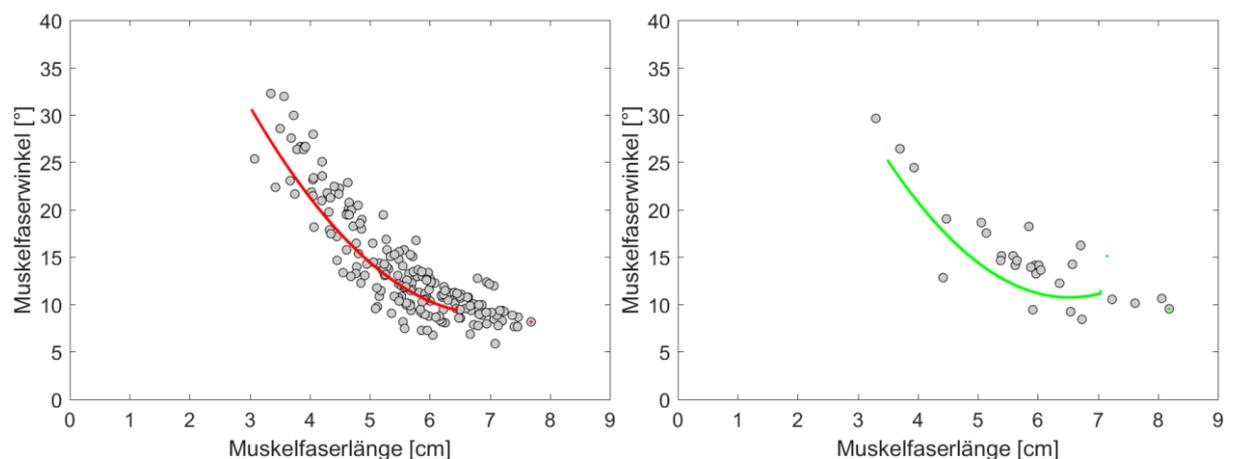


Abb.5.44: Scatterplot aller Messwertpaare (grau) und der berechneten Modellwerte von GAM (rot) und SOL (grün) einer konzentrischen Kontraktion mit 125 kg Last. GAM: 10 Probanden; in Summe 204 Messwerte und SOL: Kleine Stichprobengröße mit 3 Probanden und in Summe 30 Messwerten.

Betrachtet man jedoch nicht nur die Absolutwerte, sondern die relative Verkürzung bzw. Vergrößerung von Faserlänge und Faserwinkel, stellt man fest, dass bei konzentrischen Kontraktionen bei einer Last von 125 kg die relative Änderung der Architekturparameter von GAL die Änderung von GAM und SOL bezüglich des Faserwinkels übertrifft. Die Faserlänge verkürzt sich bei GAL auf 56 %, bei GAM auf 47 % und bei SOL auf 50 % der Ausgangslänge. Der Faserwinkel vergrößert sich bei GAL jedoch auf 362 % des initialen Winkels – der initiale Winkel steigt also um mehr als das 3.5-fache an – während sich der Faserwinkel bei GAM mehr als verdreifacht (324 %) und bei SOL „nur“ etwas mehr als die Verdopplung des Ausgangswinkels (221 %) festzustellen ist (Abb. 5.45-5.47). Eine Erklärung hierfür findet sich möglicherweise in der Fasertypverteilung. Die Schnellkraftmuskeln GAM und GAL sind bei einer dynamischen Kontraktion mehr aktiviert als SOL, der überwiegend langsame ST-Fasern besitzt. Diese Zahlen heben hervor, dass die Veränderung des Faserwinkels bei dynamischen Kontraktionen einen nicht zu unterschätzenden Beitrag zur Kontraktionsdynamik leistet und dass diese Veränderung maßgebend für das Verständnis der menschlichen Bewegung ist. Die bei isometrischen Kontraktionen berechneten prozentualen Änderungen sind mit den hier beschriebenen nicht direkt vergleichbar, da bei isometrischen Kontraktionen bei annähernd konstantem Gelenkwinkel ausschließlich die Kontraktionsintensität zunimmt. Bei den dynamischen Versuchen ändert sich die Muskelgeometrie aufgrund der Interaktion von Gelenkwinkel- und Intensitätsänderung. Dennoch liegt im Vergleich zu den isometrischen Kontraktionen insbesondere die Vergrößerung des Faserwinkels deutlich über dem isometrischen Wert, was auf eine verstärkte Faserrotation bei konzentrischen Kontraktionen hindeutet und damit die Faser- und Muskelverkürzung begünstigt. Die Änderung der Faserlänge ist bei konzentrischen Plantarflexionen entsprechend größer als bei isometrischen. Faserverkürzungen von mehr als 50 % ihrer Ausgangslänge wie sie hier ermittelt wurden, sind nur durch eine Vergrößerung des Faserwinkels zu erreichen. Anhand der Änderung der Architekturparameter und der Abbildungen 5.45-5.47 kann eine Vorstellung für die Geometrieänderungen während einer konzentrischen Kontraktion gewonnen werden. Es ist auch optisch offensichtlich, dass die Faserrotation bei dynamischen Kontraktionen deutlich erhöht ist. Demnach kann davon ausgegangen werden, dass es durch die Änderung der Gelenkwinkelstellung und der Kontraktionsintensität zu einem additiven Effekt kommt, der zu einer starken Änderung der Faserlänge und insbesondere des Faserwinkels während der Kontraktion führt und die Abnahme der MTC-Länge begünstigt (Abb. 5.41 und 5.45-5.47). Die Faserrotation ist bei isometrischen Kontraktionen aufgrund der fixierten Länge des MTC eingeschränkt.

Übereinstimmend für alle drei Muskeln werden die Messergebnisse durch die Modellwerte gut abgebildet. Die Wertepaare der Messwerte mit kleinen Faserwinkeln und langen Fasern werden durch das Modell nicht abgedeckt (Abb. 5.43 rechts und 5.44), was darauf zurückzuführen ist, dass die Referenzmesswerte (grau) keine Mittelwerte wie bei den isometrischen Kontraktionen darstellen, sondern alle Messwerte der einzelnen Probanden abbilden und daher die Streuung größer ausfällt und in Einzelfällen extremere Messwerte auftreten.

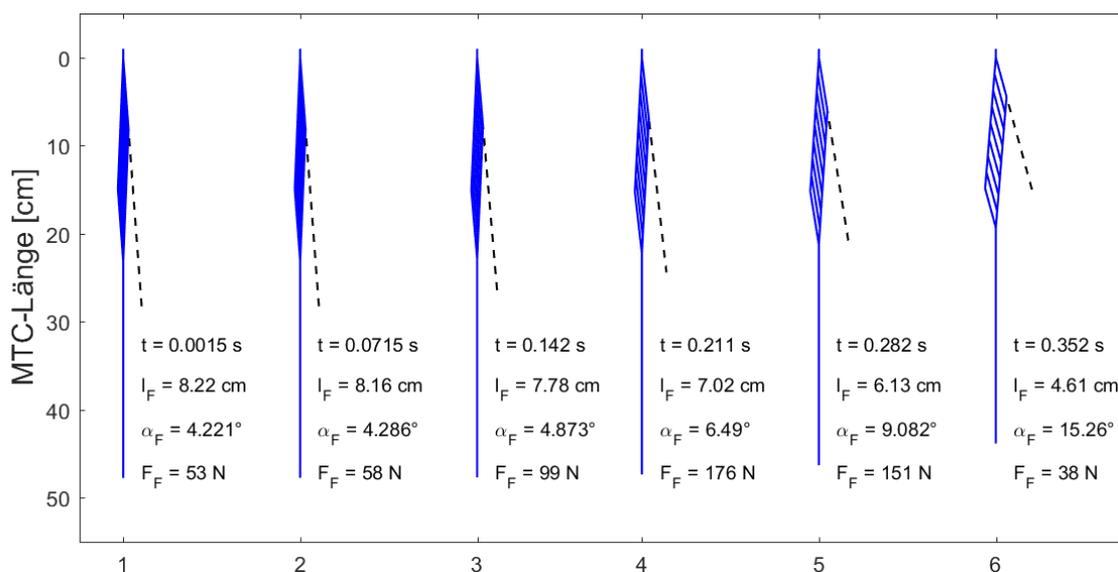


Abb.5.45: Kontraktionsdynamik von GAL einer konzentrischen Plantarflexion mit 125 kg Last und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 3.5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

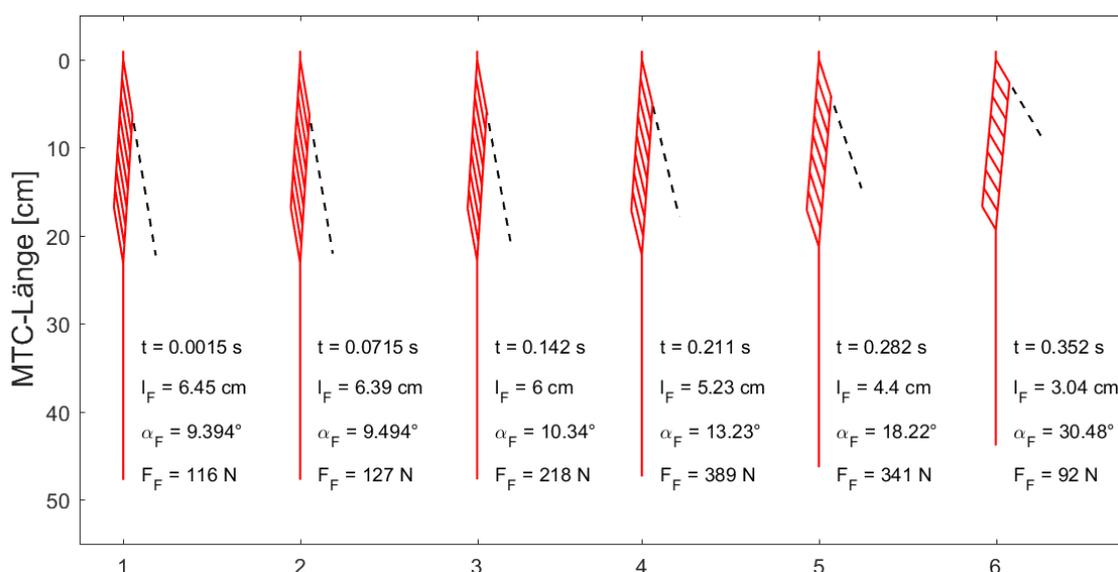


Abb.5.46: Kontraktionsdynamik von GAM einer konzentrischen Plantarflexion mit 125 kg Last und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 3.5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

Eine allen drei Muskeln des m. triceps surae gemeinsame Auffälligkeit ist, dass es zu Beginn der Kontraktion nur zu geringen Änderungen des Faserwinkels und der Faserlänge kommt. Trotz steigender Kraft (Abb. 5.43 links) bleiben bis zum Erreichen des Kraftmaximums (etwa 20 % MVC) auch die Länge des MTC und der Sohlenwinkel (Abb. 5.41) nahezu konstant. Bis zu diesem Zeitpunkt ist das Kontraktionsverhalten mit einer quasi isometrischen Kontraktion bei ansteigender Kontraktionsintensität vergleichbar. Erst bei Entlastung, nach Überschreiten des Kraftmaximums ($t \approx 0.23$ s) kommt es zu sprunghaften Veränderungen der Muskelgeometrie. Es setzt eine verstärkte Rotation und Verkürzung der Fasern ein, was eine Längenänderung des MTC zur Folge hat (Kapitel 2.5). Diese Auffälligkeit wurde bereits in Kapitel

3.3.2 anhand der Messwerte thematisiert und wird vom Modell sehr gut abgebildet. Aufgrund des geringen Anstiegs des Faserwinkels zu Beginn der Kontraktion geht die Faserverkürzung zunächst mit einer Verlängerung der Sehne bis zum Erreichen des jeweiligen Kraftmaximums einher (Abb. 5.48) bevor sie sich durch die Änderung der Muskelgeometrie deutlich verkürzt.

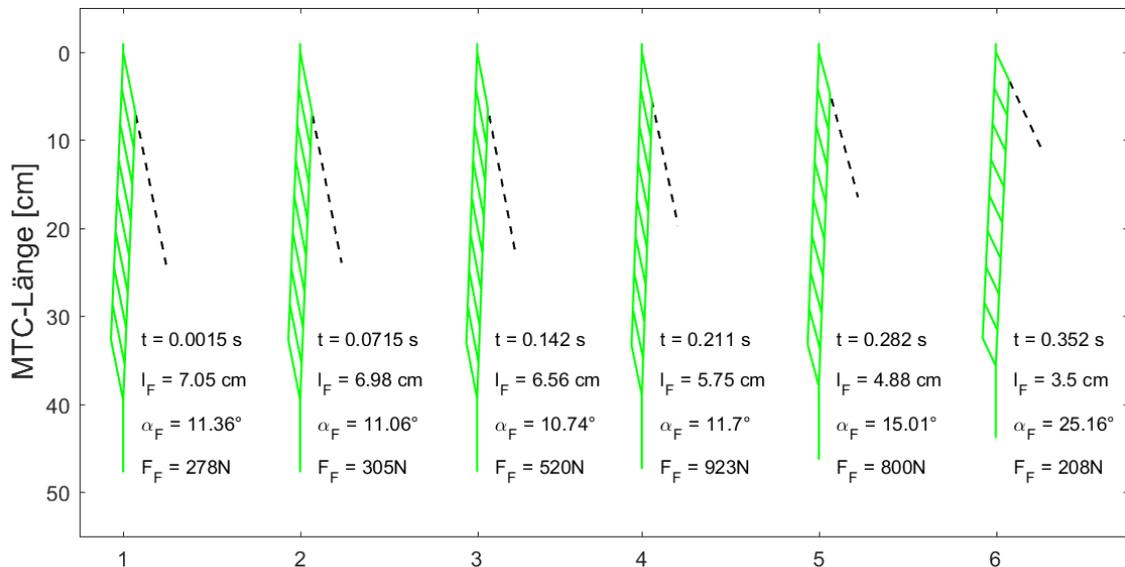


Abb.5.47: Kontraktionsdynamik von SOL einer konzentrischen Plantarflexion mit 125 kg Last und zugehörig zu jedem Zeitpunkt Werte von Faserlänge, -winkel und -kraft. Verlängerung der obersten Muskelfaser um das 3.5-fache ihrer aktuellen Länge zur besseren Veranschaulichung der Faserrotation und der Faserverkürzung.

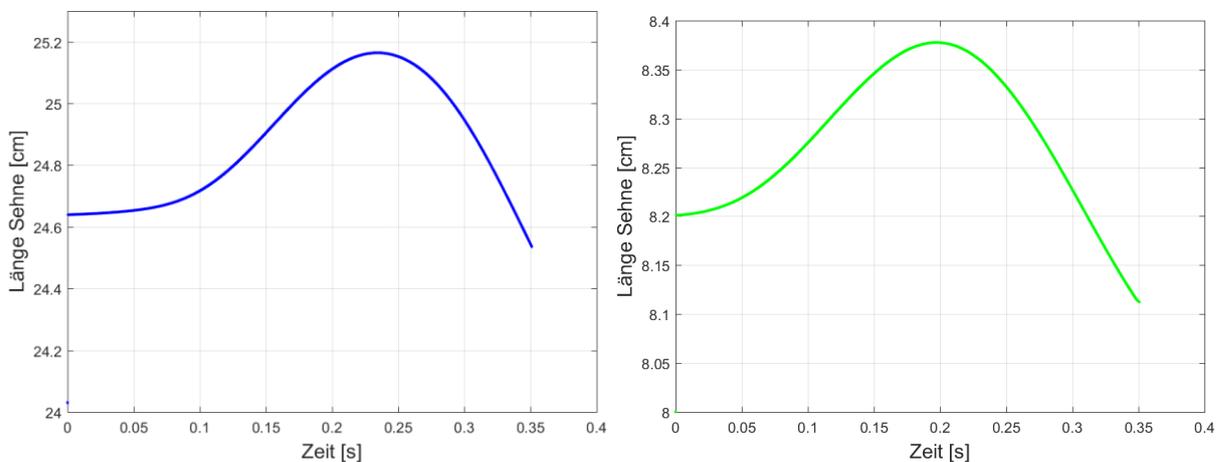


Abb.5.48: Zeitverlauf der Sehnenlänge von GAL/GAM (blau) und SOL (grün) einer konzentrischen Plantarflexion mit 125 kg Last.

Die Beobachtung einer quasi isometrischen Kontraktion zu Beginn der konzentrischen Plantarflexion ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Studien zur Untersuchung des Kontraktionsverhaltens beim Gehen (KUBO et al. 2000; FUKUNAGA et al. 2001; FUKUNAGA et al. 2002; LICHTWARK & WILSON 2006; LICHTWARK et al. 2007; CRONIN & LICHTWARK 2013). Die Faszikel von GAM, GAL und SOL zeigten in der Stand- bzw. Unterstützungsphase bis zum Heben der Ferse beim Gehen keine signifikante Veränderung in ihrer Länge und dem Winkel. Der durchlaufene Winkel- und Längenbereich beim Gehen ist übereinstimmend mit den hier gefundenen Werten bei konzentrischen Kontraktionen (LICHTWARK & WILSON 2006; LICHTWARK et al. 2007; AGGELOUSSIS et al. 2010).

5.1.3 Muscle Gearing bei konzentrischen Kontraktionen

Dynamische Veränderungen der Muskelgeometrie während der Kontraktion haben das Potential, den maximalen Kraft- oder Geschwindigkeitsoutput des Muskels zu bestimmen, indem die Muskelfasern entsprechend den Kontraktionsanforderungen arbeiten (AZIZI et al. 2008). Die Veränderungen der Muskelgeometrie und insbesondere des Faserwinkels bei konzentrischen Kontraktionen können über die Implementierung eines dynamischen Faserwinkelverlaufs in das unipennate Muskelmodell bestimmt werden und bieten die Möglichkeit einer Analyse der konzentrischen Kontraktionen in Bezug auf das Muscle Gearing. Die Modellierung eines dynamischen Kontraktionsverhaltens ermöglicht die Bestimmung der Längen-, Geschwindigkeits- und Kraft-Zeit-Verläufe ausgewählter kontraktile und serienelastischer Komponenten des MTC. Der Einfluss der Muskelarchitektur auf die Kraft- bzw. Geschwindigkeitsproduktion eines Muskels ist weitreichend anerkannt und steht außer Frage. Allerdings wurden die Effekte unterschiedlicher Architektur überwiegend unter statischen Bedingungen ermittelt (AZIZI et al. 2008). Nach DICK & WAKELING (2018) besteht zum jetzigen Zeitpunkt nur ein sehr eingeschränktes Verständnis über das Wesen und die Funktionalität der dynamischen Veränderung bei submaximalen Kontraktionen. Wie bereits in Kapitel 2.5 dargestellt, wird angenommen, dass sich bei dynamischen Kontraktionen der Muskel entweder in der Dicke, in der Tiefe oder in einer Kombination aus beiden Richtungen verformt. Diese dynamischen Veränderungen in der Muskelform ermöglichen der Muskulatur die Kontraktionsgeschwindigkeiten je nach Bedarf anzupassen und somit ihr Bewegungsspektrum zu erweitern. Bezugnehmend auf die Erkenntnisse und Analysen von DICK & WAKELING (2017) und RANDHAWA et al. (2013) werden für die Untersuchungen der drei Muskeln des m. triceps surae vergleichbare Ergebnisse in Bezug auf das Muscle Gearing erwartet. Es wird vermutet, dass bei Kontraktionen mit zunehmender Kraft kleinere Faserwinkeländerungen und eine geringere Architectural Gear Ratio (AGR) festgestellt werden, als bei hoher Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Ergebnisse der Berechnungen sind in den Abbildungen 5.49-5.52 dargestellt. Die Berechnungsgrundlagen für das Modell finden sich in Kapitel 4. Der Wert der AGR (Formel (6)) wurde in Anlehnung an DICK & WAKELING (2017) und RANDHAWA et al. (2013) zum Zeitpunkt der höchsten Muskelgeschwindigkeit bestimmt. In das Muskelmodell wurden die Kraft- und Positions-Zeit-Verläufe der drei konzentrischen Plantarflexionen bei einer Last von 25 kg, 75 kg und 125 kg eingelesen. Für eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurden idealtypische und repräsentative Zeitverläufe eines Probanden ausgewertet, was zu ähnlichen Verläufen in der Kontraktionsdynamik führt.

Auf die dynamischen Änderungen in der Muskelgeometrie wurde bereits in Kapitel 5.1.2 eingegangen, sodass sich die Ausführungen lediglich auf die für das Muscle Gearing wichtigen Größen beschränken. An dieser Stelle soll nochmals auf das Ende der Kontraktionsverläufe der Faserwinkel, Längen und Geschwindigkeiten der Kontraktionsgrößen hingewiesen werden. Aufgrund der additiven Kraft und Länge durch die Streckung der Zehen am Ende der Kontraktion und der Berechnung der MTC-Länge aus dem Positions-Zeit-Verlauf des Lastschlittens, flachen die Faserwinkel- und Längenverläufe (Abb. 5.47 und 5.50) nicht wie erwartet aufgrund der kleiner werdenden Längenänderung ab und somit gehen auch die Geschwindigkeiten (Abb. 5.51) nicht gegen Null.

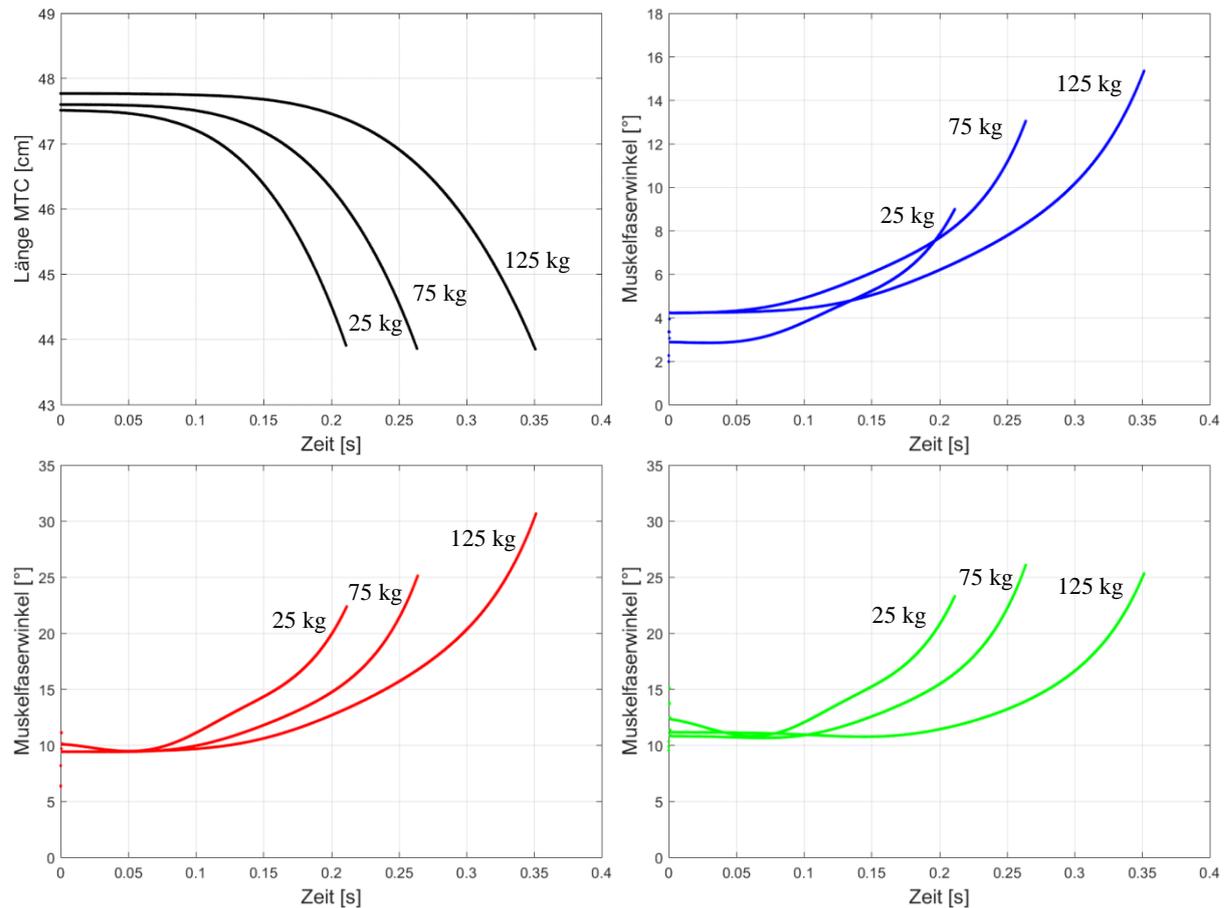


Abb.5.49: Zeitverläufe der Länge des MTC und des Faserwinkels konzentrischer Plantarflexionen mit Lasten von 25 kg, 75 kg und 125 kg. Der Sohlenwinkel weicht zu Beginn der Kontraktion je nach Last leicht von 80° ab, wodurch sich die verschiedenen Ausgangslängen des MTC erklären.

Das modellierte Kontraktionsverhalten sowie die realen Messwerte stimmen mit den theoriegestützten Annahmen zum Muscle Gearing in den kontraktionsrelevanten Größen überein. Bis zum jeweiligen Maximum der Kontraktionskraft (Abb. 5.50 linke Spalte) kann man von einer quasi isometrischen Kontraktion des Muskels sprechen (Kapitel 5.1.2). Die Länge des MTC (Abb. 5.49 oben links) bleibt nahezu konstant, während sich bei leicht wachsendem Faserwinkel die Muskelfasern verkürzen (Abb. 5.49 und 5.52). Die Faserrotation ist jedoch zu Beginn der Kontraktion geringer ausgeprägt, was sich in einer nur leichten Verkürzung der Muskellänge (Abb. 5.52 linke Spalte) widerspiegelt. Dies geht mit einer Verlängerung der Sehne (Abb. 5.48 (125 kg)) einher. Die AGR liegt bis zum Erreichen des Kraftmaximums unter 1, die Muskeldicke nimmt zunächst ab (Abb. 5.50 rechte Spalte). Die Abnahme der Muskeldicke bringt eine Ausdehnung in der Breite des Muskels mit sich (AZIZI et al. 2008), die im Ultraschallbild jedoch nicht beobachtet werden kann. Der Effekt der Abnahme der Muskeldicke ist bei SOL am stärksten ausgeprägt. Bei GAL bleibt die Muskeldicke zu Beginn beinahe konstant. Diese Parameter beschreiben das Verhalten des Muskels zu Beginn der Kontraktion, der darauf ausgerichtet ist, Kraft zum Überwinden der Last zu generieren. Die Theorie des Muscle Gearing bei hoher Kontraktionskraft kann somit durch die in vivo Messungen bestätigt werden.

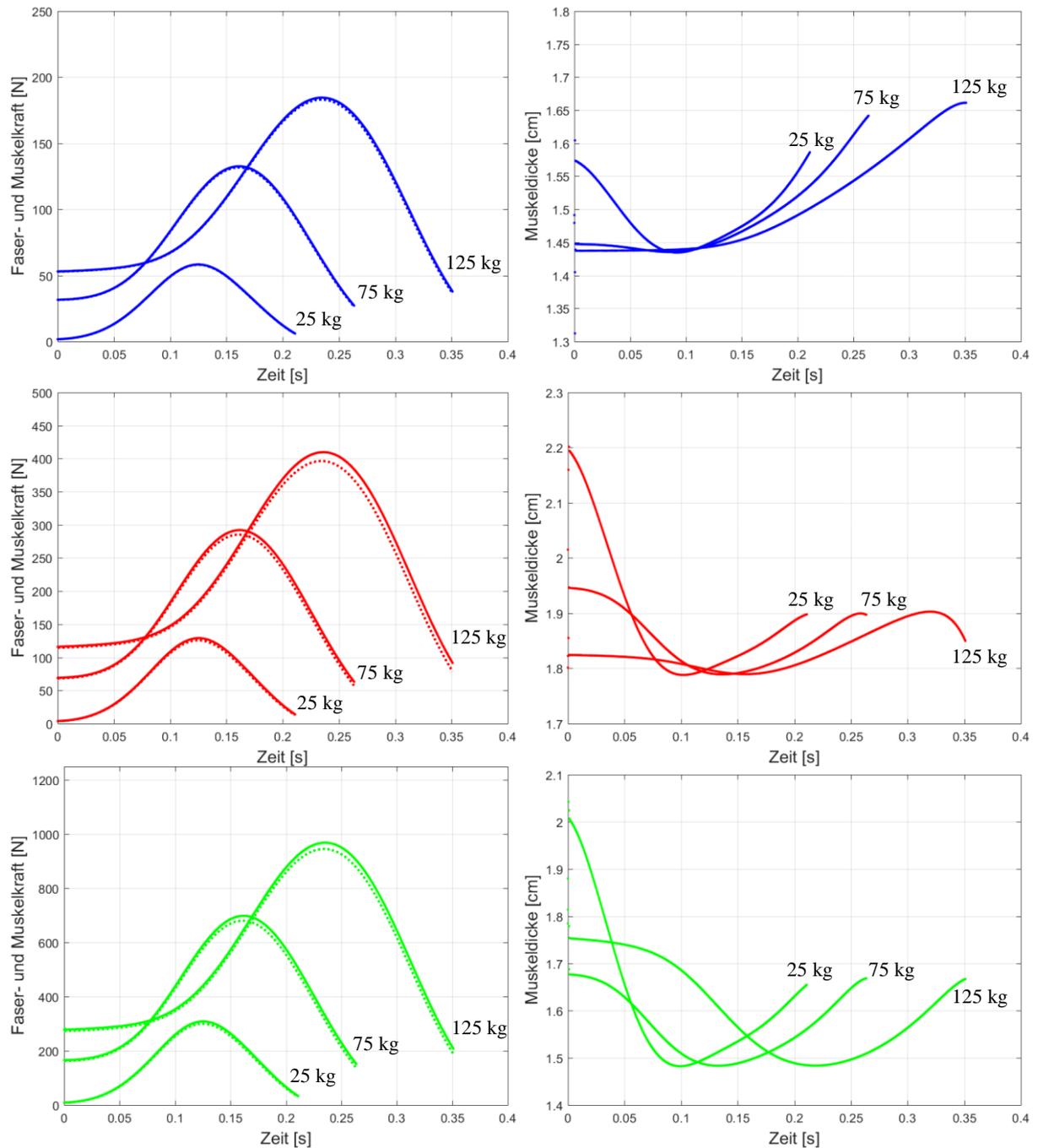


Abb.5.50: Zeitverläufe von Faser- und Muskelkraft und der Muskeldicke konzentrischer Plantarflexionen mit Lasten von 25 kg, 75 kg und 125 kg.

Nach Überschreiten des Kraftmaximums (Abb. 5.50 linke Spalte) beginnt die eigentliche dynamische Kontraktion mit abnehmender Länge von MTC (Abb. 5.49 oben links), Muskel (Abb. 5.52 rechte Spalte) und Sehne (Abb. 5.48). Damit verbunden ist eine deutliche Zunahme der Muskeldicke (Abb. 5.50 rechte Spalte) und sowohl die Muskel- als auch die Fasergeschwindigkeiten wachsen stetig an (Abb. 5.51). Dabei steigt die Muskelgeschwindigkeit aufgrund der weiteren Rotation der Fasern und der dadurch bedingten Verkürzung des Muskels schneller an als die eigentliche Fasergeschwindigkeit, was zu einer AGR deutlich größer 1 führt. Die Änderung der Architekturparameter fällt nach dem Kraftmaximum wesentlich stärker aus, woraus geschlossen werden kann, dass die Verringerung der Kontraktionskraft zu

einer größeren Veränderung der Muskelgeometrie und der Kontraktionsdynamik führt. Insbesondere die große Muskellängenänderung und die hohe Kontraktionsgeschwindigkeit bestätigen auch den Teil der Theorie des Muscle Gearings, dass mit sinkender Kraft und steigender Geschwindigkeit eine verstärkte Faserrotation und eine hohe AGR verbunden sind. Die Veränderungen von Form und Muskelgeometrie zeigen eindrücklich, dass der Muskel bei der Kontraktion zwischen Kraftproduktion und Geschwindigkeit je nach Beanspruchung variieren kann.

Neben den grundlegenden Eigenschaften des Muscle Gearings wäre zu erwarten gewesen, dass sich je nach Last, die bei der Kontraktion überwunden werden muss, die maximale AGR ändert. Eine Tendenz einer höheren AGR und damit eine größere Faserrotation in Zusammenhang mit einer weiteren Zunahme der Muskeldicke bei hoher Verkürzungsgeschwindigkeit, konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht beobachtet werden (Tab. 5.2). Die Werte der AGR waren unabhängig von der Kontraktionskraft und -geschwindigkeit für einen Muskel (GAL, GAM und SOL) relativ konstant, differierten jedoch von Muskel zu Muskel (Tab. 5.2). Bei allen drei Muskeln GAL, GAM und SOL ist ein einheitliches Verhalten bezüglich der Kontraktionsgeschwindigkeiten von Muskel und Faser bei unterschiedlicher Last (25 kg, 75 kg und 125kg) erkennbar (Abb. 5.51). Bei geringerer Last steigen die Kontraktionsgeschwindigkeiten aufgrund der größeren Faserlängenänderung (Abb. 5.52 linke Spalte) steiler an, so dass es zu einer höheren Geschwindigkeitszunahme kommt. Wie bereits beschrieben, ist das Kontraktionsverhalten der Muskeln bis zum Erreichen des Kraftmaximums mit einer Reihe von quasi isometrischen Kontraktion zu vergleichen. Dies zeigt sich auch im Geschwindigkeitsverlauf der Muskelfaser. Die Kontraktionsgeschwindigkeit wächst zunächst an, bevor sie bis zum Erreichen des Kraftmaximums wieder leicht absinkt, um sich dann bei Entlastung und Änderung der Muskelgeometrie wieder zu erhöhen. Ein ähnliches, jedoch nicht so stark ausgeprägtes Verhalten zeigt sich auch im Kontraktionsverlauf des Muskels. Nach dem Überwinden der Last und der beginnenden Abnahme der MTC-Länge steigt auch die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels steiler an. Bei geringerer zu bewegender Last und damit verbunden niedrigerer Kontraktionskraft, werden im Kontraktionsverlauf, bei allen Muskeln früher höhere Verkürzungsgeschwindigkeiten erreicht. Die Ergebnisse stimmen mit den Auswertungen von DICK & WAKELING (2017) überein, die mit zunehmender Kraft geringere Verkürzungsgeschwindigkeiten des Muskels feststellen konnten, dabei allerdings höhere Geschwindigkeiten der Faser fanden. Ebenso übereinstimmend geht mit zunehmender Verkürzung der Fasern eine Vergrößerung des Faserwinkels einher. Dies zeigt sich sowohl für geringe als auch für höhere Lasten und resultiert schließlich, unabhängig von der Last, in einer hohen AGR für GAM und SOL (Tab. 5.2). Unabhängig von der Kontraktionsintensität weisen GAM und SOL deutlich höhere Werte der AGR im Vergleich zu GAL auf. Dieser Effekt lässt sich direkt auf die unterschiedliche Architektur und somit die Aufgabe des Muskels bei Kontraktion zurückführen. Während GAM und SOL aufgrund der kurzen Faserlängen und großen initialen Faserwinkel eindeutig für eine hohe Kraftproduktion verantwortlich sind (Kapitel 2.2), liegt die Hauptaufgabe von GAL durch die langen Fasern bei kleinem Faserwinkel bei schnellen Kontraktionen mit großem Kontraktionshub. Um bei dynamischen Kontraktionen, die eine hohe Kontraktionsgeschwindigkeit und eine große Bewegungsamplitude erfordern, die Kontraktion bestmöglich unterstützen zu können, nutzen GAM und SOL die Fähigkeit des

Gearings aus, um trotz ungünstiger Muskelarchitektur für diese Art der Kontraktion den höchstmöglichen Beitrag zur erforderlichen Kontraktionsgeschwindigkeit und Muskelverkürzung zu leisten.

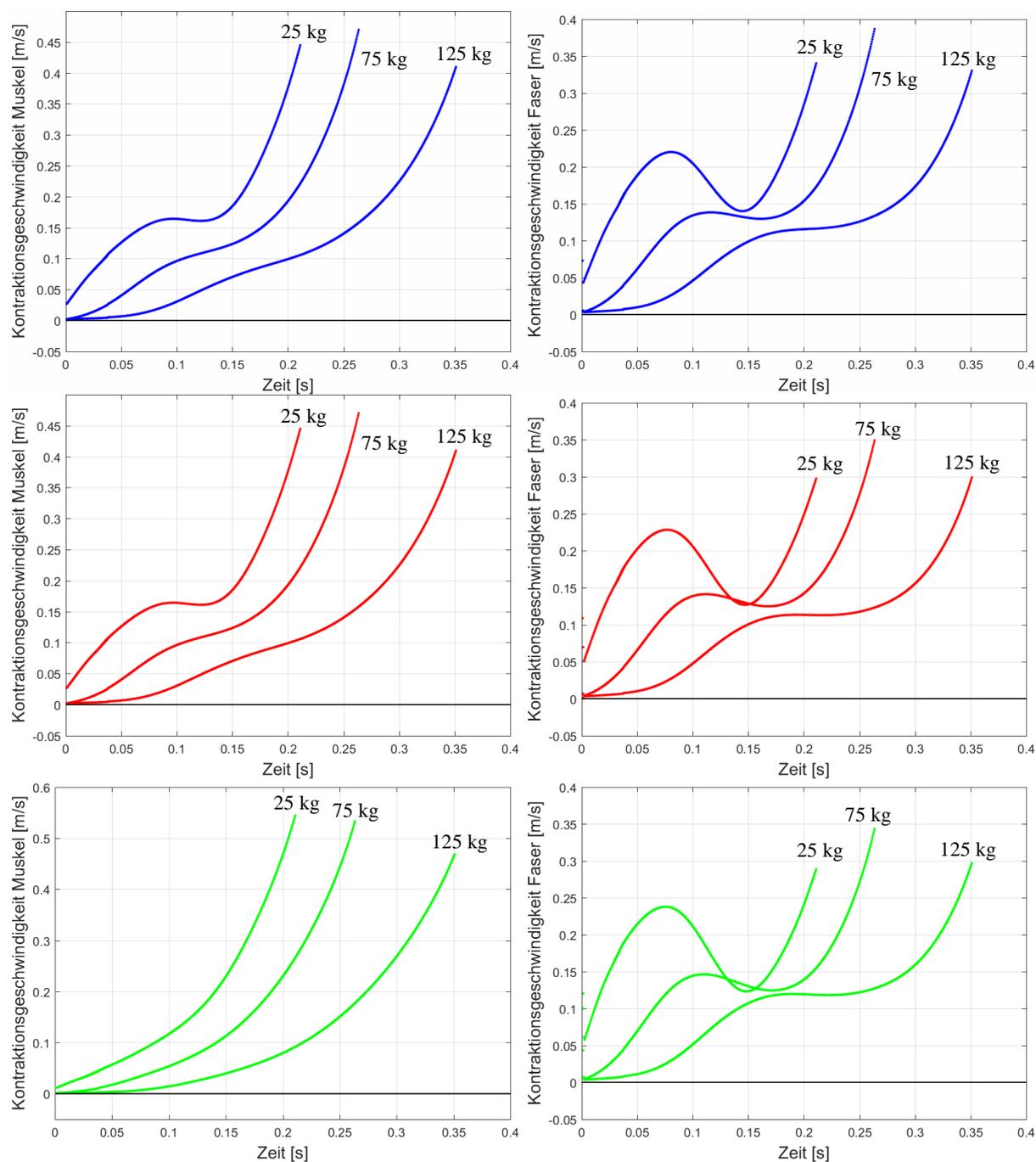


Abb.5.51: Zeitverläufe der Kontraktionsgeschwindigkeit von Muskel und Faser konzentrischer Plantarflexionen mit Lasten von 25 kg, 75 kg und 125 kg.

Das Ausmaß der Muskellängenänderung hängt letztlich von der Faserrotation ab, die bei Muskeln mit größerem initialen Faserwinkel in einer höheren AGR resultiert (BRAINERD & AZIZI 2005; SHIN et al. 2009). Das höhere Muscle Gearing bei Muskeln mit größerem initialen Faserwinkel wurde für GAM auch von RANDHAWA et al. (2013) beobachtet. Den gleichen Effekt schlussfolgerten auch ENG et al. (2018) aus den Ausführungen von AZIZI & DESLAURIERS (2014), die bei einer aktiven Kontraktion unterschiedliche Strain-Werte bei unterschiedli-

chem Faserwinkel beobachten konnten. Ihre Vermutungen konnten ENG et al. (2018) jedoch nicht durch in vivo Messungen stützen.

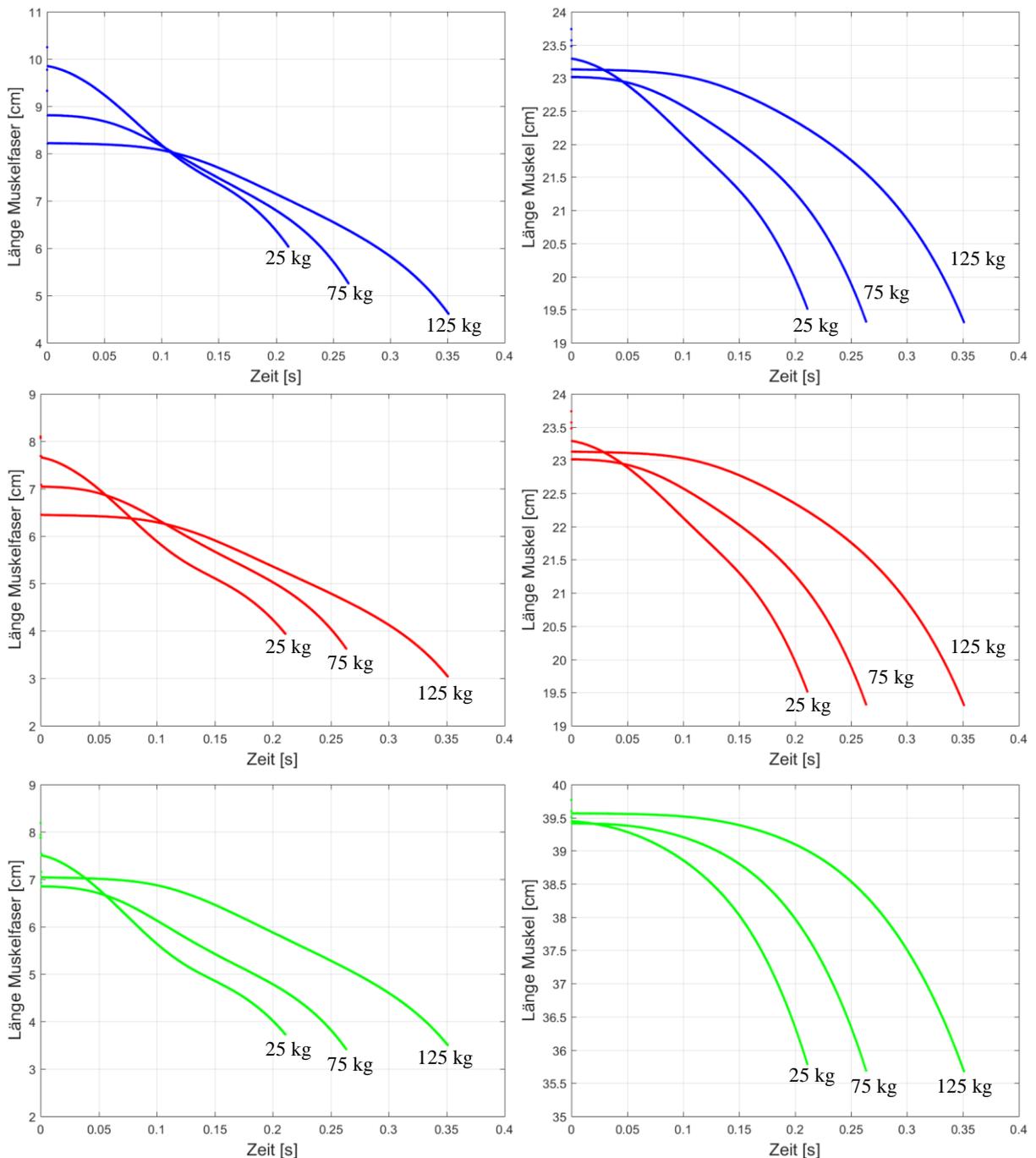


Abb.5.52: Zeitverläufe der Längen von Muskel und Faser konzentrischer Plantarflexionen mit Lasten von 25 kg, 75 kg und 125 kg. Der Sohlenwinkel weicht zu Beginn der Kontraktion je nach Last leicht von 80° ab, wodurch sich die verschiedenen Ausgangslängen von Faser und Muskel erklären.

Trotz der im Vergleich zu GAM und SOL stärker ausgeprägten Faserrotation von GAL bei konzentrischen Kontraktionen (Kapitel 3.3.2 und 5.1.2) sind die AGR-Werte vergleichsweise gering, da die absoluten Faserwinkel deutlich kleiner sind als bei GAM und SOL. Die Verkürzungsrichtung von Faser und Muskel stimmt demnach annähernd überein und der Geschwindigkeitsunterschied von Muskel und Faser fällt daher geringer aus. Diese Feststellung würde bedeuten, dass anhand der AGR keine zuverlässigen Aussagen bezüglich der Kontrak-

tionsgeschwindigkeit getroffen werden können, da rein aus den Werten der AGR geschlussfolgert werden würde, dass die Muskelfasern von GAL weniger stark rotieren und sich der Muskel langsamer verkürzt, was nachweislich nicht der Fall ist (Abb. 5.49 und 5.51). Die AGR muss demnach immer in Relation zur Muskelarchitektur und zur Konstellation von Faserlänge und Faserwinkel betrachtet werden.

Tab.5.2: Übersicht über die Werte der einzelnen Probanden sowie der Mittelwerte und Standardabweichung der AGR zum Zeitpunkt der höchsten Muskelgeschwindigkeit der Muskeln GAL (n = 8), GAM (n = 10) und SOL (n = 3) bei konzentrischen Plantarflexionen gegen eine Schlittenlast von 25 kg, 75 kg und 125 kg.

AGR	GAL			GAM			SOL		
Proband	25 kg	75 kg	125 kg	25 kg	75 kg	125 kg	25 kg	75 kg	125 kg
1	1.18	1.16	1.16	1.26	1.28	1.35	1.39	1.34	1.30
2	1.15	1.10	1.08	1.23	1.20	1.23	1.28	1.26	1.33
3	1.12	1.12	1.13	1.22	1.27	1.29	1.31	1.26	1.32
4	1.05	1.13	1.14	1.37	1.31	1.33			
5	1.11	1.13	1.11	1.31	1.29	1.28			
6	1.08	1.11	1.14	1.22	1.26	1.26			
7	1.17	1.20	1.19	1.42	1.35	1.31			
8	1.19	1.16	1.17	1.39	1.34	1.32			
9				1.28	1.29	1.30			
10				1.40	1.32	1.33			
Ø ± STAB	1.13± 0.048	1.14± 0.031	1.14± 0.032	1.31± 0.076	1.29± 0.041	1.30± 0.035	1.33± 0.048	1.29± 0.036	1.32± 0.01

Bei vergleichbaren AGR-Werten liegen die Verkürzungsgeschwindigkeiten des Muskels für SOL über den Werten für GAM, trotz unterschiedlicher Fasertypverteilung. Während GAM einen hohen Anteil an FT-Fasern besitzt (ca. 80 %), besteht SOL überwiegend aus langsam zuckenden ST-Fasern. Aufgrund seiner größeren Gesamtmuskellänge ist SOL jedoch in der Lage in Summation eine hohe Muskelgeschwindigkeit und eine hohe AGR zu erzielen. Unterschiede im Muscle Gearing resultieren demnach sowohl aus Unterschieden in der Fasertypverteilung, der initialen Muskelgeometrie als auch aus den Änderungen der Geometrie während der Kontraktion. Zudem haben Untersuchungen ergeben (VAN LEEUWEN & SPOOR, 1992 und 1993), dass Muskeln mit größerem Faserwinkel hohen intramuskulären Druck generieren können, welcher während der Kontraktion zu wesentlichen Formveränderungen führen kann. Dieses Verhalten wäre für GAL eher kontraproduktiv, da durch dessen Muskelgeometrie bereits der gewünschte Effekt der schnellen Muskellängenänderung eintritt. Wie die Ergebnisse (Abb. 5.51) zeigen, erreichen GAL und GAM trotz unterschiedlicher AGR Werte gleiche Verkürzungsgeschwindigkeiten des Muskels. Alle drei Muskeln erreichen die gleiche Muskellängenänderung (Abb. 5.52 rechte Spalte).

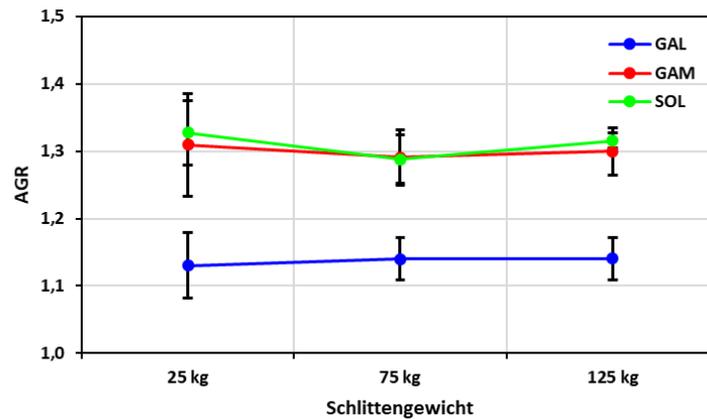


Abb. 5.53: Mittelwerte und Standardabweichung der AGR aus Tabelle 5.2 zur Veranschaulichung der Übereinstimmung der Werte bei GAM ($n = 10$) und SOL ($n = 3$) und den abweichenden Werten bei GAL ($n = 8$).

Wie bereits angesprochen, zeigt Tabelle 5.2, dass keine einheitliche Tendenz in den AGR-Werten bei sinkender Kontraktionskraft zu erkennen ist, womit der Aussage von DICK & WAKELING (2017), dass Kraft einen Prädiktor für die Kontraktionsgeschwindigkeiten von Muskel und Faser sowie für das Gearing darstellt nur teilweise zugestimmt werden kann. Demgegenüber steht die Tatsache, dass ein Geschwindigkeitszuwachs erst mit sinkender Kraft zu erkennen war. Vielmehr scheint wahrscheinlich, dass insgesamt zu geringe Kontraktionsintensitäten gewählt wurden, um hier eine Tendenz erkennen zu können. Allerdings sind die gewählten Lasten gut mit alltäglichen Belastungen vergleichbar. Die Werte des Muscle Gearings liegen in guter Übereinstimmung mit bisherigen Untersuchungen (u. a. RANDHAWA et al. 2013; DICK & WAKELING 2017).

In den modellierten Kontraktionsverläufen der konzentrischen Plantarflexionen ist zu erkennen, dass das Muscle Gearing von der aktuellen Kontraktionskraft abhängig ist. Die Ergebnisse der Modellierung werfen jedoch weitere Fragen auf, die zeigen, dass die Wirkungsweise und der zu Grunde liegende Mechanismus des Gearings bislang nur recht lückenhaft erforscht und verstanden sind. Dies wird auch durch frühere Studien bestätigt, die für einen bestimmten Muskel keine Vorhersage einer AGR für eine Kontraktion treffen konnten. Stattdessen variiert die AGR von Kontraktion zu Kontraktion (AZIZI et al. 2008; AZIZI & ROBERTS 2014; HOLT et al. 2016; DICK & WAKELING 2017). Die genauen Einflussfaktoren der Muskelformveränderung und des Gearings bei einer Kontraktion sind bislang unklar, dennoch scheint der komplexe Aufbau der Skelettmuskulatur von zentraler Bedeutung (ENG et al. 2018). Darüber hinaus wird das Muscle Gearing von der dynamischen Interaktion der durch die Fasern generierten Kräfte, der Kraftweiterleitung und dem elastischen Verhalten des intramuskulären Bindegewebes stark beeinflusst. Aufgrund der komplexen Struktur dieser Interaktionen sind experimentelle Untersuchungen, die einzelne Komponenten isolieren, kaum möglich (ENG et al. 2018). Eine Schlüsselrolle kommt dabei nach HOLT et al. (2016) und ENG & ROBERTS (2018) dem intramuskulären Bindegewebe und insbesondere der Aponeurose zu.

Im in dieser Arbeit verwendeten Muskelmodell wurde die Ausdehnung der Aponeurose lediglich in longitudinaler Richtung implementiert. Die Ausdehnung in transversaler Richtung (Kapitel 2.4.1 und 2.5), wurde nicht berücksichtigt. Daher geht die berechnete Muskeldicke

ausschließlich aus der Veränderung von Faserlänge und Faserwinkel hervor. Auswirkungen durch Kompression oder Veränderungen der Druckbedingungen innerhalb des Muskels (Kapitel 3.3.1) fließen in die Berechnungen nicht ein. Um das Kontraktionsverhalten des Muskels noch detaillierter und realitätsnaher zu modellieren, könnten die mechanischen Eigenschaften der Aponeurose in der Modellierung der Formveränderung des Muskels bei dynamischen Kontraktionen zukünftig berücksichtigt werden. DICK & WAKELING (2017) und RANDHAWA et al. (2013), schätzen den Einfluss der Aponeurose auf die Muskelgeometrie aufgrund ihrer geringen Ausdehnung im Vergleich zur Verkürzung der Muskelfasern hingegen als eher gering ein.

Um weitere Einblicke in das Verhalten des Muskels bei dynamischen Kontraktionen zu erhalten und ein tieferes Verständnis des Muscle Gearings zu entwickeln, müssten weitere dynamische Messungen mit variierenden Lasten durchgeführt werden. Die hier betrachteten Intensitäten von etwa 20 % der Maximalkraft reichen nicht aus, um systematische Aussagen über das Kontraktionsverhalten bei Plantarflexionen treffen zu können und deutliche Unterschiede in den Kontraktionsgeschwindigkeiten zu erkennen. Dennoch ist das Muskelmodell in der Lage, als Messinstrument für diese Untersuchungen zu dienen, um eine größere Variabilität der Kontraktionsanforderungen zu erhalten. Insbesondere das komplexe Zusammenspiel aus kontraktile, serien- und parallelelastischen Elementen unter variierenden mechanischen Bedingungen benötigt noch weiterer Untersuchungen. Ultraschallmessungen stellen diesbezüglich eine wichtige Untersuchungsmethode dar, da Veränderungen von Muskel-, Faser- und Aponeurosenlängen sowie Faserwinkel simultan bestimmt und so die jeweiligen Verkürzungsgeschwindigkeiten berechnet werden können. Zukünftige Arbeiten könnten darauf abzielen dynamische Kontraktionen dreidimensional zu charakterisieren und entsprechende Muskelmodelle zu entwickeln, um die mechanischen Effekte der Basiseigenschaften des Muskelgewebes darzustellen und zu klären. Die vorliegenden Ergebnisse stellen Daten einer der ersten Untersuchungen am Menschen dar, die zum besseren Verständnis und zur Unterstützung der theoretischen Mechanismen der Formveränderung des Muskels bei Kontraktionen beitragen können. Bisherige Untersuchungen waren überwiegend in situ Experimente unter kontrollierten Laborbedingungen (AZIZI et al. 2008; AZIZI & ROBERTS 2014; HOLT et al. 2016; ENG & ROBERTS 2018), die die komplexen Zusammenhänge dynamischer Architekturveränderungen in vivo nicht in ihrer Ganzheit erfassen konnten.

Zusammenfassend können die meisten Ansätze des Muscle Gearings durch die vorliegende Studie bestätigt werden. Vergleichbar mit den Ergebnissen früherer Studien zeigt sich auch hier, dass die Veränderung der Muskelgeometrie zu einer Variation des Muscle Gearings innerhalb des Muskels beiträgt. Der Anstieg der Faserkraft resultiert in einer Abnahme der Muskeldicke und in einer Ausdehnung in der Breite, was zu einer reduzierten Faserrotation und einer niedrigeren AGR des Muskels führt. In Kontrast dazu wird mit geringer kontraktile Kraft eine Zunahme der Muskeldicke mit Faserrotationen zu größeren Faserwinkeln assoziiert, um eine höhere AGR und größere Kontraktionsgeschwindigkeiten zu erreichen. Die variablen, kraftabhängigen Formveränderungen in pennaten Muskeln während einer Kontraktion stellen eine Wirkungsweise der Muskulatur dar, in der der Kompromiss zwischen Kraft und Geschwindigkeit selbstreguliert ist, um den mechanischen Anforderungen der Kontraktion

gerecht zu werden (AZIZI et al. 2008). Allerdings zeigen die vorgestellten Ergebnisse, dass Aussagen über das Kontraktionsverhalten eines Muskels nicht allein auf der Basis des AGR-Wertes getroffen werden können, sondern dass weitere Faktoren wie die initiale Muskelgeometrie und die Muskelgeometrieänderung bei Kontraktion berücksichtigt werden müssen. Weitere empirische Messungen sind notwendig, um auch die regionale Heterogenität innerhalb des Muskels und dadurch begründete Formveränderungen besser verstehen zu können und den Einfluss der Variation in der Muskelarchitektur auf das Muscle Gearing quantifizieren zu können (ENG et al. 2018).

5.2 Verallgemeinerung der Abhängigkeit des Muskelfaserwinkels von der Muskelfaserkraft und der Muskelfaserlänge

Eingangs der Arbeit wurde das optimistische Ziel formuliert, eine Gesetzmäßigkeit zu finden, die die Veränderung des Muskelfaserwinkels als Funktion der Muskelfaserkraft (Kontraktionsintensität) und der Muskelfaserlänge beschreibt. Bei der Darstellung der Messergebnisse (Kapitel 3.3) konnte bereits ein quadratischer Zusammenhang zwischen Faserlänge und Faserwinkel erkannt werden, der den Ausgangspunkt für die iterative Berechnung der Parameter der kontraktiven Komponenten des Muskelmodells bildet. Aufgrund der guten Übereinstimmung der berechneten Modellwerte mit den realen Messwerten und des breiten Anwendungsspektrums des Modells sowohl bei isometrischen als auch bei konzentrischen Plantarflexionen, können die Ergebnisse zu einer Verallgemeinerung der Abhängigkeit des Faserwinkels von der Muskelfaserkraft und der Muskelfaserlänge herangezogen werden. Diese Verallgemeinerung kann mathematisch über ein Polynom zweiten Grades in zwei Variablen beschrieben werden. Nachfolgend sind die dreidimensionalen Funktionen sowie die zugehörigen Flächen für alle drei Muskeln des *m. triceps surae* dargestellt (Abb. 5.54-5.60). In den Contour-Plots sind die Messwertreihen von Faserkraft und Faserlänge bei den Gelenkwinkeln von 50°-120° Sohlenwinkel für die jeweiligen Muskeln entsprechend des Farbkonzepts abgebildet. Die Funktionen können als Basis für die Modellierung verschiedener Plantarflexionen dienen und stellen eine allgemeine Gesetzmäßigkeit zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Faserwinkel, Faserlänge und Faserkraft dar.

In den Funktionstermen und den dadurch determinierten Flächen sind die spezifischen Charakteristika der einzelnen Muskeln gut erkennbar. Die ähnliche Kontraktionsdynamik von GAM und SOL sowie der kleinere absolute Faserwinkel von GAL wird auch durch die Verallgemeinerung gut abgebildet.

m. gastrocnemius lateralis

Für GAL gilt folgende Gesetzmäßigkeit (51) für den Muskelfaserwinkel α_F in Abhängigkeit von der Muskelfaserkraft F_F und der Muskelfaserlänge l_F , die sich in den Abbildungen 5.54 und 5.55 widerspiegelt.

$$\alpha_F(F_F, l_F) = -0.7925F_F^2 + 0.2177l_F^2 - 2.046F_F l_F + 12.55F_F - 6.003l_F + 39.4 \quad (51)$$

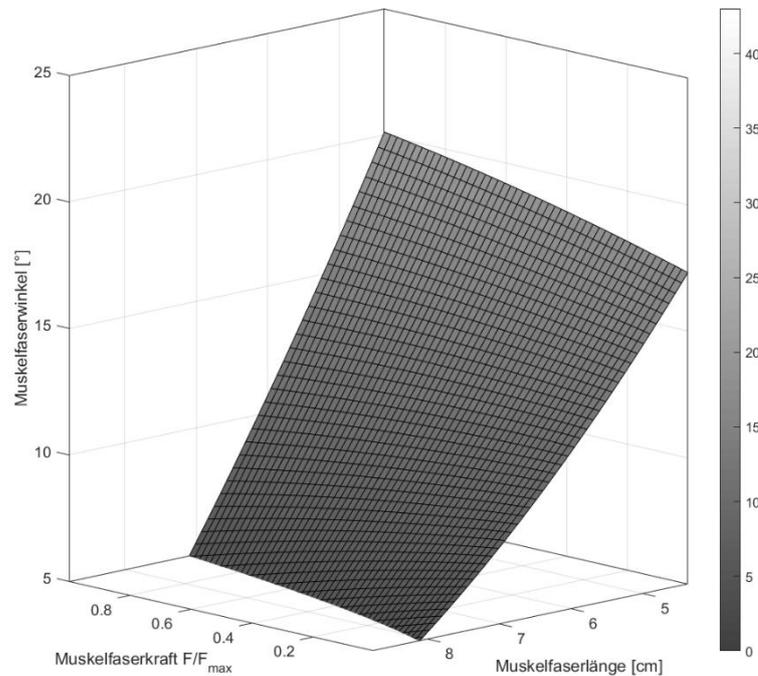


Abb.5.54: Winkel-Kraft-Längen-Relation des *m. gastrocnemius lateralis*.

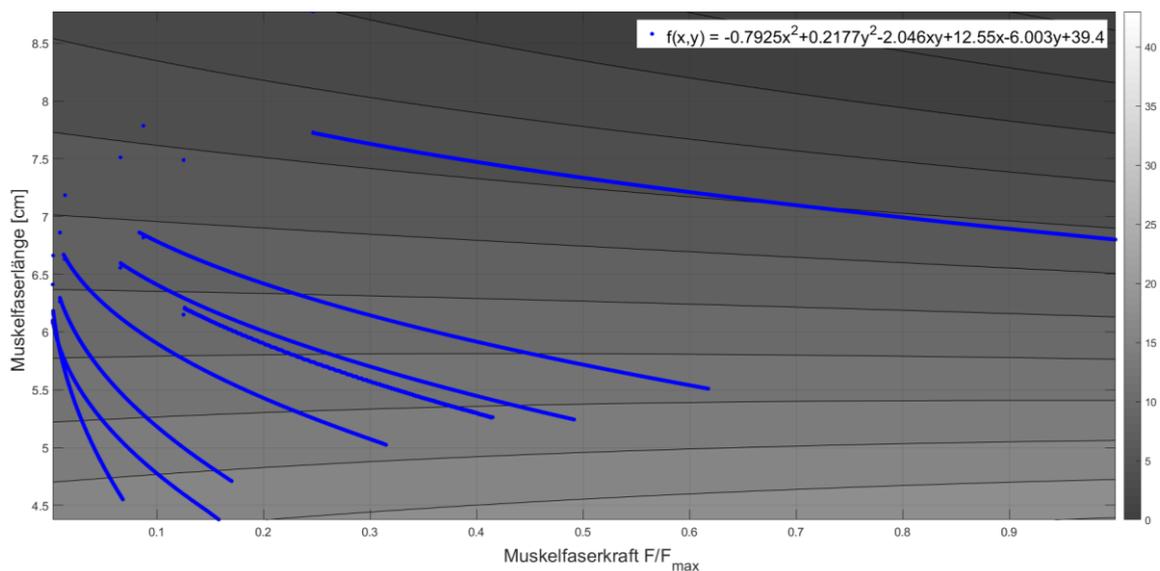


Abb.5.55: Contour-Plot von GAL mit den quadratischen Zusammenhängen von Faserlänge und Faserwinkel bei den Gelenkwinkelstellungen von 50° - 120° Sohlenwinkel (blau) und zugehöriges Polynom zur Bestimmung des Faserwinkels in Abhängigkeit der Faserkraft und der Faserlänge.

m. gastrocnemius medialis

Analog zu GAL gilt für GAM der nachfolgende Zusammenhang (52) zwischen den drei Architekturparametern mit der entsprechenden Veranschaulichung in den Abbildungen 5.56 und 5.57.

$$\alpha_F(F_F, l_F) = 0.05796F_F^2 + 1.313l_F^2 - 0.9961F_F l_F + 2.852F_F - 19.23l_F + 80.06 \quad (52)$$

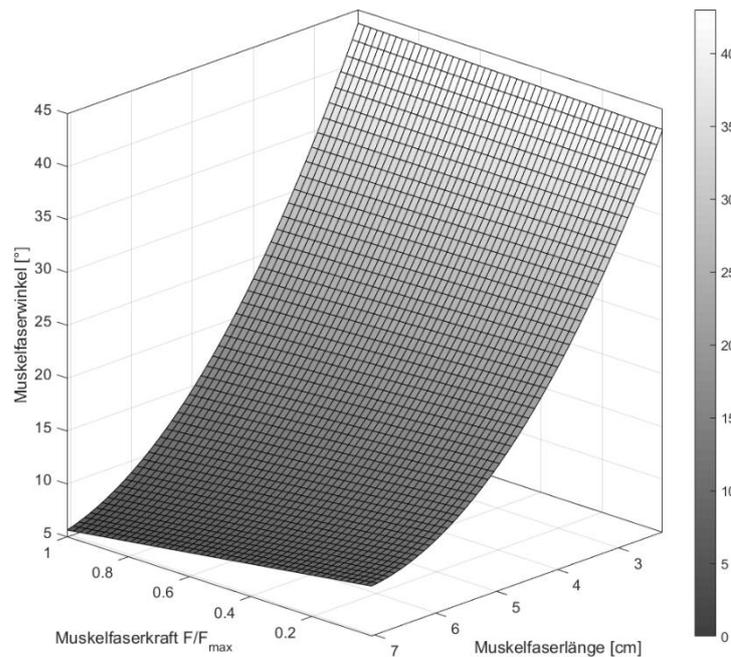


Abb.5.56: Winkel-Kraft-Längen-Relation des *m. gastrocnemius medialis*.

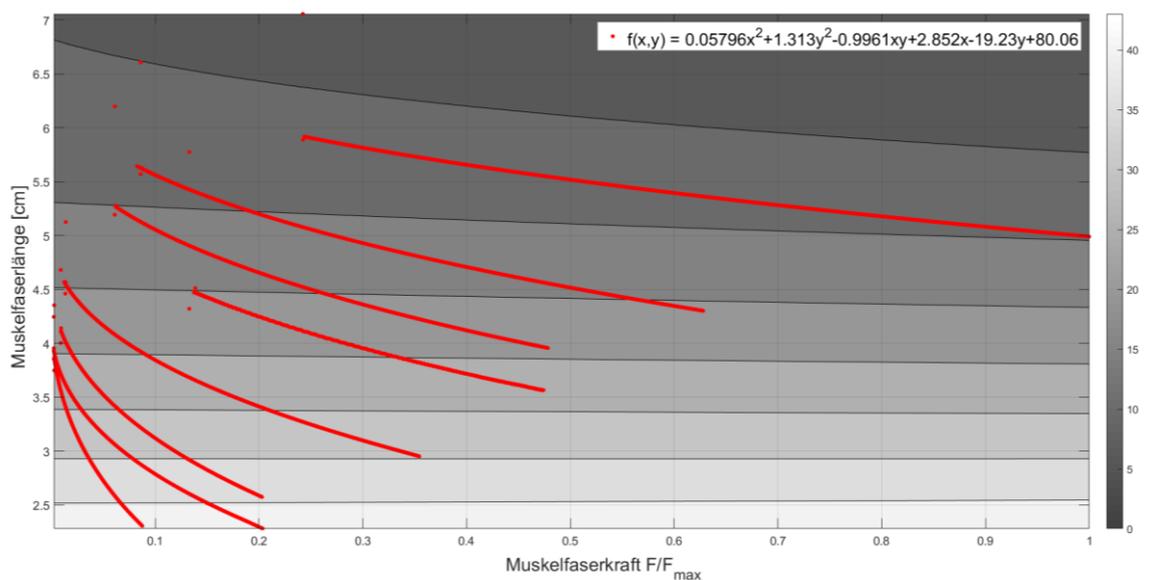


Abb.5.57: Contour-Plot von GAM mit den quadratischen Zusammenhängen von Faserlänge und Faserwinkel bei den Gelenkwinkelstellungen von 50°-120° Sohlenwinkel (rot) und zugehöriges Polynom zur Bestimmung des Faserwinkels in Abhängigkeit der Faserkraft und der Faserlänge.

m. soleus

Ebenso kann für SOL der Muskelfaserwinkel in Abhängigkeit von Faserkraft und Faserlänge ausgedrückt und verbildlicht werden (Abb. 5.58 und 5.59)

$$\alpha_F(F_F, l_F) = -0.6115F_F^2 + 1.721l_F^2 - 0.5643F_Fl_F + 2.869F_F - 22.18l_F + 83.49 \quad (53)$$

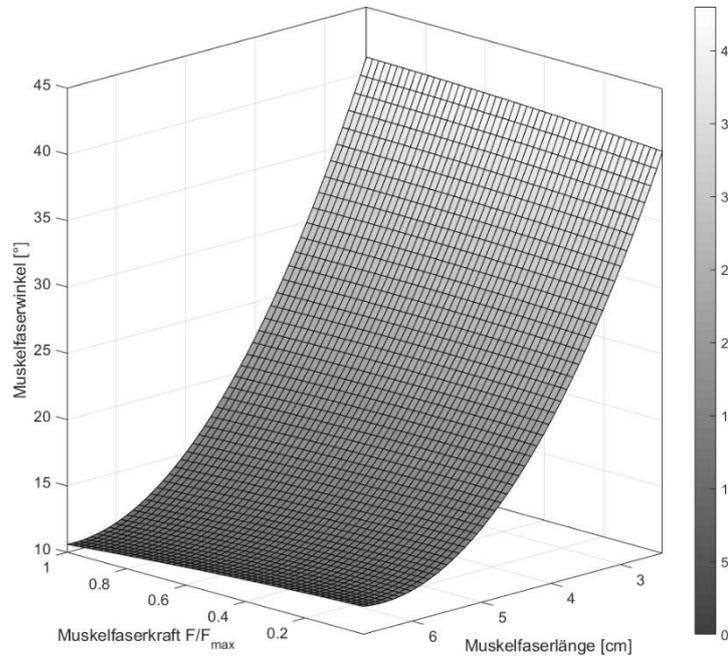


Abb.5.58: Winkel-Kraft-Längen-Relation des m. soleus.

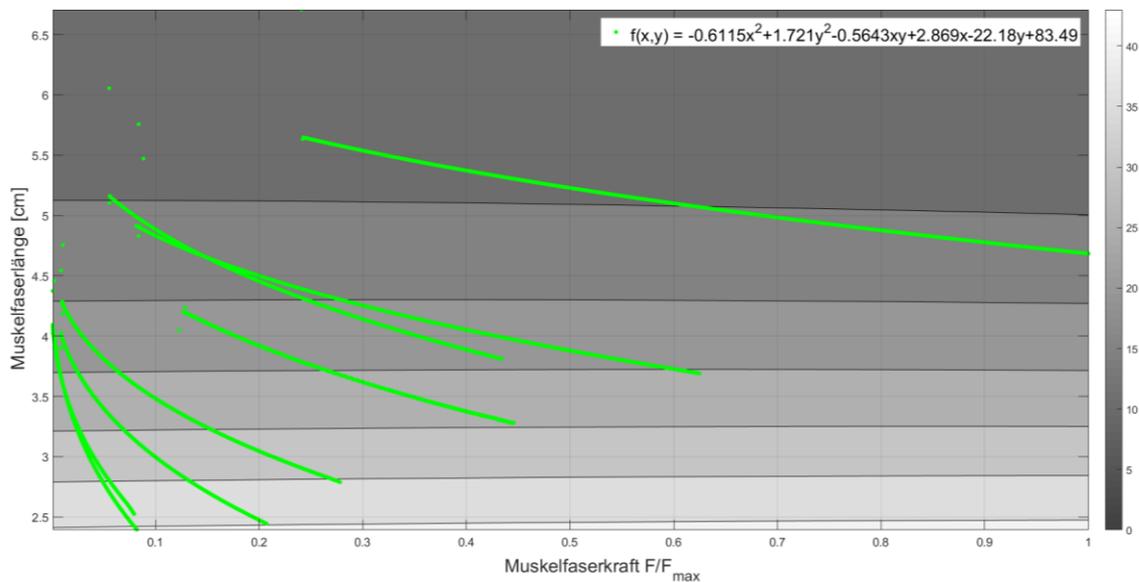


Abb.5.59: Contour-Plot von SOL mit den quadratischen Zusammenhängen von Faserlänge und Faserwinkel bei den Gelenkwinkelstellungen von 50°-120° Sohlenwinkel (grün) und zugehöriges Polynom zur Bestimmung des Faserwinkels in Abhängigkeit der Faserkraft und der Faserlänge.

5.3 Limitationen des Muskelmodells der Plantarflexoren

Nachdem in den vorausgegangenen Kapiteln die Ergebnisse der Muskelmodellierung für isometrische und konzentrische Plantarflexionen vorgestellt wurden und eine Gesetzmäßigkeit zur Beschreibung der Abhängigkeit des Faserwinkels von der Kontraktionskraft und der Faserlänge gefunden werden konnte, werden nachfolgend die wichtigsten Limitationen des Modells analysiert. Die Limitationen können einerseits als Erklärung für die auftretenden Abweichungen zu den Messwerten gesehen werden, andererseits sollen sie als Motivation und Ansporn für nachfolgende Arbeiten dienen, das Modell zu verfeinern und die Kontraktionsdynamik noch realitätsnaher zu modellieren.

Die größte Ungenauigkeit des Modells, ähnlich wie in den Modellen von HILL (1948), OTTEN (1988), MAGANARIS et al. (1998), KAWAKAMI (2000) und BLAZEVIČH et al. (2006) besteht sicher in der Annahme eines zweidimensionalen, linearen Faserverlaufs. NAMBURETE & WAKELING (2012) sprechen von einem S-förmigen Verlauf der Faser zwischen oberflächlicher und tiefliegender Aponeurose, dessen Krümmung sich bei Muskelkontraktion zur Gewährleistung der mechanischen Stabilität aufgrund der Erhöhung des internen Muskeldrucks, verstärkt (SEJERSTED 1984; VAN LEEUWEN & SPOOR 1992; KAWAKAMI et al. 1998). MURAMATSU et al. (2002b) beschreiben das Krümmungsverhalten der Faser entsprechend als konkav an der oberflächlichen Aponeurose, als konvex an der tiefliegenden und als linear in der Mitte. Diese Krümmung wurde bereits bei weiteren Untersuchungen beschrieben (u. a. FUKUNAGA 1997; KAWAKAMI 1998; STARK & SCHILLING 2010). MURAMATSU et al. (2002b), WANG et al. (2009) und NAMBURETE et al. (2011) konnten darüber hinaus zeigen, dass mit steigender Kontraktionsintensität und kürzerer Muskellänge die Krümmung der Faser zunimmt, was allerdings, je nach Muskel, lediglich zu einer Unterschätzung der Faserlänge von weniger als 6 % (MURAMATSU et al. 2002b) und einem Fehler im Faserwinkel von etwa 1° (RANA et al. 2013) führen kann. Der S-förmige Faserverlauf resultiert in einem kleineren Winkel beim Schnittpunkt zwischen Faszikel und Aponeurose, wodurch der Verlust an Kontraktionskraft bei der Übertragung von der Faser auf den Muskel erheblich geringer ausfällt als bei der Berücksichtigung des Faktors $\cos(\alpha_F)$. Das Anschmiegen der Faser an die Aponeurose ermöglicht so eine effektivere Kraftübertragung, auch bei Muskeln mit pennater Architektur und großen Faserwinkeln. Die Berechnung der Muskelkraft über das Produkt aus Faserkraft und dem Faktor $\cos(\alpha_F)$ (Formel (2)) ist geometrisch unter der Annahme des linearen Faserverlaufs mathematisch plausibel. In der Realität nähert sich α_F durch das flache Einfügen der Faser in die Aponeurose jedoch eher 0° , wodurch die Muskelkraft etwa der Faserkraft entsprechen würde. Erste Ansätze das Krümmungsverhalten zu berücksichtigen liefern RANA et al. (2009), RANA & WAKELING (2011) und NAMBURETE et al. (2011) über einen automatischen Algorithmus, der die Faserkrümmung extrahiert. Die Krümmung der Fasern hängt nicht nur von der Kontraktionsintensität und der Muskellänge ab, sondern auch von der betrachteten Region innerhalb des Muskels. Nach NAMBURETE & WAKELING (2012) variiert der sigmoidale Verlauf sowohl in Längsrichtung entlang des Muskelbauchs als auch in Querrichtung. Der unterschiedliche Krümmungsverlauf hängt vermutlich direkt mit den variierenden initialen Faserwinkeln und Faserlängen je nach Muskelregion zusammen. Um dies in der Modellierung zu berücksichtigen, sind finite Elemente Modelle notwendig (z. B. OTTEN 1988).

Die Variation in der Faserorientierung im Verlauf der Muskellänge konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden (u. a. NARICI et al. 1996; MAGANARIS et al. 1998; KAWAKAMI et al. 2000; MURAMATSU et al. 2002b; HODGSON et al. 2006; SINHA et al. 2006; SHIN et al. 2009; RANA et al. 2013; AZIZI & DESLAURIERS 2014; THOMAS et al. 2015; BOLSTERLEE et al. 2018). Bei der hier vorgestellten Modellierung wurde Homogenität bei den Faserlängen und Faserwinkeln über die gesamte Muskellänge angenommen. In den Untersuchungen zu den regionalen Unterschieden in der Muskelgeometrie der drei Muskeln des m. triceps surae wurden vorrangig längere Fasern und kleinere Faserwinkel in der distalen Region bei GAL und GAM gefunden (MAGANARIS et al. 1998; MURAMATSU et al. 2002b), während die Struktur von SOL bei Weitem komplexer erscheint (FINNI et al. 2003b; FINNI 2006; HODGSON et al. 2006; RANA et al. 2013; BOLSTERLEE et al. 2018). Um der eigentlichen Architektur gerecht zu werden, müsste man auch hier eine finite Elemente Modellierung anwenden (OTTEN 1988) oder das Modell aus mehreren Segmenten aufbauen, die die jeweilige Muskelgeometrie der entsprechenden Region repräsentieren. Unter dieser Voraussetzung müssten die Architekturparameter für jedes Segment bestimmt und das Modell separat angewendet werden. Eine solche Segmentierung stellt insbesondere für SOL aufgrund seiner hohen Komplexität sicher eine Herausforderung dar.

Bei der Kontraktion finden sowohl die Rotation der Muskelfasern als auch die Formveränderungen des Muskels in allen drei Dimensionen statt. Durch das hier vorgestellte planare Modell können zwar keine Änderungen in der Tiefenstruktur des Muskels vorhergesagt werden, die zweidimensionale Modellierung des Kontraktionsverhaltens bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen stellt jedoch derzeit den einzigen zuverlässigen Zugang zur Analyse des Faserwinkel- und Faserlängenverlaufs dar. Die für die Modellierung notwendigen Parameter können über zweidimensionale Messverfahren hinreichend genau erfasst werden, sodass die Modellierung auf realitätsnahen Werten aufbaut.

Die fehlende dritte Dimension könnte insbesondere hinsichtlich der Veränderungen der Aponeurose bei Kontraktion Informationen liefern und zu einem weiterführenden Verständnis der Interaktion dieses serienelastischen Elements mit dem kontraktile Element an der Kontraktionsdynamik beitragen. Nach RAITERI (2018) ist das Wissen über das Kontraktionsverhalten der Aponeurose bislang noch recht lückenhaft und auch die Notwendigkeit ihrer Berücksichtigung bei der Modellierung von Muskelkontraktionen ist noch nicht abschließend geklärt (u. a. RANDHAWA et al. 2013; DICK & WAKELING 2017). Um diese Lücke zu schließen, wären dreidimensionale Messverfahren und Modelle, wie in Kapitel 3.1 angedeutet, geeignet. Allerdings ist es nach jetzigem Kenntnisstand technisch noch nicht zufriedenstellend möglich, für die dreidimensionale Modellierung zuverlässige und realitätsnahe Parameter zu quantifizieren. DICK & WAKELING (2018), VAN DEN LINDEN et al. (1998) und RANDHAWA & WAKELING (2015) kommen daher zu dem Schluss, dass zweidimensionale Messverfahren für eine zuverlässige Quantifizierung und Modellierung der Muskelgeometrie und insbesondere des Faserwinkelverlaufs ausreichend sind. Es gilt dabei dem Grundsatz der Modellierung zu folgen, Modelle so einfach wie möglich, aber so komplex wie nötig zu gestalten im Hinblick auf die Ziele, die mit der Modellierung verfolgt werden (HUIJING 1995).

Die Koaktivierung der Antagonisten (Dorsalflexoren) bleibt aufgrund des vernachlässigbaren Einflusses im Modell unberücksichtigt (WANK 2000; ARAMPATZIS et al. 2006).

6 Zusammenfassung

Die Fähigkeit eines Muskels bei Kontraktion Kraft oder Geschwindigkeit zu generieren hängt von seinen Architektureigenschaften, wie beispielsweise der Muskel- und Faserlänge sowie dem Muskelfaserwinkel – der Faserorientierung in Bezug zur Kraftwirkungsrichtung des Muskels – ab (u. a. MAGANARIS & BALZOPOULOS 1999). Diese strukturellen Eigenschaften dominieren die Funktion eines Muskels (LIEBER & FRIDÉN 2000) und stellen die wichtigsten Eingangsparameter für die Muskelmodellierung dar (z. B. HOY et al. 1990). Aufgrund der Volumenkonstanz der Muskelfasern kommt es bei der Faserverkürzung zu einer Ausdehnung des Faserumfangs. In pennater Muskulatur kommt es durch diese Ausdehnung und die dabei entstehenden Zwangskräfte bei Kontraktion zu Faserrotationen zu einem größeren Faserwinkel und zu einer erheblichen Änderung der Muskelgeometrie.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war einerseits die quantitative Beschreibung des Zusammenhangs von Gelenkwinkelstellung, Kontraktionsintensität und der Muskelgeometrie der drei Muskeln des menschlichen m. triceps surae und andererseits die Implementierung der gefundenen Zusammenhänge in ein Muskelmodell zur Darstellung isometrischer und konzentrischer Plantarflexionen. Darüber hinaus sollte die Frage beantwortet werden, ob das isometrische Kontraktionsverhalten eines Muskels auf sein Verhalten bei konzentrischen Kontraktionen übertragbar ist und ob anhand isometrischer Messwerte das konzentrische Kontraktionsverhalten der Plantarflexoren mit dem vorgestellten Muskelmodell modelliert werden kann.

Die Beschreibung des genannten Zusammenhangs erfolgte auf Basis der umfangreichen in vivo Quantifizierung der Veränderungen der Muskelarchitekturparameter Faserlänge und Faserwinkel bei unterschiedlichen Kontraktionsbedingungen für m. gastrocnemius lateralis (GAL), m. gastrocnemius medialis (GAM) und m. soleus (SOL). Durch die kontinuierliche Erfassung des Kontraktionsverhaltens per Ultraschall, sowohl bei isometrischen Kontraktionen bei verschiedenen Gelenkwinkelstellungen (50° - 130°) und zunehmender Kontraktionsintensität (0-100 % MVC) als auch bei konzentrischen Kontraktionen der Plantarflexoren, konnte dieses Ziel realisiert werden. Es wurden eindeutige Veränderungen der Architekturparameter in Abhängigkeit von der Kontraktionsintensität und der Gelenkwinkelstellung im oberen Sprunggelenk erkannt und qualitativ beschrieben. Bei isometrischen Kontraktionen wurde eine deutliche Zunahme des Faserwinkels bis zum 2.5-fachen des initialen Winkels bei gleichzeitiger Verkürzung der Faserlänge auf knapp 60 % ihrer Ausgangslänge festgestellt. Die gemessenen Absolutwerte waren bei konzentrischen Kontraktionen für den Faserwinkel kleiner bzw. für die Faserlänge größer als bei isometrischen Kontraktionen, wobei die relativen Änderungen der Architekturparameter bezogen auf die Ausgangswerte erheblich größer ausfielen. Die Änderung der Muskelgeometrie, mit einer Vergrößerung des Faserwinkels um mehr als das 3-fache des Ausgangswinkels und Faserverkürzungen von über 50 % der Ausgangslänge, tritt hauptsächlich nach Überschreiten des Kraftmaximums ein. Sowohl für iso-

metrische als auch für konzentrische Kontraktionen konnte ein quadratischer Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel gefunden werden, der auf eine hohe Korrelation und die Wechselwirkung der beiden Parameter hinweist.

Ausgehend von dieser zuverlässigen Quantifizierung der beiden Muskelarchitekturparameter, konnte das übergeordnete Ziel dieser Arbeit – die Darstellung und Implementierung des dynamischen Kontraktionsverhaltens der Plantarflexoren in ein Modell des Muskel-Sehnen-Komplexes für unipennate Muskeln – verwirklicht werden. Auf Basis der isometrisch gemessenen Architekturparameter und des quadratischen Zusammenhangs von Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel können mit dem entwickelten Muskelmodell sowohl isometrische als auch konzentrische Plantarflexionen bei unterschiedlichen Sohlenwinkeln und Kontraktionsintensitäten realitätsnah modelliert werden. Die Implementierung des dynamischen Verlaufs der isometrisch gemessenen Faserorientierung und der Faserlänge in Abhängigkeit der momentanen Länge und Kontraktionskraft des Muskel-Sehnen-Komplexes, bildet dabei den Ausgangspunkt der Modellierung. Dazu wurden der Kraft-Zeit-Verlauf, der für den Probanden bei der Kontraktion individuell gemessen wurde sowie die probandenspezifischen Parameter zur Rekonstruktion der Fußgeometrie zur Berechnung des Gelenkmoments und der eigentlichen Muskelkraft verwendet. Die Muskelgeometrie, bestehend aus den Parametern Muskelfaserlänge, Muskelfaserwinkel, Sehnen-, Aponeurosen- und Muskellänge wurde iterativ aus der Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes berechnet, die sich über ein trigonometrisches Geometriemodell des Fußes aus dem Positions-Zeit-Verlauf des Lastschlittens ergibt. Die serienelastische Komponente wurde im Modell über einen quadratischen Ansatz integriert, sodass neben der Muskel- und Faserkraft auch die Längen und Kontraktionsgeschwindigkeiten der kontraktiven und serienelastischen Strukturen bestimmt werden können.

Die Gegenüberstellung von einer isometrischen und einer konzentrischen Kontraktion konnte zeigen, dass sowohl der Faserwinkel als auch die Faserlänge bei vergleichbaren Kontraktionsbedingungen hinsichtlich der Kontraktionsintensität und des Sohlenwinkels in einem vergleichbaren Wertebereich liegen und sich der Verlauf der beiden Architekturparameter nicht unterscheidet. Diese Vergleichbarkeit der Architekturparameter bei allen drei Muskeln des *m. triceps surae* erlaubt die Übertragung des Kontraktionsverhaltens von isometrischen Plantarflexionen auf das Verhalten des Muskels bei konzentrischen Kontraktionen und ermöglicht die Modellierung konzentrischer Kontraktionen mit den isometrisch gemessenen Architekturparametern Muskelfaserwinkel und Muskelfaserlänge als Berechnungsgrundlage.

Das Muskelmodell bietet die Möglichkeit die Geometrieänderungen der einzelnen Muskeln des *m. triceps surae* bei isometrischen und konzentrischen Plantarflexionen darzustellen, um ein besseres Verständnis des Kontraktionsverhaltens von Muskel und Sehne zu erlangen und die Kontraktionsdynamik möglichst realistisch zu modellieren. Es ermöglicht eine Darstellung des Zeitverlaufs der Muskelkontraktion des gesamten Muskel-Sehnen-Komplexes, der die Faserverkürzung und das Aufstellen der Muskelfaser abbildet und so die Chance bietet, verschiedene Kontraktionsbedingungen zu vergleichen. Die Berechnungen des Modells liefern den Zusammenhang zwischen Muskelfaserwinkel, Muskelfaserlänge und Muskelfaserkraft und die Ergebnisse können trotz der genannten Limitationen des Modells die fehlende Integration eines dynamischen Muskelfaserverlaufs in Muskelmodellen (u. a. GÜNTHER & RUDER 2003) ersetzen.

Wie wichtig die Implementierung eines dynamischen Kontraktionsverlaufs für eine realitätsnahe Muskelmodellierung ist, wurde im Verlauf der Arbeit hinreichend beschrieben. Insbesondere dynamische Veränderungen des Muskelfaserwinkels müssen berücksichtigt und entsprechend modelliert werden, da sonst die Natur der Muskelverkürzung nicht zufriedenstellend dargestellt werden kann und die Kontraktionsdynamik nur unzureichend nachgezeichnet wird. Die Rotation der Muskelfasern während der Kontraktion bringt zahlreiche funktionelle Implikationen mit sich, die mithilfe dieses Modells veranschaulicht und erklärt werden können. Muskelverkürzungen, wie sie für eine Vielzahl menschlicher Bewegungen benötigt werden, können ohne die Rotation der Muskelfasern nicht realisiert werden. Die Modellierungsergebnisse der konzentrischen Kontraktion zeigen eine sehr gute Übereinstimmung zu alltäglichen Bewegungen wie beispielsweise dem Gehen, was für eine Übertragbarkeit des Modells für die Simulation menschlicher Bewegungen spricht. Darüber hinaus hat die Faserrotation einen entscheidenden Einfluss auf die Kontraktionsgeschwindigkeit der Fasern in Bezug zur Verkürzungsgeschwindigkeit des gesamten Muskels (Muscle Gearing). Die Fiederung erlaubt Faszikeln sich mit einer geringeren Geschwindigkeit zu verkürzen, als der gesamte Muskel (AZIZI et al. 2008). Dabei ermöglichen variable Muskelgeometrieveränderungen und entsprechende Formveränderungen der Muskulatur eine Anpassung der Kontraktionsdynamik an die gegebenen Kontraktionsbedingungen hinsichtlich der Kraft- oder Geschwindigkeitsproduktion. Entsprechend kann der Faserwinkelverlauf als Funktion der Faserkraft und der Faserlänge dargestellt werden. Über die Ergebnisse des Muskelmodells konnte für diesen Zusammenhang eine allgemeingültige Gesetzmäßigkeit gefunden werden, die für jeden Muskel des *m. triceps surae* den Muskelfaserwinkel in Abhängigkeit der Muskelfaserkraft und der Muskelfaserlänge über ein Polynom zweiten Grades in zwei Variablen mathematisch beschreibt. Diese Gesetzmäßigkeit kann als Grundlage für die Modellierung und Darstellung weiterer isolierter Plantarflexionen gesehen werden oder auch als Ausgangspunkt für die Analyse allgemeiner Bewegungen unter Beteiligung der Plantarflexoren dienen.

Die Untersuchungen dieser Arbeit liefern durch die kontinuierliche Erfassung der Änderungen der Architekturparameter Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel aller drei Muskeln des *m. triceps surae* wichtige Erkenntnisse über dessen Kontraktionsdynamik bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen. Die Messungen umfassen dabei das komplette Spektrum der Kontraktionsintensität und der möglichen Gelenkwinkelstellungen im oberen Sprunggelenk und beschreiben damit wichtige Ergebnisse für die Modellierung aktiver Muskelkontraktionen. Dabei wurden die Muskeln *m. gastrocnemius lateralis*, *m. gastrocnemius medialis* und *m. soleus*, die maßgeblich an der Plantarflexion beteiligt sind, *in vivo* untersucht, getrennt voneinander betrachtet und ihr jeweiliges charakteristisches Kontraktionsverhalten abgebildet. Die Untersuchungen ergeben, dass die Architektur von GAL deutlich von der Architektur von GAM und SOL abweicht. Mit wesentlich längeren Fasern und geringeren Faserwinkeln ist GAL vornehmlich für schnellkräftige Kontraktionen und einen großen Kontraktionshub verantwortlich, während GAM und SOL bei kürzeren Faserlängen und größeren Faserwinkeln für die Kraftproduktion prädestiniert sind.

Ungeachtet der sehr guten Übereinstimmung von Mess- und Modellwerten bedarf es noch weiterer Forschungsarbeit, um die reale Dynamik des Kontraktionsverhalten und das komplexe Zusammenspiel aus kontraktile, serien- und parallelelastischen Elementen unter variierenden mechanischen Bedingungen besser verstehen und schließlich auch in Muskelmodelle implementieren zu können. Die vorliegende Arbeit stellt hierfür durch die Bestimmung und Implementierung spezifischer biomechanischer und architektonischer Muskeleigenschaften einen weiteren Schritt in Richtung realitätsnaher Muskelmodellierung dar. Zukünftige Forschungsarbeit könnte darauf abzielen, mit verbesserter Bildverarbeitung und neuesten Verfahren dynamische Kontraktionen dreidimensional zu charakterisieren und zu modellieren, um bisherige Idealisierung und Abstraktion zu minimieren. Hinsichtlich der Effizienz des Analyseprozesses wird die Zukunft der Quantifizierung von Muskelarchitekturparametern sicher bei automatischen Tracking-Verfahren liegen (CRONIN & LICHTWARK 2013), die eine noch größere Datengrundlage an Parametern zur Verfeinerung der bisherigen Erkenntnisse und Muskelmodelle liefern können und so zu einem vertieften Verständnis der Kontraktionsdynamik beitragen.

Literaturverzeichnis

- AAGAARD, P., ANDERSEN, J.L., DYHRE-POULSEN, P., LEFFERS, A.-M., WAGNER, A., MAGNUS-SON, S.P., HALKJAER-KRISTENSEN, J. & SIMONSEN, E.B. (2001). A mechanism for in-creased contractile strength training: changes in muscle architecture. *J. Physiol.* **534**(2): 613-623. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.t01-1-00613.x
- ABE, T., KUMAGAI, K. & BRECHUE, W. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than in distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* **32**(6): 1125-1129. DOI: 10.1097/00005768-200006000-00014
- ADOBE STOCK (2021). *Anatomie des Sprunggelenks*. Datei-Nr.: 55035665. Bilderzweig – stock.adobe.com
- AGGELOUSSIS, N., GIANNAKOU, E., ALBRACHT, K. & ARAMPATZIS, A. (2010). Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo. *Gait & Posture* **31**: 73-77. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.249
- ALBRACHT, K., ARAMPATZIS, A. & BALZPOPOULOS, V. (2008). Assessment of muscle vol-ume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. *J. Biomech.* **41**: 2211-2218. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.04.020
- ALEXANDER, R.M. & VERNON, A. (1975). The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J. Hum. Movmt. Stud.* **1**: 115-123.
- ANDERSON, F.C. & PANDY, M.G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy dur-ing jumping. *J. Biomech.* **26**: 1413-1427. DOI: 10.1016./0021-9290(93)90092-s
- ARAMPATZIS, A., DEMONTE, G. & KARAMANIDIS, K. (2008). Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **18**: 503-508. DOI: 10.1016/j.elekin.2006.12.002
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K. & ALBRACHT, K. (2007a). Adaptional responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J. Exp. Biol.* **210**: 2743-2753. DOI: 10.1242/jeb.003814
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K., MOREY-KLAPSING, G., DEMONTE, G. & STAFILIDIS, S. (2007b). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J. Biomech.* **40**: 1946-1952. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.005
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K., STAFILIDIS, S., MOREY-KLAPSING, G., DEMONTE, G. & BRÜGGEMANN, G.-P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gas-trocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J. Biomech.* **39**: 1891-1902. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.010
- ARAMPATZIS, A., STAFILIDIS, S., DEMONTE, G., KARAMANIDIS, K., MOREY-KLAPSING, G. & BRÜGGEMANN, G.-P. (2005). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J. Biomech.* **38**: 833-841. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.04.031
- ARELLANO, C.J., GIDMARK, N.J., KONOW, N., AZIZI, E. & ROBERTS, T.J. (2016). Determinants of aponeurosis shape change during muscle contraction. *J. Biomech.* **49**(9): 1812-1817. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.022

- ARMISHAW, P. (2003). Estimating measurement uncertainty in an afternoon. A case study in the practical application of measurement uncertainty. *Accredit. Qual. Assur.* **8**(5): 218-224. DOI: 10.1007/s00769-003-0610-3
- ARNDT, A.N., KOMI, P.V., BRÜGGEMANN, G.-P. & LUKKARINIEMI, J. (1998). Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. *Clin. Biomech.* **13**: 532-541. DOI: 10.1016/s0268-0033(98)00032-1
- ARNOLD, E.M., WARD, S.R., LIEBER, R.L. & DELP, S.L. (2010). A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Ann. Biomed. Eng.* **38**(2): 269-279. DOI: 10.1007/s10439-009-9852-5
- ATKINSON, G. & NEVILL, A.M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Med.* **26**(4): 217-238. DOI: 10.2165./00007256-199826040-00002
- AZIZI, E., BRAINERD, E.L. & ROBERTS, T.J. (2008). Variable gearing in pennate muscles. *Proc. Natl. Acad. Sci.* **105**(5): 1745-1750. DOI: 10.1073/pnas.0709212105
- AZIZI, E. & DESLAURIERS, A.R. (2014). Regional heterogeneity in muscle fiber strain: the role of fibre architecture. *Front. Physiol.* **5**(303): 1-5. DOI: 10.3389/fphys.2014.00303
- AZIZI, E. & ROBERTS, T.J. (2009). Biaxial strain and variable stiffness in aponeuroses. *J. Physiol.* **587**(17): 4309-4318. DOI: 10.1113/jphysiol.2009.173690
- AZIZI, E. & ROBERTS, T.J. (2013). Variable gearing in a biologically inspired pneumatic actuator array. *Bioinspir. Biomim.* **8**: 1-8. DOI: 10.1088/1748-3182/8/2/026002
- AZIZI, E. & ROBERTS, T.J. (2014). Geared up to stretch: pennate muscle behavior during active lengthening. *J. Exp. Biol.* **217**: 376-381. DOI: 10.1242/jeb.094383
- BARBER, L., BARRETT, R. & LICHTWARK, G. (2009). Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J. Biomech.* **42**: 1313-1319. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.005
- BASKIN, R.J. & PAOLINI, P.J. (1967). Volume change and pressure development in muscle during contraction. *Am. J. Physiol.* **213**(4): 1025-1030. DOI: 10.1152/ajplegacy.1967.213.4.1025
- BÉNARD, M.R., BECHER, J.G., HAARLAAR, J., HUIJING, P.A. & JASPERS, R.T. (2009). Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle Nerve* **39**(5): 652-665. DOI: 10.1002/mus.21287
- BINZONI, T., BIANCHI, S., HANQUINET, S., KAELIN, A., SAYEGH, Y., DUMONT, M. & JÉQUIER, S. (2001). Human gastrocnemius medialis Pennation Angle as a Function of Age: From Newborn to the Elderly. *J. Physiol. Anthropol.* **20**(5): 293-298. DOI: 10.2114/jpa.20.293
- BLAZEVIČ, A.J. (2006). Effects of Physical Training and Detraining, Immobilisation, Growth and Aging on Human Fascicle Geometry. *Sports Med.* **36**(12): 1003-1017. DOI: 10.2165/00007256-200636120-00002
- BLAZEVIČ, A.J., GILL, N.D. & ZHOU, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J. Anat.* **209**: 289-310. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2006.00619.x
- BOBBERT, M.F. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J. Exp. Biol.* **204**: 533-542.

- BOBBERT, M.F., HUIJING, P.A. & VAN INGEN SCHENAU, J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomech.* **19**(11): 887-898. DOI: 10.1016/0021-9290(86)90184-3
- BOJSEN-MØLLER, J., HANSEN, P., AAGAARD, P., SVANTESSON, U., KJAER, M. & MAGNUSSON, S.P. (2004). Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *J. Appl. Physiol.* **97**: 1908-1914. DOI: 10.1152/jappphysiol.00084.2004
- BÖL, M., LEICHENSRING, K., WEICHERT, C., STURMAT, M., SCHENK, P., BLICKHAN, R. & SIEBERT, T. (2013). Three-dimensional surface geometries of the rabbit soleus muscle during contraction: input for biomechanical modelling and its validation. *Biomech. Model. Mechanobiol.* **12**: 1205-1220. DOI: 10.1007/s10237-013-0476-1
- BOLSTERLEE, B., FINNI, T., D'SOUZA, A., EGUCHI, J., CLARKE, E.C. & HERBERT, R.D. (2018). Three-dimensional architecture of the whole human soleus muscle in vivo. *PeerJ* **6**. DOI: 10.7717/peerj.4610
- BOLSTERLEE, B., GANDEVIA, S.C. & HERBERT, R.D. (2016). Ultrasound imaging of the human medial gastrocnemius muscle: how to orient the transducer so that muscle fascicles lie in the image plane. *J. Biomech.* **49**: 1002-1008. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.014
- BOLSTERLEE, B., VEEGER, H.E.J., VAN DER HELM, F.C.T., GANDEVIA, S.C. & HERBERT, R.D. (2015). Comparison of measurement of medial gastrocnemius architectural parameters from ultrasound and diffusion tensor images. *J. Biomech.* **48**: 1133-1140. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.012
- BRAINERD, E.L. & AZIZI, E. (2005). Muscle fibre angle, segment bulging and architectural gear ratio in segmented musculature. *J. Exp. Biol.* **208**: 3249-3261. DOI: 10.1242/jeb.01770
- CHAUHAN, B., HAMZEH, M.A. & CUESTA-VARGAS, A.I. (2013). Prediction of muscular architecture of the rectus femoris and vastus lateralis from EMG during isometric contractions in soccer players. *SpringerPlus* **2**: 548-556. DOI: 10.1186/2193-1801-2-548
- CHOW, R.S., MEDRI, M.K., MARTIN, D.C., LEEKAM, R.N., AGUR, A.M. & MCKEE, N.H. (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *Eur. J. Appl. Physiol.* **82**: 236-244. DOI: 10.1007/s004210050677
- CRESSWELL, A.G., LÖSCHER, W.N. & THORSTENSSON, A. (1995). Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Exp. Brain Res.* **105**: 283-290. DOI: 10.1007/BF00240964
- CRONIN, N.J., CARTY, C.P., BARRETT, R.S. & LICHTWARK, G. (2011). Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J. Appl. Physiol.* **111**: 1491-1496. DOI: 10.1152/jappphysiol.00530.2011
- CRONIN, N.J. & LICHTWARK, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait & Posture* **37**: 305-312. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.024
- DELP, S.L. & LOAN, J.P. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.* **25**: 21-34. DOI: 10.1016/0010-4825(95)98882-e
- DELP, S.L., LOAN, J.P., HOY, M.G., ZAJAC, F.E., TOPP, E.L. & ROSEN, J.M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **37**: 757-767. DOI: 10.1109/10.102791

- DICK, T.J.M. & WAKELING, J.M. (2017). Shifting gears: dynamic muscle shape changes and force-velocity behaviour in the medial gastrocnemius. *J. Appl. Physiol.* **123**: 1433-1442. DOI: 10.1152/jappphysiol.01050.2016
- DICK, T.J.M. & WAKELING, J.M. (2018). Geometric models to explore mechanisms of dynamic shape change in skeletal muscle. *R. Soc. Open Sci.* **5**: 1-15. DOI: 10.1098/rsos.172371
- ECKERT, R. (2002). *Tierphysiologie* (4. überarb. Auflage). Thieme: Stuttgart.
- ENG, C.M., AZIZI, E. & ROBERTS, T.J. (2018). Structural Determinations of Muscle Gearing During Dynamic Contractions. *Integr. Comp. Biol.* **58**(2): 207-218. DOI: 10.1093/icb/icy054
- ENG, C.M. & ROBERTS, T.J. (2018). Aponeurosis influences the relationship between muscle gearing and force. *J. Appl. Physiol.* **125**: 513-519. DOI: 10.1152/jappphysiol.00151.2018
- EPSTEIN, M. & HERZOG, W. (1998). *Theoretical Models of Skeletal Muscle. Biological and Mathematical Considerations*. JohnWiley & Sons: Chichester.
- FARRIS, D.J. & LICHTWARK, G.A. (2016). Ultra Track: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Comp. Meth. Prog. Bio.* **128**. 111-118. DOI: 10.1016/j.cmpb.2016.02.016
- FARRIS, D.J., TREWARTHA, G., MCGUIGAN, M.P. & LICHTWARK, G. (2013). Differential strain patterns of the human Achilles tendon determined in vivo with freehand three-dimensional ultrasound imaging. *J. Exp. Biol.* **216**: 594-600. DOI: 10.1242/jeb.077131
- FENN, W.O. & MARSH, B.S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *J. Physiol.* **85**: 277-297. DOI: 10.1113/jphysiol.1935.sp003318
- FINNI, T. (2006). Structural and functional features of human muscle-tendon unit. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **16**(3): 147-158. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2005.00494.x
- FINNI, T., HODGSON, J.A., LAI, A.M., EDGERTON, V.R. & SINHA, S. (2003a). Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *J. Appl. Physiol.* **95**: 829-837. DOI: 10.1152/jappphysiol.00775.2002
- FINNI, T., HODGSON, J.A., LAI, A.M., EDGERTON, V.R. & SINHA, S. (2003b). Mapping of movement in the isometrically contracting human soleus muscle reveals details of its structural and functional complexity. *J. Appl. Physiol.* **95**: 2128-2133. DOI: 10.1152/jappphysiol.00596.2003
- FRIEDRICH, J.A. & BRAND, R.A. (1990). Muscle fibre architecture in the human lower limb. *J. Biomech.* **23**: 91-95. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90373-b
- FRY, N.R., GOUGH, M. & SHORTLAND, A.P. (2003). Three-dimensional realisation of muscle morphology and architecture using ultrasound. *Gait and Posture* **20**: 177-182. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.08.010
- FUKUNAGA, T., ICHINOSE, Y., MASAMITSU, I., KAWAKAMI, Y. & FUKASHIRO, S. (1997a). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.* **82**(1): 354-358. DOI: 10.1152/jappphysiol.1997.82.1.354
- FUKUNAGA, T., KAWAKAMI, Y., KUNO, S., FUNATO, K. & FUKASHIRO, S. (1997b). Muscle architecture and function in humans. *J. Biomech.* **30**(5): 457-463. DOI: 10.1016/s0021-9290(96)00171-6

- FUKUNAGA, T., KAWAKAMI, Y., KUBO, K. & KANEHISA, H. (2002). Muscle and Tendon Interaction During Human Movements. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **30**(3): 106-110. DOI: 10.1097/00003677-200207000-00003
- FUKUNAGA, T., KUBO, K., KAWAKAMI, Y., FUKASHIRO, S., KANEHISA, H. & MAGANARIS, C.N. (2001). In vivo behavior of human muscle tendon during walking. *Proc. Roy. Soc. Lond. B.* **268**: 229-233. DOI: 10.1098/rspb.2000.1361
- FUKUNAGA, T., ROY, R.R., SHELLOCK, F.G., HODGSON, J.A., DAY, M.K., LEE, P.L., KWONG-FU, H. & EDGERTON, V.R. (1992). Physiological Cross-Sectional Area of Human Leg Muscles Based on Magnetic Resonance Imaging. *J. Orthop. Res.* **10**: 926-934. DOI: 10.1002/jor.1100100623
- GANS, C. & GAUNT, A. (1991). Muscle architecture in relation to function. *J. Biomech.* **24**: 53-65. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90377-y
- GORDON, A.M., HUXLEY, A.F. & JULIAN, F.J. (1966). The variation in isometric tension in sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.* **184**: 170-192. DOI: 10.1113/jphysiol.1966.sp007909
- GÜNTHER, M. (1997). Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertationsschrift, Eberhard Karls Universität Tübingen.
- GÜNTHER, M. & RUDER, H. (2003). Synthesis of two-dimensional human walking: a test of the lambda-model. *Biol. Cybern.* **89**(2): 89-106. DOI: 10.1007/s00422-003-0414-x
- HATZE, H. (1977). A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle. *Biol. Cybernetics.* **25**: 103-119.
- HATZE, H. (1981). Estimation of Myodynamic Parameter Values from Observations on Isometrically Contracting Muscle Groups. *Eur. J. Appl. Physiol.* **46**: 325-338. DOI: 10.1007/BF00422120
- HELLAM, D.C. & PODOLSKY, R.J. (1969). Force measurements in skinned muscle fibers. *J. Physiol.* **200**: 807-819. DOI: 10.1113/jphysiol.1969.sp008723
- HENRIKSSON-LARSÉN, K., WRETLING, M.-L., LORENTZON, R. & ÖBERG, L. (1992). Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? *Eur. J. Appl. Physiol.* **64**: 68-72. DOI: 10.1007/BF00376443
- HERBERT, R.D. & GANDEVIA, S.C. (1995). Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *J. Physiol.* **484**: 523-532. DOI: 10.1113/jphysiol.1995.sp020683
- HERBERT, R.D., MOSELEY, A.M., BUTLER, J.E. & GANDEVIA, S.C. (2002). Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J. Physiol.* **539**: 637-645. DOI: 10.1113/jphysiol.2001.012756
- HÉROUX, M. E., STUBBS, P. W. & HERBERT, R.D. (2016). Behavior of human gastrocnemius muscle fascicles during ramped submaximal isometric contractions. *Physiol Rep* **4**(17): 1-10. DOI: 10.14814/phy2.12947
- HERZOG, W., READ, L.J. & TER KEURS H.E.D.J. (1991). Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clin. Biomech.* **6**: 230-238. DOI: 10.1016/0268-0033(91)90051-Q
- HILL, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. Lond. B.* **126**: 136-195.

- HILL, A.V. (1948). The pressure developed in muscle during contraction. *J. Physiol.* **107**(4): 518-526. DOI: 10.1113/jphysiol.1948.sp004296
- HILL, A.V. (1953). The mechanics of active muscle. *Proc. Roy. Soc. Lond.* **141**: 104-117. DOI: 10.1098/rspb.1953.0027
- HIRATA, K., KANEHISA, H., MIYAMOTO-MIKAMI, E. & MIYAMOTO, N. (2015). Evidence for intermuscle difference in slack angle in human triceps surae. *J. Biomech.* **48**: 1210-1213. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.039
- HODGES, P.W., PENGEL, L.H.M., HERBERT, R.D. & GANDEVIA, S.C. (2003). Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve* **27**: 682-692. DOI: 10.1002/mus.10375
- HODGSON, J.A., FINNI, T., LAI, A.M., EDGERTON, V.R. & SINHA, S. (2006). Influence of Structure on the Tissue Dynamics of the Human Soleus Muscle Observed in MRI Studies During Isometric Contractions. *J. Morphol.* **267**: 584-601. DOI: 10.1002/jmor.10421
- HOLLMANN, W. & HETTINGER, T. (2000). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Trainings- und Präventivmedizin* (4. Auflage). Schattauer: Stuttgart.
- HOLLMANN, W. & STRÜDER H. (2009). *Sportmedizin: Grundlage für körperliche Aktivität, Anwendung und Präventionsfelder* (5. Auflage). Schattauer: Stuttgart.
- HOLT, N.C., DANOS, N., ROBERTS, T.J. & AZIZI, E. (2016). Stuck in gear: age-related loss of variable gearing in skeletal muscle. *J. Exp. Biol.* **219**: 998-1003. DOI: 10.1242/jeb.133009
- HOPKINS, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Med.* **30**(1): 1-15. DOI: 10.2165/00007256-200030010-00001
- HOPKINS, W.G. & HAWLEY, J.A. (1999). Design and analysis of research on sport performance enhancement. *Med. Sci. Sports Exerc.* **31**: 472-485. DOI: 10.1097/00005768-199903000-00018
- HOPPE, W., LOHMANN W., MARKL, H. & ZIEGLER, H. (1982). *Biophysik* (2., völlig Neubearb. Auflage). Springer Verlag: Berlin.
- HOY, M.G., ZAJAC, F.E. & GORDON, M.E. (1990). A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle. *J. Biomech.* **23**(2): 157-169. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90349-8
- HUIJING, P.A. (1985). Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences. *Acta. Anat. (Basel)* **123**: 101-107. DOI: 10.1159/000146047
- HUIJING, P.A. (1992). Elastic potential of muscle. In: KOMI, P.V. (Hrsg.), *Strength and Power in Sport (Second Edition)*: Blackwell Scientific Publications: Oxford: 151-168.
- HUIJING, P.A. (1994). Mechanische Muskelmodelle. In: KOMI, P. (Hrsg.). *Kraft und Schnelligkeit im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS*. Deutscher Ärzte Verlag: Köln: 135-154.
- HUIJING, P.A. (1995). Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling. *Human Movement Science* **14**: 443-486.
- HUXLEY, A.F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progr. Biophys. Chem.* **7**: 255-318.

- ITO, M., KAWAKAMI, Y., ICHINOSE, Y., FUKASHIRO, S. & FUKUNAGA, T. (1998). Nonisometric behavior of fascicle during isometric contractions of a human muscle. *J. Appl. Physiol.* **85**(4): 1230-1235. DOI: 10.1152/jappl.1998.85.4.1230
- IWANUMA, S., AKAGI, R., HASHIZUME, S., KANEHISA, H., YANAI, T. & KAWAKAMI, Y. (2011). Triceps surae muscle-tendon unit length changes as a function of ankle joint angles and contraction levels: The effect of foot arch deformation. *J. Biomech.* **44**: 2579-2583. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.07.003
- JONES, R. & PAYNE, B. (1997). Clinical investigation and statistics in laboratory medicine. London: ACB Venture Publications.
- JONES, D.A., RUTHERFORD, O.M. & PARKER, D.F. (1989). Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Q. J. Exp. Physiol.* **74**: 233-256. DOI: 10.1113/expphysiol.1989.sp003268
- KANEHISA, H., MURAOKA, Y., KAWAKAMI, Y. & FUKUNAGA, T. (2003). Fascicle Arrangements of Vastus Lateralis and Gastrocnemius Muscles in Highly Trained Soccer Players and Swimmers of Both Genders. *Int. J. Sports Med.* **24**(2): 90-95. DOI: 10.1055/s-2003-38197
- KARAMANIDIS, K. & ARAMPATZIS, A. (2004). Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. *J. Biomech.* **39**: 406-417. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.017
- KARAMANIDIS, K., STAFILIDIS, S., DEMONTE, G., MOREY-KLAPSING, G., BRÜGGEMANN, G.-P. & ARAMPATZIS, A. (2005). Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **15**: 608-616. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.011
- KAWAKAMI, Y., ABE, T., KANEHISA, H. & FUKUNAGA, T. (2006). Human Skeletal Muscle Size and Architecture: Variability and Interdependence. *Am. J. Hum. Biol.* **18**: 845-848. DOI: 10.1002/ajhb.20561
- KAWAKAMI, Y., ICHINOSE, Y. & FUKUNAGA, T. (1998). Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J. Appl. Physiol.* **85**(2): 398-404. DOI: 10.1152/jappl.1998.85.2.398
- KAWAKAMI, Y., ICHINOSE, Y., KUBO, K., MASAMITSU, I., IMAI, M. & FUKUNAGA, T. (2000). Architecture of Contracting Human Muscles and Its Functional Significance. *J. Appl. Biomech.* **16**: 88-98. DOI: 10.1123/jab.16.1.88
- KAWAKAMI, Y., TAKASHI, A. & FUKUNAGA, T. (1993). Muscle-fibre pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J. Appl. Physiol.* **74**(6): 2740-2744. DOI: 10.1152/jappl.1993.74.6.2740
- KERN, D.S., SEMMLER, J.G. & ENOKA, R.M. (2001). Long-term activity in upper- and lower limb muscles of humans. *J. Appl. Physiol.* **91**: 2224-2232. DOI: 10.1152/jappl.2001.91.5.2224
- KIM, W. & VOLOSHIN, A.S. (1995). Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot. *J. Biomech.* **28**:1025-1033. DOI: 10.1016/0021-9290(94)00163-x
- KINUGASA, R., KAWAKAMI, Y. & FUKUNAGA, T. (2005). Muscle activation and its distribution within human triceps surae muscles. *J. Appl. Physiol.* **99**: 1149-1156. DOI: 10.1152/japplphysiol.01160.2004

- KINUGASA, R., SHIN, D., YAMAUCHI, J., MISHRA, C., HODGSON, J., EDGERTON, V. & SINHA, S. (2008). Phase-contrast MRI reveals mechanical behavior of superficial and deep aponeuroses in human medial gastrocnemius during isometric contraction. *J. Appl. Physiol.* **105**: 1312-1320. DOI: 10.1152/jappphysiol.90440.2008
- KLIMSTRA, M., DOWLING, J., DURKIN, J.L. & MACDONALD, M. (2007). The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **17**: 504-514. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.04.011
- KONGSGAARD, M., NIELSEN, C., HEGNSVAD, S., AAGAARD, P. & MAGNUSSON, S. (2011). Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo. *Clin. Biomech.* **26**: 772-777. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.011
- KRAMER, S. (2012). Modellierung der Muskelkontraktion der Plantarflexoren unter Berücksichtigung physiologischer Parameter und der Muskelarchitektur. Dissertationsschrift, Eberhard Karls Universität Tübingen.
- KUBO, K., KANEHISA, H. & FUKUNAGA, T. (2005). Comparison of Elasticity of Human Tendon and Aponeurosis in Knee Extensors and Ankle Plantar Flexors In Vivo. *J. Appl. Biomech.* **21**: 129-142. DOI: 10.1123/jab.21.2.129
- KUBO, K., KANEHISA, K., TAKESHITA, D., KAWAKAMI, Y., FUKASHIRO, S. & FUKUNAGA, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta. Physiol. Scand.* **170**: 127-135. DOI: 10.1046/j.1365-201x.2000.00768.x
- KUBO, K., KAWAKAMI, Y. & FUKUNAGA, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.* **87**: 2090-2096. DOI: 10.1152/jappl.1999.87.6.2090
- KUNO, S. & FUKUNAGA, T. (1995). Measurement of muscle fiber displacement during contraction by real-time ultrasonography in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* **70**: 45-48. DOI: 10.1007/bf00601807
- KWAH, L.K., PINTO, R.Z., DIONG, J. & HERBERT, R.D. (2013). Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. *J. Appl. Physiol.* **114**: 761-769. DOI: 10.1152/jappphysiol.01430.2011
- LEE, D. (2015). Computational modelling and analysis of complex muscle architecture. Dissertationsschrift, Universität Toronto.
- LEE, H.-D., FINNI, T., HODGSON, J., LAI, A.M., EDGERTON, V.R. & SINHA, S. (2006). Soleus aponeurosis strain distribution following chronic unloading in humans: an in vivo MR phase-contrast study. *J. Appl. Physiol.* **100**: 2004-2011. DOI: 10.1152/jappphysiol.01085.2005
- LEE, S.S.M., ARNOLD, A.S., DE BOEF MIARA, M. & BIEWENER, A.A. (2013). Accuracy of gastrocnemius muscles forces in walking and running goats predicted by one-element and two element Hill-type models. *J. Biomech.* **46**: 2288-2295. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.001
- LICHTWARK, G.A., BOUGOULIAS, K. & WILSON, A.M. (2007). Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J. Biomech.* **40**: 157-164. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.035
- LICHTWARK, G.A. & WILSON, A.M. (2006). Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *J. Exp. Biol.* **209**: 4379-4388. DOI: 10.1242/jeb.02434

- LIEBER, R.L. & FRIDÉN, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* **23**: 1647-1666. DOI: 10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m
- LORAM, I.D., MAGANARIS, C.N. & LAKIE, M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *J. Physiol.* **556**: 683-689. DOI: 10.1113/jphysiol.2004.062398
- LORAM, I.D., MAGANARIS, C.N. & LAKIE, M. (2006). Use of ultrasound to make noninvasive in vivo measurement of continuous changes in human muscle contractile length. *J. Appl. Physiol.* **100**: 1311-1323. DOI: 10.1152/jappphysiol.01229.2005
- MAGANARIS, C.N. (2003). Force-Length Characteristics of the In Vivo Human Gastrocnemius Muscle. *Clin. Anat.* **16**: 215-233. DOI: 10.1002/ca.10064
- MAGANARIS, C.N. & BALZOPOULOS, V. (1999). Predictability of in vivo changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsiflexion. *Eur. J. Appl. Physiol.* **79**: 294-297.
- MAGANARIS, C.N., BALZOPOULOS, V. & SARGEANT, A.J. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J. Physiol.* **512**: 603-614. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1998.603be.x
- MAGNUSSON, S.P., AAGAARD, P., ROSAGER, S., DYHRE-POULSEN, P. & KJAER, M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J. Physiol.* **531**(1): 277-288. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.0277j.x
- MAGNUSSON, S.P., HANSEN, P., AAGAARD, P., BROND, J., DYHRE-POULSEN, P., BOJSEN-MØLLER, J. & KJAER, M. (2003). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta. Physiol. Scand.* **177**: 185-195. DOI: 10.1046/j.1365-201X.2003.01048.x
- MAGNUSSON, S.P., NARICI, M.V., MAGANARIS, C.N. & KJAER, M. (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J. Physiol.* **586**(1): 71-81. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.139105
- MAIRET, S., MAISETTI, P. & PORTERO, P. (2006). Homogeneity and reproducibility of in vivo fascicle length and pennation determined by ultrasonography in human vastus lateralis muscle. *Science & Sports* **21**: 268-272. DOI: 10.1016/j.scispo.2006.08.004
- MANAL, K., ROBERTS, D.P. & BUCHANAN, T. S. (2006). Optimal Pennation Angle of the Primary Ankle Plantar and Dorsiflexors: Variations With Sex, Contraction Intensity, and Limb. *J. Appl. Biomech.* **22**(4): 255-263. DOI: 10.1123/jab.22.4.255
- MCARDLE, W.D., KATCH, F.I. & KATCH, V.L. (2010). *Exercise physiology: energy, nutrition and human performance* (7. Auflage). Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia.
- MIYOSHI, T., KIHARA, T., KOYAMA, H., YAMAMOTO, S.-I. & KOMEDA, T. (2009). Automatic detection method of muscle fiber movement as revealed by ultrasound images. *Med. Eng. Phys.* **31**: 558-564. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.11.004
- MORSE, C.I., THOM, J.M., REEVES, N.D., BIRCH, K.M. & NARICI, M.V. (2005). In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. *J. Appl. Physiol.* **99**(3): 1050-1055. DOI: 10.1152/jappphysiol.01186.2004
- MORSE, C., TOLFREY, K., THOM, J.M., VASSILOPOULOS, V., MAGANARIS, C.N. & NARICI, M.V. (2008). Gastrocnemius muscle specific force in boys and men. *J. Appl. Physiol.* **104**: 469-474. DOI: 10.1152/jappphysiol.00697.2007

- MURAMATSU, T., MURAOKA, T., KAWAKAMI, Y. & FUKUNAGA, T. (2002a). Superficial aponeurosis of human gastrocnemius is elongated during contraction: implications for modeling muscle-tendon unit. *J. Biomech.* **35**: 217-223. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00196-8
- MURAMATSU, T., MURAOKA, T., KAWAKAMI, Y., SHIBAYAMA, A. & FUKUNAGA, T. (2002b). In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles. *J. Appl. Physiol.* **92**: 129-134. DOI: 10.1152/jappl.2002.92.1.129
- MURAMATSU, T., MURAOKA, T., TAKESHITA, D., KAWAKAMI, Y., HIRANO, Y. & FUKUNAGA, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.* **90**: 1671-1678. DOI: 10.1152/jappl.2001.90.5.1671
- MURAOKA, T., MURAMATSU, T., TAKESHITA, D., KAWAKAMI, Y. & FUKUNAGA, T. (2002). Length Change of Human Gastrocnemius Aponeurosis and Tendon during Passive Joint Motion. *Cells Tissues Organs* **171**: 260-268. DOI: 10.1159/000063128
- MURRAY, M.P., GUTEN, G.N., BALDWIN, J.M. & GARDNER, G.M. (1976). A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. *Acta. Orthop. Scand.* **47**: 122-124. DOI: 10.3109/17453677608998984
- NAMBURETE, A.I.L., RANA, M. & WAKELING, J.M. (2011). Computational methods for quantifying in vivo muscle fascicle curvature from ultrasound images. *J. Biomech.* **44**: 2538-2543. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.07.017
- NAMBURETE, A.I.L. & WAKELING, J.W. (2012). Regional variations in fascicle curvatures within a muscle belly change during contraction. *J. Biomech.* **45**: 2835-2840. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.033
- NARICI, M.V. (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **9**: 97-103. DOI: 10.1016/s1050-6411(98)00041-8
- NARICI, M.V., BINZONI, T., HILTBRAND, E., FASEL, J., TERRIER, F. & CERRETELLI, P. (1996). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J. Physiol.* **496**(1): 287-297. DOI: 10.1113/jphysiol.1996.sp021685
- NARICI, M.V., LANDONI, L. & MINETTI, A.E. (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur. J. Appl. Physiol.* **65**: 438-444. DOI: 10.1007/BF00243511
- NOORKOIV, M., STAVNSBO, A., AAGAARD, P. & BLAZEVIČ A.J. (2010). In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. *J. Appl. Physiol.* **109**: 1974-1979. DOI: 10.1152/jappphysiol.00657.2010
- OTTEN, E. (1988). Concepts and models of functional architecture in skeletal muscle. *Exerc. Sport. Sci. Rev.* **16**: 89-137.
- PROCHEL, A. (2009). Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorwärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen. Dissertationsschrift, Eberhard Karls Universität Tübingen.
- RAITERI, B.J. (2018). Aponeurosis behaviour during muscular contraction: A narrative review. *Eur. J. Sport Sci.* **18**(8): 1128-1138. DOI:10.1080/17461391.2018.1472299

- RAITERI, B.J., CRESSWELL, A.G. & LICHTWARK, G.A. (2016). Three-dimensional geometrical changes of the human tibialis anterior muscle and its central aponeurosis measured with three-dimensional ultrasound during isometric contractions. *PeerJ* **4**. DOI: 10.7717/peerj.2260
- RANA, M., HAMARNEH, G. & WAKELING, J.M. (2009). Automated tracking of muscle fascicle orientation in B-mode ultrasound images. *J. Biomech.* **42**: 2068-2073. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.003
- RANA, M., HAMARNEH, G. & WAKELING, J.M. (2013). 3D fascicle orientations in triceps surae. *J. Appl. Physiol.* **115**: 116-125. DOI: 10.1152/jappphysiol.01090.2012
- RANA, M. & WAKELING, J.M. (2011). In-vivo determination of 3D muscle architecture of human muscle using free hand ultrasound. *J. Biomech.* **44**: 2129-2135. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.05.026
- RANDHAWA, A., JACKMAN, M.E. & WAKELING, J.M. (2013). Muscle gearing during isotonic and isokinetic movements in the ankle plantar flexors. *Eur. J. Appl. Physiol.* **113**: 437-447. DOI: 10.1007/s00421-012-2448-z
- RANDHAWA, A. & WAKELING, J.M. (2015). Multidimensional models for predicting muscle structure and fascicle pennation. *J. Theor. Biol.* **382**: 57-63. DOI: 10.1016/j.jtbi.2015.06.001
- REEVES, N.D. & NARICI, M.V. (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J. Appl. Physiol.* **95**: 1090-1096. DOI: 10.1152/jappphysiol.010462002
- REINHARDT, L., SIEBERT, T., LEICHSENRING, K., BLICKHAN, R. & BÖL, M. (2016). Intermuscular pressure between synergistic muscles correlates with muscle force. *J. Exp. Biol.* **219**: 2311-2319. DOI: 10.1242/jeb.135566
- REINSCH, C.H. (1967). Smoothing by Spline Functions. *Numerische Mathematik* **10**: 177-183.
- ROSAGER, S., AAGAARD, P., DYHRE-POULSEN, P., NEERGAARD, K., KJAER, M. & MAGNUSSON, S.P. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* **12**: 90-98. DOI: 10.1034/j.1600-0838.2002.120205.x
- ROY, R.R. & EDGERTON, V.R. (1992). Skeletal muscle architecture and performance. In: KOMI, P.V. (Hrsg.), *Strength and Power in Sport (Second Edition)*: Blackwell Scientific Publications: Oxford: 115-129.
- RUTHERFORD, O.M. & JONES, D.A. (1992). Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur. J. Appl. Physiol.* **65**: 433-437. DOI: 10.1007/BF00243510
- RYAN, D.S., STUTZIG, N., SIEBERT, T. & WAKELING, J.M. (2019). Passive and dynamic muscle architecture during transverse loading for gastrocnemius medialis in man. *J. Biomech.* **86**: 160-166. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.054
- SARAEWAT, P., ANDERSEN, M.S. & MACWILLIAMS, B. A. (2010). A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *J. Biomech.* **43**: 1645-1652. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.005
- SCHENK, P., SIEBERT, T., HIEPE, P., GÜLLMAR, D., REICHENBACH, J.R., WICK, C., BLICKHAN, R. & BÖL, M. (2013). Determination of three-dimensional muscle architectures: validation of the DTI-based fiber tractography method by manual digitization. *J. Anat.* **223**: 61-68. DOI: 10.1111/joa.12062

- SCHMIDT, R.F., LANG, F. & HECKMANN, M. (Hrsg). (2010). *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie* (31. überarb. und akt. Auflage). Springer Medizin Verlag: Heidelberg.
- SCOTT, S.H. & LOEB, G.E. (1995). Mechanical properties of aponeurosis and tendon of the cat soleus muscle during whole-muscle isometric contractions. *J. Morphology* **224**(1): 73-86. DOI: 10.1002/jmor.1052240109
- SCOTT, S.H. & WINTER, D.A. (1991). A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *J. Biomech.* **24**: 163-167. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90361-p
- SEJERSTED, O.M., HARGENS, A.R., KARDEL, K.R., BLOM, P., JENSEN, O. & HERMANSEN, L. (1984). Intramuscular fluid pressure during isometric contraction of human skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.* **56**: 287-295. DOI: 10.1152/jappl.1984.56.2.287
- SHIN, D.D., HODGSON, J.A., EDGERTON, V.R. & SINHA, S. (2009). In vivo intramuscular fascicle-aponeuroses dynamics of the human medial gastrocnemius during plantarflexion and dorsiflexion of the foot. *J. Appl. Physiol.* **107**: 1276-1284. DOI: 10.1152/jappphysiol.91598.2008
- SIEBERT, T., GÜNTHER, M. & BLICKHAN, R. (2012). A 3D-geometric model for the deformation of a transversally loaded muscle. *J. Theor. Biol.* **298**: 116-121. DOI: 10.1016/j.jtbi.2012.01.009
- SIEBERT, T., LEICHSENRING, K., RODE, C., WICK, C., STUTZIG, N., SCHUBERT, H. et al. (2015). Three-Dimensional Muscle Architecture and Comprehensive Dynamic Properties of Rabbit Gastrocnemius, Plantaris and Soleus: Input for Simulation Studies. *PLoS ONE* **10**(6). DOI: 10.1371/journal.pone.0130985
- SIEBERT, T., RODE, C., TILL, O., STUTZIG, N. & BLICKHAN, R. (2016). Force reduction induced by unidirectional transversal muscle loading is independent of local pressure. *J. Biomech.* **49**: 1156-1161. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.053
- SIEBERT, T., TILL, O., STUTZIG, N., GÜNTHER, M. & BLICKHAN, R. (2014). Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading. *J. Biomech.* **47**:1822-1828. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.03.029
- SINHA, S., SINHA, U. & EDGERTON, V.R. (2006). In vivo diffusion tensor imaging of the human calf muscle. *J. Magn. Reson. Imaging* **24**: 182-190. DOI: 10.1002/jmri.20593
- SPECKMANN, E.-J., HESCHELER, J. & KÖHLING, R. (Hrsg.). (2019). *Physiologie. Das Lehrbuch* (7. Auflage). Elsevier GmbH, Urban & Fischer: München.
- SPOOR, C.W., VAN LEEUWEN J.L., VAN DER MEULEN W.J. & HUSON, A. (1991). Active force-length relationship of human lower-leg muscles estimated from morphological data: a comparison of geometric muscle models. *Eur. J. Morph.* **29**(3): 137-160.
- STARK, H. & SCHILLING, N. (2010). A novel method of studying fascicle architecture in relaxed and contracted muscles. *J. Biomech.* **43**: 2897-2903. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.031
- STENROTH, L., PELTONEN, J., CRONIN, N.J., SIPILÄ, S. & FINNI, T. (2012). Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J. Appl. Physiol.* **113**: 1537-1544. DOI: 10.1152/jappphysiol.00782.2012
- SYNEK, V. (2008). Evaluation of the standard deviation from duplicate results. *Accred. Qual. Assur.* **13**: 335-337. DOI: 10.1007/s00769-008-0390-x

- THOMAS, N.M., DEWHURST, S. & BAMPOURAS, M. (2015). Homogeneity of fascicle architecture following repeated contractions in the human gastrocnemius medialis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **25**: 870-875. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.08.007
- TIMMINS, R.G., SHIELD, A.J., WILLIAMS, M.D., LORENZEN, C. & OPAR, D.A. (2016). Architectural adaptations of muscle to training and injury: a narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *Br. J. Sports Med.* **0**: 1-7. DOI: 10.1136/bjsports-2015-094881
- VAN DEN BOGERT, A.J., BLANA, D. & HEINRICH, D. (2011). Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. *Procedia IUTAM* **2**: 297-316. DOI: 10.1016/j.piutam.2011.04.027
- VAN DER LINDEN, B.J.J.J., KOOPMAN, H.F.J.M., GROOTENBOER, H.J. & HUIJING, P.A. (1998). Modelling functional effects of muscle geometry. *J. Electr. Kin.* **8**: 101-109. DOI: 10.1016/S1050-6411(97)00026-6
- VAN DONKELAAR, C.C., WILLEMS, P.J.B., MUIJTJENS, A.M.M. & DROST, M.R. (1999). Skeletal muscle transverse strain during isometric contraction at different lengths. *J. Biomech.* **32**(8): 755-762. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00073-1
- VAN LEEUWEN, J.L. & SPOOR, C.W. (1992). Modelling mechanically stable muscle architecture. *Phil. Trans. R. Soc. London, Ser B* **335**: 275-290. DOI: 10.1098/rstb.1992.0061
- VAN LEEUWEN, J.L. & SPOOR, C.W. (1993). Modelling the pressure and force equilibrium in unipennate muscles with in-line tendons. *Phil. Trans. Biol. Sciences* **335**: 275-290. DOI: 10.1098/rstb.1993.0162
- VAN SOEST, A.J., HUIJING, P.A. & SOLOMONOW M. (1995). The Effect of Tendon on Muscle Force in dynamic isometric Contractions: A Simulation Study. *J. Biomech.* **28**(7): 801-807. DOI: 10.1016/0021-9290(94)00131-m
- WAGEMANS, E. & VAN LEEMPUTTE, M. (1989). Some structural parameters of m. gastrocnemius linked in a model. *Proc.12th Int. Cong. Biomech.* Los Angeles, abstract 316. DOI: 10.1016/0021-9290(89)90501-0
- WAKELING, J.M., BLAKE, O.M., WONG, I., RANA, M. & LEE, S.M. (2011). Movement mechanics as a determinate of muscle structure, recruitment and coordination. *Phil. Trans. R. Soc. B* **366**(1570): 1554-1564. DOI: 10.1098/rstb.2010.0294
- WAKELING J.M., JACKMAN, M. & NAMBURETE, A.I. (2013). The effect of external compression on the mechanics of muscle contraction. *J. Appl. Biomech.* **29**: 360-364. DOI: 10.1123/jab.29.3.360
- WAKELING, J.W. & RANDHAWA, A. (2014). Transverse Strain in Muscle Fascicles during Voluntary Contraction: A 2D Frequency Decomposition of B-Mode Ultrasound Images. *Int. J. Biomed. Imaging* **2014**: 1-9. DOI: 10.1155/2014/352910
- WANG, H.K., WU, Y.K., LIN, K.H. & SHIANG, T.Y. (2009). Noninvasive analysis of fascicle curvature and mechanical hardness in calf muscles during contraction and relaxation. *Man. Ther.* **14**(3): 264-269. DOI: 10.1016/j.math.2008.02.011
- WANK, V. (1996). *Modellierung und Simulation von Muskelkontraktionen für die Diagnose von Kraftfähigkeiten*. Dissertationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena. Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft; Bd.1996/6. Sport und Buch Strauss: Köln.

- WANK, V. (2000). Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter. Habilitationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- WARD, S.R., ENG, C. M., SMALLWOOD, L.H. & LIEBER, R.L. (2009). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clin. Orthop. Relat. Res.* **467**: 1074-1082. DOI: 10.1007/s11999-008-0594-8
- WICKIEWICZ, T.L., ROY, R.R., POWELL, P.L. & EDGERTON, V.R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **179**: 275-283.
- WICKIEWICZ, T.L., ROY, R.R., POWELL, P.L., PERRINE, J.J. & EDGERTON, V.R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J. Appl. Physiol.* **57**(2): 435-443. DOI: 10.1152/jappl.1984.57.2.435
- WILLIAMS, C.D., SALCEDO, M.K., IRVING, T.C., REGNIER, M. & DANIEL, T.L. (2013). The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. *Proc. Biol. Sci.* **280**. DOI: 10.1098/rspb.2013.0697
- WILLIMCZIK, K. (1999). Statistik im Sport. Grundlagen – Verfahren – Anwendungen. (4. überarb. Aufl.). Hamburg: Czwalina Verlag.
- WOITTIEZ, R.D., HUIJING, P.A., BOOM, H.B.K. & ROZENDAL, R.H. (1984). A Three-Dimensional Muscle Model: A Quantified Relation Between Form and Function of Skeletal Muscles. *J. Morphol.* **182**: 95-113. DOI: 10.1002/jmor.1051820107
- YAMAGUCHI, G.T., SAWA, A.G.U., MORAN, D.W., FESSLER, M.J. & WINTERS, J.M. (1990). A survey of human musculotendon actuator parameters. In: WINTERS, J.M. & WOO, S.L.-Y. (Hrsg.). *Multiple muscle systems. Biomechanics and movement organization*. Springer: New York: 717-773.
- YUAN, C., CHEN, Z., WANG, M., ZHANG, J., SUN, K. & ZHOU, Y. (2020). Dynamic measurement of pennation angle gastrocnemius muscles obtained from ultrasound images based on gradient Radon transform. *Biomed. Signal Proces.* **55**: 1-10. DOI: 10.1016/j.bspc.2019.101604
- ZAJAC, E.F. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* **17**: 359-411.
- ZHOU, G.-Q., CHAN, P. & ZHENG, Y.-P. (2015). Automatic measurement of pennation angle and fascicle length of gastrocnemius muscles using real-time ultrasound imaging. *Ultrasonics* **57**: 72-83. DOI: 10.1016/j.ultras.2014.10.020
- ZHOU, Y., LI, J.-Z., ZHOU, G. & ZHENG, Y.-P. (2012). Dynamic measurements of pennation angle of gastrocnemius muscles during contractions bases on ultrasound imaging. *Biomed. Eng.* **11**: 63-72. DOI: 10.1186/1475-925X-11-63
- ZUURBIER, C.J. & HUIJING, P.A. (1993). Changes in geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle. *J. Morph.* **218**: 167-180. DOI: 10.1002/jmor.1052180206

Dank

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Veit Wank für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Arbeit und deren Unterstützung und Förderung durch zahlreiche Gespräche und wertvolle Anregungen. Besten Dank für die Erlaubnis zahlreiche Abbildungen aus seiner Habilitationsschrift in der Arbeit verwenden zu dürfen. Darüber hinaus möchte ich mich für sein entgegen gebrachtes Vertrauen, nicht nur hinsichtlich der Erstellung der Arbeit, sondern bei allen weiteren Tätigkeiten während meiner Zeit am Sportinstitut der Universität Tübingen bedanken. Die vielen Möglichkeiten, die mir geboten wurden, waren für mich äußerst lehrreich und gewinnbringend.

Herrn Prof. Dr. Tobias Siebert danke ich sehr für die Übernahme des Zweitgutachtens und die wertvollen Anstöße zur Gestaltung dieser Arbeit.

Vielen Dank Stefan für die tatkräftige, zeitaufwändige und immer zuverlässige Hilfe bei der Durchführung der Messungen.

Mein besonderer Dank gilt allen Probanden, die gerne bereit waren an der Studie teilzunehmen.

Meinen Kolleginnen und Kollegen am Sportinstitut möchte ich für die vielen hilfreichen Diskussionen und die herzlichen Gespräche danken.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie und meinem Freundeskreis, die mir viele Aufgaben abgenommen und großes Verständnis gezeigt haben. Auf Eure Unterstützung und lieben Worte konnte ich mich immer verlassen!