

Untersuchung der synergistischen Einflüsse des Triceps surae auf die Fusstabilität und die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene durch selektive Ansteuerung der einzelnen Anteile der Achillessehne unter Ausschaltung vertikaler Amplituden im oberen Sprunggelenk

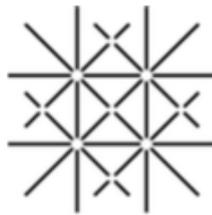
MASTERARBEIT

Zur Erlangung des akademischen Grades
Master of Advanced Studies in
Functional Kinetic Science - MFKSc

Studiengangsleitung:

Prof. Dr. med. Niklaus F. Friederich
Andreas M. Bertram - Master of Sports Physiotherapy, CIFK

Vorgelegt der
Medizinischen Fakultät der Universität Basel



von

Jens Hentschel
Matrikelnummer: 11-050-150

Allschwil

Unter der Leitung von
Prof. Dr. med. Niklaus F. Friederich

Betreut von
Beat Göpfert

31.01.2016

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	2
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	5
TABELLENVERZEICHNIS	6
1. EINLEITUNG.....	7
1.1. THEMENWAHL.....	7
1.2. ZIEL DER ARBEIT	8
1.3. FRAGESTELLUNGEN	9
2. GRUNDLAGEN.....	10
2.1. ANATOMISCHE GRUNDLAGEN	10
2.2. BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN – IN VITRO MESSUNGEN	16
2.3. KLINISCHE BEOBACHTUNGEN	20
3. MATERIAL UND METHODE	22
3.1. STUDIENDESIGN	22
3.2. PROBANDEN.....	23
3.3. VERWENDETE TECHNIK.....	23
3.3.1. <i>Mess-System</i>	23
3.3.2. <i>Auswertungsschritte</i>	24
3.4. VERSUCHSANORDNUNG	25
3.4.1. <i>Markermodell – Vicon 3D</i>	25
3.4.2. <i>EMG</i>	28
3.4.3. <i>Versuchsanordnung – Aufbau für die Messungen</i>	29
3.4.4. <i>Messungen</i>	30
4. ERGEBNISSE.....	31
4.1. DIE AUSWERTUNG DER DIAGRAMME – MITTELWERTBERECHNUNGEN.....	31
4.1.1. <i>Mittelwertberechnungen der amplitudennormierten Intensitätsverläufe der gemessenen Muskeln aller Probanden</i>	31
4.1.2. <i>M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis – Mittelwert aller Probanden</i>	33
4.1.3. <i>M. gastrocnemius lateralis - medialer und lateraler Anteil und M. gastrocnemius medialis - lateraler Anteil – Mittelwert aller Probanden</i>	34
4.1.4. <i>Rotationswinkeldiagramme der Discs mit Fersenwinkelveränderungen in Eversion und Inversion – Mittelwert aller Probanden</i>	35
4.1.5. <i>Höhenkurven der Marker auf der Basis der Metatarsalen des Digitorum 1 (Dig1) und Digitorum 5 (Dig5) – Mittelwert aller Probanden</i>	37

4.2.	DETAILLIERTE AUSWERTUNG DER EINZELPROBANDEN, AKTIVIERUNGSMUSTER, MINIMAL- UND MAXIMALWERTE	39
4.2.1.	<i>Auswertung der Aktivierungsmuster der einzelnen Probanden.....</i>	39
4.2.2.	<i>Auswertung der Winkeldiagramme nach Minimal- und Maximalwerten</i>	44
4.2.3.	<i>Auswertung der Fersenwinkelveränderungen in Inversions- und Eversionsrichtung nach Durchschnitts-, Minimal- und Maximalwert</i>	46
4.2.4.	<i>Auswertung der Höhenkurven der Basis des Metatarsalen Digitorum 1 und der Basis des Metatarsalen Digitorum 5 in Durchschnitts-, Minimal- und Maximalwert</i>	47
4.3.	AUSWERTUNG NACH AMPLITUDENGRÖSSE - GRUPPENFESTLEGUNG	49
4.3.1.	<i>Auswertung der Messungen aus Sicht der Amplitudengrößen der Fersenwinkel und Höhenkurven der einzelnen Probanden.....</i>	49
4.4.	VERGLEICH DER GROSSEN UND DER KLEINEN GRUPPE.....	50
4.4.1.	<i>Vergleich der Mittelwert-Muskelintensitätskurven der beiden Gruppen normiert auf 100 Prozent.....</i>	50
4.4.2.	<i>Vergleich der EMG-Muskelintensitätsdiagramme - Mittelwert der Grossen Gruppe mit dem Mittelwert der Kleinen Gruppe in beiden OSG Winkeln (10° und 20°).....</i>	54
4.5.	AUSWERTUNG IN BEZUG AUF DIE HYPOTHESEN I - III	57
4.5.1.	<i>Hypothese I.....</i>	60
4.5.2.	<i>Hypothese II.....</i>	62
4.5.3.	<i>Hypothese III.....</i>	64
4.6.	VERGLEICH VON EINZELPROBANDEN ANHAND DER AMPLITUDENGRÖSSEN.....	68
4.6.1.	<i>Auswertung der drei Einzelprobanden.....</i>	69
5.	DISKUSSION	73
5.1.	INTERPRETATION DER ERGEBNISSE	73
5.2.	EINORDNUNG, AUSBLICK UND WEITERFÜHRENDE IDEEN	76
6.	LITERATURVERZEICHNIS.....	78
7.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	79
8.	DANK	80
9.	ORIGINALITÄTSERKLÄRUNG	82
10.	ANHANG	83
10.1.	DATENSAMMLUNG PROBAND 1	83
10.2.	DATENSAMMLUNG PROBAND 2	85
10.3.	DATENSAMMLUNG PROBAND 3	87
10.4.	DATENSAMMLUNG PROBAND 4	89
10.5.	DATENSAMMLUNG PROBAND 5	91
10.6.	DATENSAMMLUNG PROBAND 6	93
10.7.	DATENSAMMLUNG PROBAND 7	95
10.8.	DATENSAMMLUNG PROBAND 8	97

10.9. DATENSAMMLUNG PROBAND 9	99
10.10. DATENSAMMLUNG PROBAND 10	101
10.11. DOKUMENTE ZUR STUDIE	103
10.11.1. <i>Einverständniserklärung für die Probanden</i>	103
10.11.2. <i>Probandeninformation</i>	104
10.11.3. <i>Bewilligung der Ethikkommission beider Basel / EKBB</i>	107

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Unterschenkel Ansicht von Dorsal und Ventral, oberflächliche Schicht (Prometheus, 2014) ..	11
Abb. 2: Unterschenkel Ansicht von Dorsal, tiefe Schicht und Lateral (Prometheus, 2014)	12
Abb. 3: Ansicht rechte Achillessehne, ventral (P. Szaro et al. 2009, S. 588)	13
Abb. 4 Ansicht rechte Achillessehne, dorsal : (P. Szaro et al. 2009, S. 588)	13
Abb. 5: Querschnitt linke Achillessehne, 1 cm oberhalb Tuber Calcanei (P. Szaro et al., S. 590).....	14
Abb. 6: Ansicht linke Achillessehne, 3 Faszikel, proximal nach distal, Originalpräparat (Szaro et al. 2009, S. 592).....	14
Abb. 7: Querschnitte der Achillessehne bei 3 unterschiedlichen Rotationswinkeln (J. C. Cohen, 2009, S. 619).....	15
Abb. 8: Spannungsmuster der Faszikel bei Inversion und Eversion des Os Calcaneus (C. Lersch et al., 2012, S. 6).....	18
Abb. 9: Veränderung der Hebelarmlängen bei unterschiedlichen Rotationswinkeln (P. Klein et al., 1995, S. 27).....	20
Abb. 10: Beckenmarker von vorne Abb. 11: Beckenmarker von hinten	25
Abb. 12: Beinmarker von der Seite Abb. 13: Fussmarker am Proband (Hentschel)	25
Abb. 14: Fussmarker von vorne Abb. 15: Fussmarker von der Seite.....	26
Abb. 16: Marker, Originalansicht von rechts (Hentschel) Abb. 17: Marker, Originalansicht von links (Hentschel)	26
Abb. 18: Unterschenkelmarker von vorne Abb. 19: Komplettes Markermodell im Versuch.....	27
Abb. 20: Rotationsmarker rechts und links auf der Mittelachse der Disc (Hentschel).....	27
Abb. 21: Applikation der EMG-Kanäle 1,2,3 (Hentschel)..... Abb. 22: Applikation der EMG-Kanäle 4,5,6,7,8 (Hentschel).....	28
Abb. 23: Messanordnung mit Kniekontakt und Disc (Hentschel).....	29
Abb. 24: EMG – Muskelintensitätsdiagramme bei 10° DEXT, Mittelwert aller Probanden (Hentschel)	31
Abb. 25: EMG – Muskelintensitätsdiagramme bei 20° DEXT, Mittelwert aller Probanden (Hentschel)	32
Abb. 26: Muskelintensitätskurven M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis bei 10° DEXT (Hentschel).....	33
Abb. 27: Muskelintensitätskurven M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis bei 20° DEXT (Hentschel).....	33
Abb. 28: Muskelintensitätskurven M. gastrocnemius lateralis (med. und lat. Anteil) und M. gastrocnemius medialis (lat. Anteil) bei 10° DEXT (Hentschel)	34
Abb. 29: Muskelintensitätskurven M. gastrocnemius lateralis (med. und lat. Anteil) und M. gastrocnemius medialis (lat. Anteil) bei 20° DEXT (Hentschel)	34
Abb. 30: Winkelkurve Ferse und Disc bei 10° Inversion und Eversion (Mittelwerte aller Probanden) (Hentschel).....	35
Abb. 31: Winkelkurve Ferse und Disc bei 20° Inversion und Eversion (Mittelwerte aller Probanden) (Hentschel).....	36

Abb. 32: Höhenkurven der Marker Dig1 und Dig5 bei 10° DEXT (Hentschel)	37
Abb. 33: Höhenkurven der Marker Dig1 und Dig5 bei 20° DEXT (Hentschel)	38
Abb. 34: Vergleich Total-Intensitäten, 10° Dorsalextension und Innenrotation (Hentschel).....	51
Abb. 35: Vergleich Total-Intensitäten, 10° Dorsalextension und Aussenrotation (Hentschel).....	51
Abb. 36: Vergleich Total-Intensitäten, 20° Dorsalextension und Innenrotation (Hentschel).....	52
Abb. 37: Vergleich Total-Intensitäten, 20° Dorsalextension und Aussenrotation (Hentschel).....	52
Abb. 38: Muskelintensitätskurven Grosse Gruppe bei 10° DEXT (Hentschel)	54
Abb. 39: Muskelintensitätskurven Kleine Gruppe bei 10° DEXT (Hentschel).....	54
Abb. 40: Muskelintensitätskurven Grosse Gruppe bei 20° DEXT (Hentschel)	55
Abb. 41: Muskelintensitätskurven Kleine Gruppe bei 20° DEXT (Hentschel).....	55
Abb. 42: Muskelintensitätskurven des Triceps surae (Hentschel).....	59
Abb. 43: Muskelintensitätskurven des M. tibialis anterior lateral und medial und des M. peroneus longus (Hentschel)	59
Abb. 44: Innen- und Aussenrotationskurve der Rotatordisc (Hentschel).....	59
Abb. 45: Fersenwinkelkurven in Innenrotation mit Inversionsbewegung und Aussenrotation mit Eversionsbewegung (Hentschel)	60
Abb. 46: Höhenkurven der Basen der Metatarsalen Digitorum 1 und Digitorum 5 (Hentschel)	60
Abb. 47: Querschnitt linke Achillessehne, 1 cm oberhalb Tuber calcanei (P. Szaro et al., S. 590).....	63
Abb. 48: Spannungsmuster der Faszikel bei Inversion und Eversion des Os calcaneus (C. Lersch et al., 2012, S. 6).....	63
Abb. 49: Muskelintensitätskurven Proband 1 (Hentschel).....	70
Abb. 50: Muskelintensitätskurven Proband 8 (Hentschel).....	70
Abb. 51: Muskelintensitätskurven Proband 5 (Hentschel).....	70

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Mittelwerte der Winkel in Zahlen (°).....	36
Tabelle 2: Höhenveränderungen (mm).....	38
Tabelle 3: Aktivierungsmuster der Probanden P1-P10.....	40
Tabelle 4: Anzahl Probanden pro Muster	41
Tabelle 5: Gemessene Winkel der Rotatordisc	44
Tabelle 6: Fersenwinkelveränderungen (°) in Inversions- und Eversionsrichtung.....	46
Tabelle 7: Vertikale Höhenveränderungen (mm).....	47

1. Einleitung

1.1. Themenwahl

Die Achillessehne und die Wadenmuskulatur sind in erster Linie als axiale Zughebel auf den Fersenknochen bekannt und beschrieben. Viele bisher gemachte Messungen und Testreihen beschäftigen sich daher mit diesen Komponenten. Die anatomischen Analysen der Achillessehne und der sie versorgenden Muskulatur des Triceps surae (M. gastrocnemius medialis, M. gastrocnemius lateralis, M. soleus) wurden in den letzten Jahren jedoch immer differenzierter und man unterteilt die Sehne inzwischen in verschiedene Faszikel (Faserbündel), die aus unterschiedlichen, zuordenbaren Anteilen des Triceps surae versorgt werden (P. Szaro et al. 2009 [1]). Diese anatomischen Analysen wurden funktionell am Präparat in drei Versuchsreihen der Universität Köln durch A. Arndt et al. 1999 [2]&[3] und C. Lersch et al. 2012 [4] mit selektiven Zugmomenten auf die unterschiedlichen Muskelanteile/Faszikel der Sehne mit der Messung der Zugverteilung in der Sehne und der Hebelkräfte auf den Fersenknochen untersucht. Dabei konnten selektive Unterschiede in der Spannungsverteilung innerhalb der Sehne und sich verändernde Kraftvektoren auf den Calcaneus festgestellt werden, insbesondere, wenn sich der Calcaneus nicht in seiner Null- sondern in Inversions- bzw. Eversionsstellung befindet. Dies legt auch den Umkehrschluss nahe, dass in diesen Positionen eine unterschiedliche Aktivierung der einzelnen Muskelanteile des Triceps surae eine Korrekturbewegung in die Neutralposition unterstützen könnte. Zurzeit sind sehr wenig in vivo Messungen über den Zusammenhang zwischen der selektiven Aktivierung einzelner Muskelanteile des Triceps surae und der Calcaneus-Position publiziert. In diesem Bereich setzt diese Arbeit an und soll helfen weitere Puzzlesteinchen im Verständnis unserer Achillessehnen- und Wadenfunktion zu liefern. Besonders der in vivo Beleg einer möglichen intratendinösen funktionellen Selektivität wäre eine neue Erkenntnis.

1.2. Ziel der Arbeit

Das Ziel der Studie ist es die funktionelle Differenziertheit des Triceps surae bezüglich der Calcaneus-Position in der Frontalebene zu messen und die Daten mit den Erfahrungen aus der physiotherapeutischen Praxis zu vergleichen. Dabei ist bei der klinischen Beobachtung besonders die überraschend hohe Selektivität der Arbeit seiner einzelnen Anteile und sogar innerhalb seiner einzelnen Anteile bei stabilisatorischen Übungen auch *ohne* vertikale Amplitude im oberen Sprunggelenk augenfällig. Die Selektivität des Muskeleinsatzes zeigt sich sehr deutlich während koordinativer Übungen mit aktiven oder reaktiven rotatorischen Komponenten auf einem Drehteller/Rotator Disc. Dabei wird die Kontrolle des Fussgewölbes und die Neutralisierung rotatorischer Hebel auf die Fusslängsachse bis in die Ferse in besonderem Mass abgefragt.

Daher wird diese Ausgangstellung als Grundlage für die Messungen verwendet um diese Beobachtungen wissenschaftlich zu belegen.

Ein erfolgreicher messtechnischer Beleg dieser funktionellen Differenziertheit im Triceps surae mit der Beteiligung an Stellreaktionen auf die Ferse würde neuen Input sowohl für das Verständnis z.B. von möglichen Ursachen von Verletzungen oder degenerativen Veränderungen der Achillessehne und Wade, als auch für die Entwicklung neuer Therapieansätze liefern und zum Beispiel das in der physiotherapeutischen Praxis immer mehr propagierte reaktive Arbeiten mit einer breiteren logischen Basis ausstatten.

1.3. Fragestellungen

Hypothese I:

Positionsveränderungen des Fusses im Raum auf der Rotator Disc lösen in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung reproduzierbare Aktivitätsveränderungen in den einzelnen Muskelanteilen des Triceps surae aus.

Hypothese II:

Positionsveränderungen innerhalb der Fussstatik (Calcaneus und Fussgewölbe) schlagen sich in einem reproduzierbar veränderten Aktivitätsbild der einzelnen Anteile des Triceps surae nieder.

Hypothese III:

Die Aktivitäten der einzelnen Anteile des Triceps surae während der stabilisatorischen Arbeit stehen in einer synergistischen Korrelation zu den anderen an der Fussstabilisation beteiligten und gemessenen Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

2. Grundlagen

2.1. Anatomische Grundlagen

Das für diese Arbeit notwendige Basiswissen über die anatomische Differenziertheit des Triceps surae und der Achillessehne und die mögliche biomechanische Relevanz dieser Konstruktion werden sehr gut in den beiden Arbeiten von P. Szaro et al. 2009 [1] und J. C. Cohen, 2009 [5] beschrieben. Sie liefern in Kombination eine sehr gute argumentative Grundlage zur Entwicklung der in dieser Arbeit formulierten biomechanischen Hypothesen.

Oberflächlich betrachtet besteht der Triceps surae/Achillessehnenkomplex aus folgenden Strukturen:

M. gastrocnemius medialis

M. gastrocnemius lateralis

M. soleus

Achillessehne

M. plantaris (fakultativ bei ca. 90% der Bevölkerung)

Komplettiert wird die Unterschenkelmuskulatur durch die folgenden Muskeln:

M. tibialis anterior

M. tibialis posterior

M. popliteus

M. peroneus longus/M. fibularis longus

M. peroneus brevis/M. fibularis brevis

M. flexor digitorum longus

M. flexor hallucis longus

M. extensor digitorum longus

M. extensor hallucis longus

Die hervorgehobenen Muskeln haben eine messtechnische Relevanz in dieser Arbeit und ihre Aktivitäten werden per EMG erfasst.

„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“

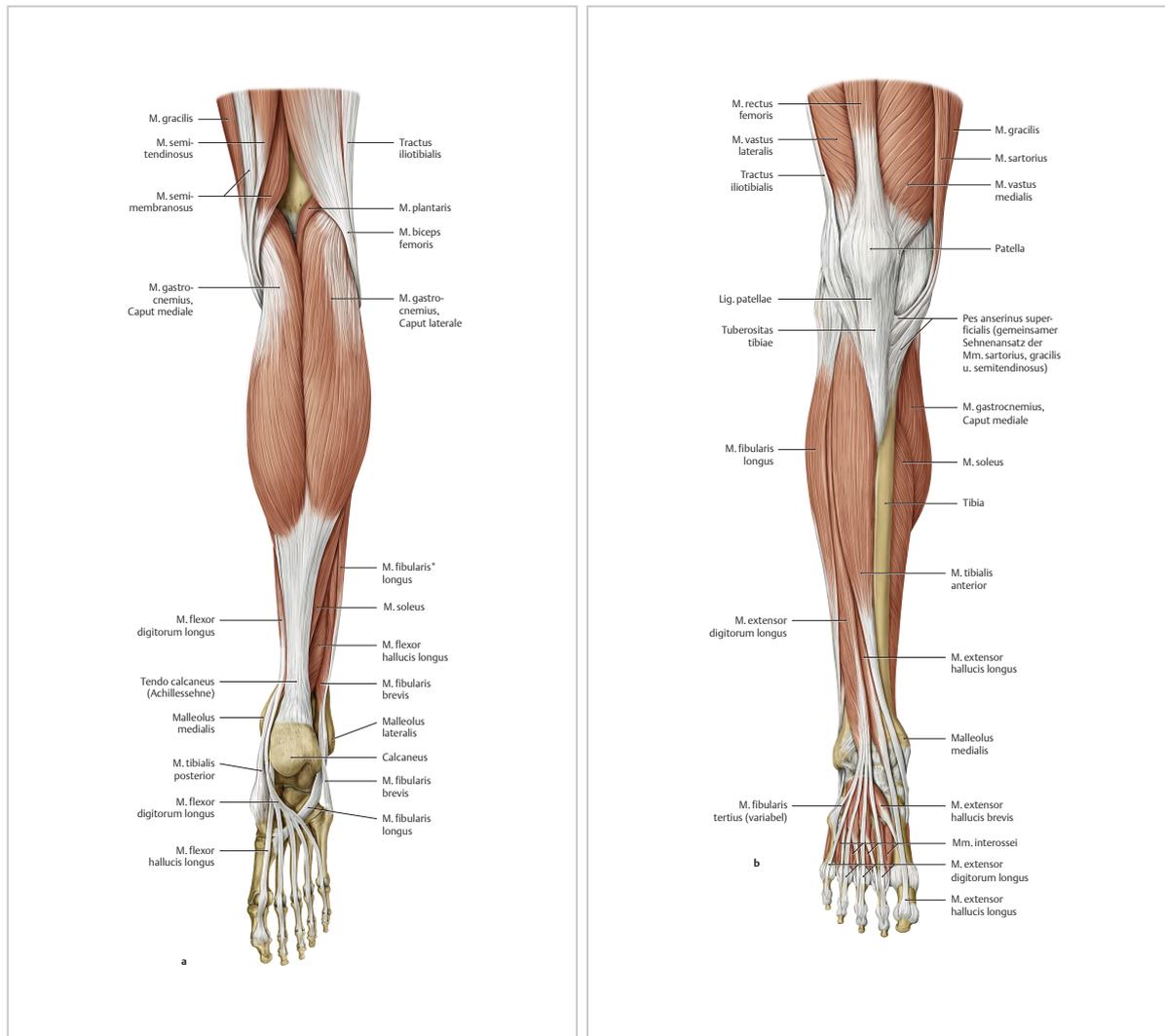


Abb. 1: Unterschenkel Ansicht von Dorsal und Ventral, oberflächliche Schicht (Prometheus, 2014)

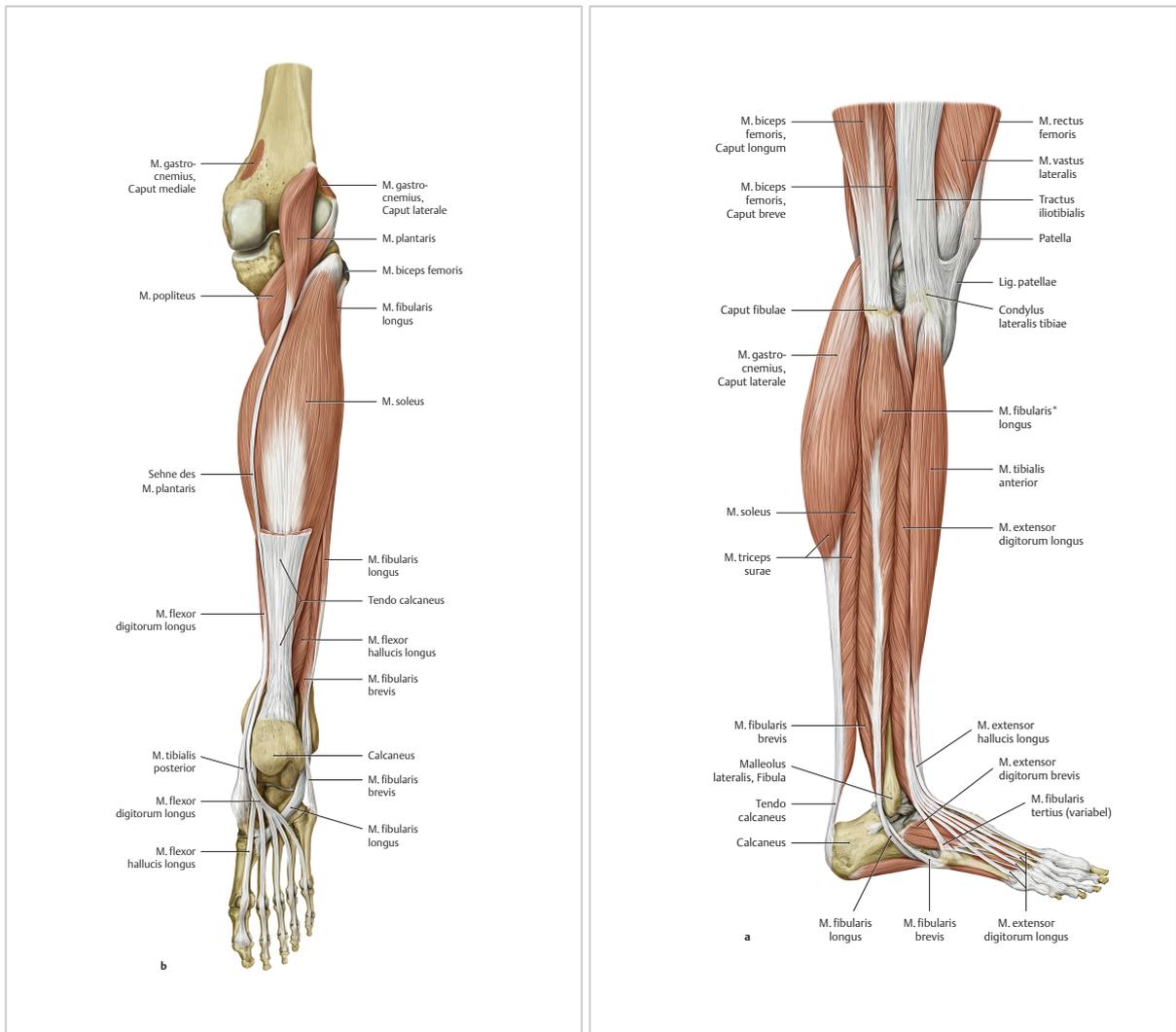


Abb. 2: Unterschenkel Ansicht von Dorsal, tiefe Schicht und Lateral (Prometheus, 2014)

Die detaillierte Betrachtung des Triceps surae Komplex durch P. Szaro et al. 2009 [1] und J. C. Cohen, 2009 [5] liefert darauf aufbauend eine sehr viel feinere anatomische und funktionelle Gliederung dieser Strukturen:

Szaro unterteilt den Triceps surae mit seiner Fortsetzung in die Achillessehne in verschiedene Faszikel (Faserbündel).

Konkret werden 3 Faszikel mit einem anatomisch kontinuierlichen Verlauf aus den einzelnen Anteilen des Triceps surae bis an den Calcaneus beschrieben.

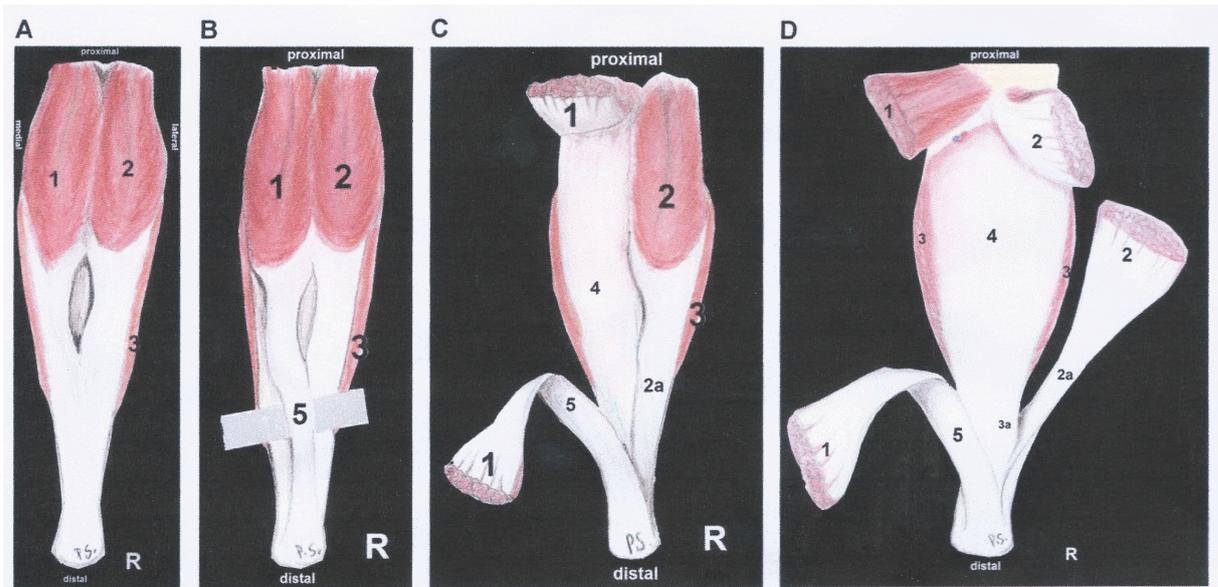


Figure 1. (A-D) The stages of dissection of the right Achilles tendon, posterior view. (1) Medial head of the gastrocnemius muscle, (2) lateral head of the gastrocnemius muscle, (2a) fibers from the lateral head of the gastrocnemius, (3) soleus muscle, (3a) fibers from the soleus muscle, (4) aponeurosis of soleus muscle and (5) fascicle from the medial head of the gastrocnemius muscle.

Abb. 3: Ansicht rechte Achillessehne, ventral (P. Szaro et al. 2009, S. 588)

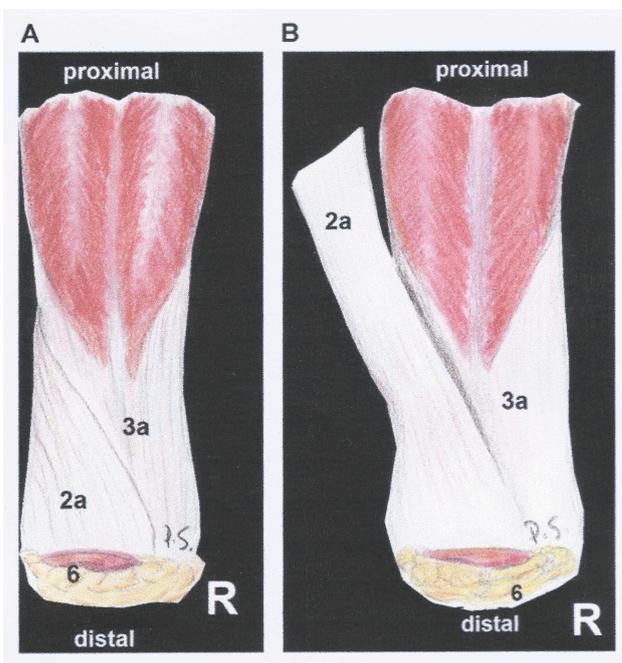


Figure 2. Dissection of the anterior surface of the right Achilles tendon, anterior view (continuation of Figure 1). (2a) Fibers from the lateral head and (3a) fibers from the soleus, 6-Kager's fat.

Abb. 4 Ansicht rechte Achillessehne, dorsal : (P. Szaro et al. 2009, S. 588)

Erklärung und Verlauf der einzelnen Faszikel:

Faszikel I: Entspringend aus dem M gastrocnemius medialis (1) bildet er weiterlaufend die posterior/laterale Schicht der Achillessehne (5) und setzt posterior am Os calcaneus an (Abb. 3).

Faszikel II: Bildet sich aus dem weiteren Verlauf des M. gastrocnemius lateralis (2) und verläuft nach anterior/lateral und setzt dort am Os calcaneus an (2a) (Abb. 3&4).

Faszikel III: Ist die Fortsetzung des M. soleus (3)(4) und setzt zentral medial am Os calcaneus an (3a) (Abb. 3&4).

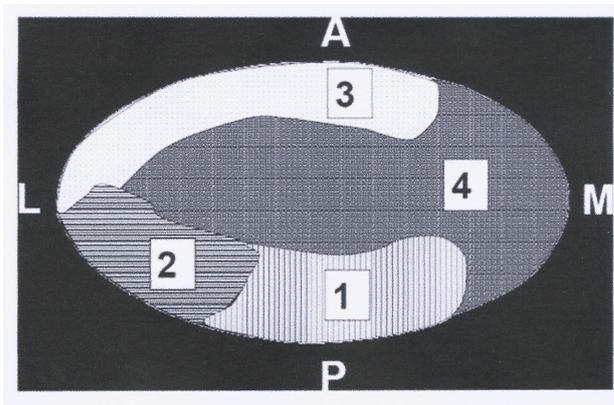


Figure 6. Transverse cross-section through the left Achilles tendon, 1 cm above tuber calcanei. (1) The fibers from the medial part of the medial head of the gastrocnemius, (2) the fibers from the lateral part of the medial head of the gastrocnemius, (3) the fibers from the lateral head of the gastrocnemius and (4) the fibers from the soleus, A: anterior, P: posterior, M: medial, L: lateral.

Abb. 5: Querschnitt linke Achillessehne, 1 cm oberhalb Tuber Calcanei (P. Szaro et al., S. 590)

In der Querschnittszeichnung (Abb. 5) einen Zentimeter über dem Ansatz der Achillessehne sieht man eine zusätzliche Unterteilung der Faszikel des M. gastrocnemius medialis in Fasern des medialen Anteils (1) und lateralen Anteils (2) sodass dort 4 Faszikel unterschieden werden.

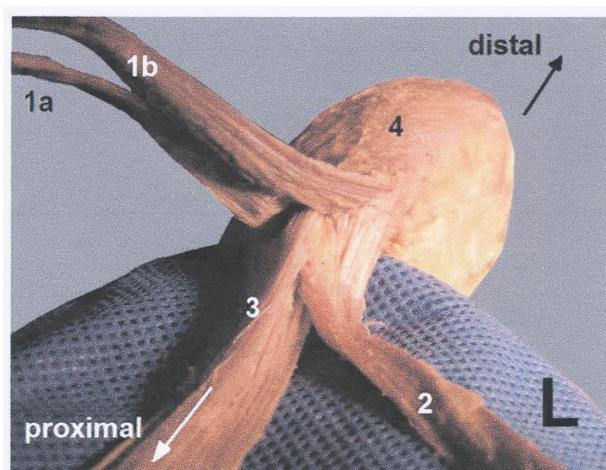


Figure 11. The left Achilles tendon, superior view. (1a) The fibers from the medial part of the medial head of the gastrocnemius, (1b) the fibers from the lateral part of the medial head of the gastrocnemius, (2) the fibers from the lateral head of the gastrocnemius, (3) the fibers from the soleus and (4) insertion of the Achilles tendon to the tuber calcanei.

Abb. 6: Ansicht linke Achillessehne, 3 Faszikel, proximal nach distal, Originalpräparat (Szaro et al. 2009, S. 592)

Legende zur Abbildung 6:

Faszikel I: M. gastrocnemius medialis

- Medialer Anteil (1a)
- Lateraler Anteil (1b)

Faszikel II: M. gastrocnemius lateralis (2)

Faszikel III: M. soleus (3)

Die hier beschriebene Anordnung ist die statistisch am häufigsten vorgefundene Faserverteilung. Es werden aber auch andere Verteilungen beschrieben, welche ebenfalls Einfluss auf die Biomechanik haben könnten. Dies könnte ein eventueller BIAS für die Messungen sein.

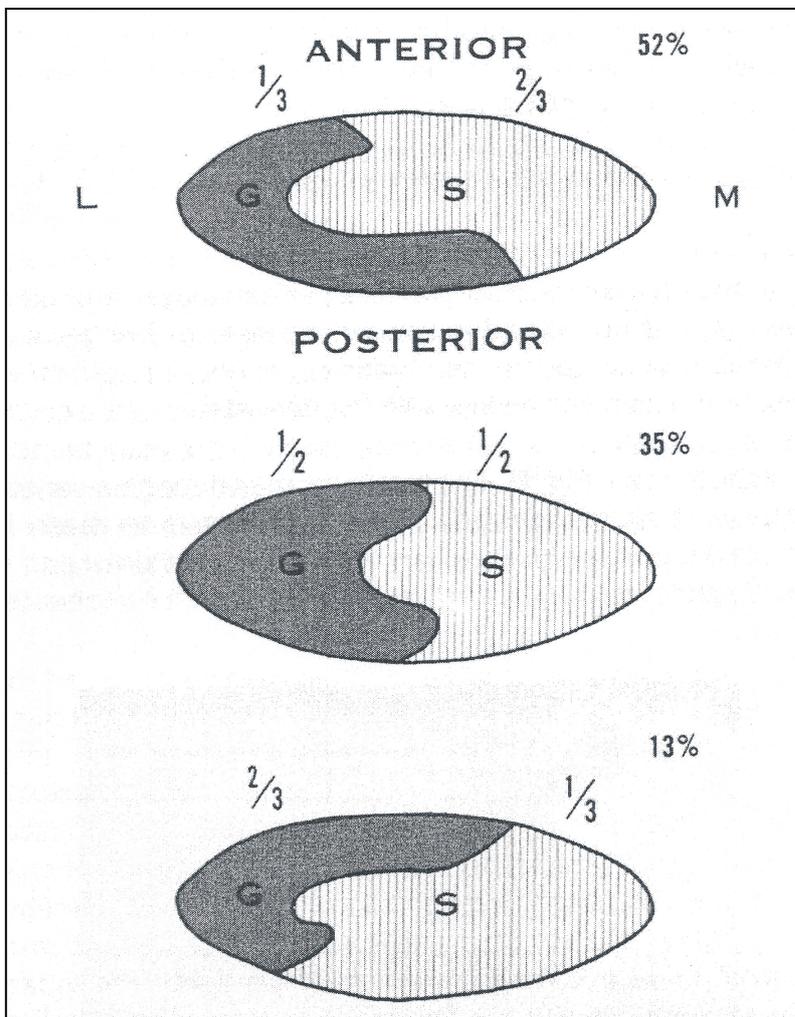


Abb. 7: Querschnitte der Achillessehne bei 3 unterschiedlichen Rotationswinkeln (J. C. Cohen, 2009, S. 619)

Cohen liefert ein etwas weniger differenziertes aber ähnliches Querschnittsbild der Sehne als Hauptverteilungsmuster (Anterior) mit 52% und zusätzlich 2 andere Muster (Posterior) mit 35% und 13% (Abb. 7).

Er erklärt dies in Zusammenhang mit unterschiedlichen Verschraubungswinkel der Sehne in sich (Twist). Er beschreibt intratendinöse Rotationswinkel zwischen 30 und 150 Grad.

Dabei ist die rechte Sehne im Gegenuhrzeigersinn in sich verschraubt und die linke im Uhrzeigersinn. Diese Torsion ist eines der relevanten Interpretationswerkzeuge in den Arbeiten von C. Lersch et al. 2012 [4], und A. Arndt et al. 1999 [2&3], die im biomechanischen Teil näher erläutert werden.

Cohen beschreibt in seiner Arbeit zusätzlich eine Insertionsbreite der Sehne am Os calcaneus von 1.2-2.5 cm und eine Dicke von 5-6 mm und dadurch entstehende Hebelarme einerseits in der Frontalebene, aber auch in der Horizontal- und Sagitalebene, die in der Interpretation bei einer selektiven Ansteuerung Kraftvektoren auf das Fersenbein in allen 3 Dimensionen auslösen könnten.

2.2. Biomechanische Grundlagen – in vitro Messungen

Die biomechanischen Grundlagen für die Aufstellung der Hypothesen liefern vor allem die in vitro Messungen von A. Arndt et al. 1999 [2] & [3] über die einwirkenden Bewegungsmomente auf den Calcaneus und die Unterschiede in der Spannungsverteilung der Achillessehne bei verschiedener Zugverteilung in den einzelnen Anteilen des Triceps surae. C. Lersch et al. 2012 [4] beschreibt zusätzlich den Einfluss verschiedener Calcaneus-Winkel und der Muskelzugkräfte der einzelnen Anteile des Triceps surae auf die Spannungs- und Zugverteilung in den einzelnen Anteilen der Achillessehne. Ergänzend sinnvoll sind die Angaben zu den Hebelarmberechnung für das obere und untere Sprunggelenk aus der Arbeit von P. Klein et al. 1996 [6] .

In den Arbeiten von Arndt wurde an Unterschenkelpräparaten der Calcaneus in einer Messeinheit montiert in der sowohl die einwirkenden Kraftvektoren auf den Calcaneus als auch die Spannungsverteilung in der Achillessehne gemessen werden

konnten. Dann wurden die einzelnen Anteile des Triceps surae einzeln oder in Kombination unter Zug gesetzt und die eintreffenden Kräfte in der Sehne und auf den Calcaneus gemessen.

Resultate der Messungen in Bezug auf Eversions-, Inversionsmomente und rotatorische/abduktorische Komponenten auf den Calcaneus:

- Ein isolierter Zug auf den M. gastrocnemius lateralis brachte ein Eversionsmoment.
- Alle anderen Kombinationen brachten ein Inversionsmoment.
- Alle Zugkombinationen brachten ein Abduktions-/Aussenrotationsmoment auf den Calcaneus – interpretiert als Folge der Sehnentorsion.

Resultate der Messungen in Bezug auf die mediolaterale Spannungsverteilung innerhalb der Sehne:

- Erhöhte Spannung der medialen Sehnenanteile bei isoliertem Zug auf den M. soleus.
- Erhöhte Spannung der medialen Anteile bei isoliertem Zug auf den M. gastrocnemius medialis.
- Erhöhte Spannung der lateralen Sehnenanteile bei allen anderen Kombinationen:
 - Isolierter Zug auf dem M. gastrocnemius lateralis
 - Zug auf 2 Muskeln
 - Zug auf allen Muskeln

Diese Resultate ergeben eine gute logische Vernetzung mit den im anatomischen Teil gefundenen strukturellen Gegebenheiten.

Die Arbeit von C. Lersch et al. 2012 [4], bringt bei einer ähnlichen Versuchsanordnung und Messtechnik zusätzlich voreingestellte Eversions- und Inversionswinkel des Os calcaneus mit ins Spiel. Die sich daraus ergebende Spannungsverteilung innerhalb der Sehne und die daraus resultierenden unterschiedlichen Längenverhältnisse der einzelnen Faszikel der Sehne werden sehr schön in Abbildung 8 sichtbar. Dabei zeigt sich, dass der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis eher Synergien mit dem M. gastrocnemius lateralis eingeht

und diese eher in Inversion durch Pre-Stretch bzw. Verlängerung des lateralen Pfeilers der Achillessehne zum Tragen kommen. Der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis arbeitet in Eversion aus denselben Gründen funktionell eher mit dem M. soleus zusammen. Ausserdem wurde die intratendinöse Spannungsverteilung auf zwei Levels (proximal und distal) gemessen welches die Interpretationsmöglichkeiten weiter verfeinert.

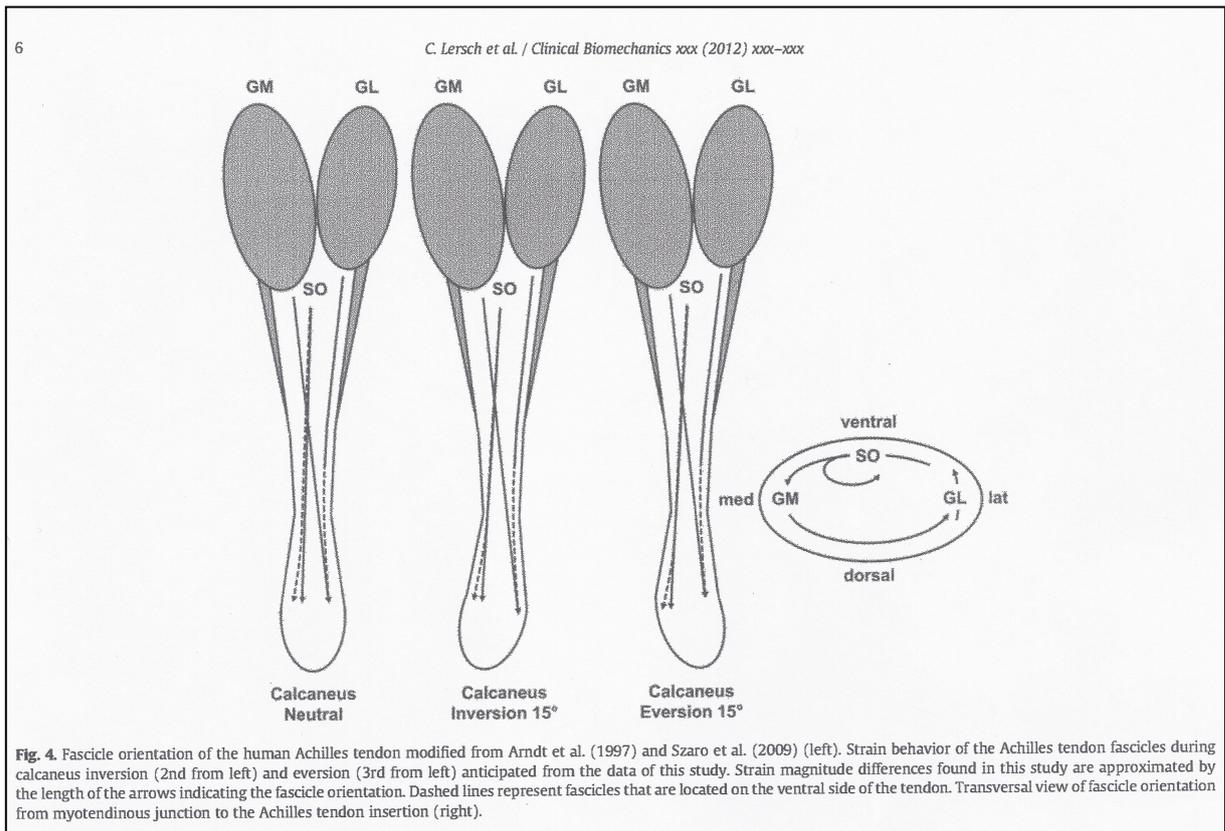


Abb. 8: Spannungsmuster der Faszikel bei Inversion und Eversion des Os Calcaneus (C. Lersch et al., 2012, S. 6)

Zusätzliche Informationen aus den Ergebnissen in Bezug auf unsere Studie:

- Bei Inversionsstellung zeigt sich generell eine Zunahme der Spannung in den lateralen Faszikeln der Achillessehne und eine Abnahme in den medialen. In Eversionsstellung zeigen sich gegengleiche Muster mit einer Zunahme in den medialen Anteilen der Sehne und einer Abnahme in den lateralen Faszikeln. Winkelveränderungen von 7.5° auf 15° Inversion oder Eversion brachten eine Spannungszunahme von 100-120% bei Inversion und 120-140% bei Eversion.

Eine zusätzlich Erhöhung der implizierten Spannung brachte eine Spannungserhöhung auf bis zu 200% bei Inversion und 150% bei Eversion.

- Dabei zeigen sich in den distal gemessenen Sehnenanteilen deutlich höhere Spannungsunterschiede als in den proximalen. Ausserdem variieren die proximal gemessenen Spannungsmuster bei den einzelnen Präparaten relativ stark.
- Für die Interpretation der unterschiedlichen Messergebnisse in den proximalen Anteilen spielen die verschiedenen Ausprägungen der Sehnentorsion vermutlich eine wichtige Rolle.

Hebelarmberechnungen:

In den Berechnungen von P. Klein et al. 1996 [6] wurde der Hebelarm des Triceps surae auf das untere und obere Sprunggelenk nur als Ganzes berechnet, sie verzichten auf die anatomische Differenzierung der Einzelmuskeln und Faszikel. Dafür liefern sie mit ihren Hebelarmberechnungen den Kontext zu den anderen auf das obere und untere Sprunggelenk einwirkenden Muskeln und die Basis zur Erklärung der mechanischen Synergien auf die in dieser Studie untersuchte Fussregion.

Die Bilder zeigen die in der Studie per EMG gemessenen Muskeln mit Ihren Eversions- und Inversionshebelarmlängen auf das untere Sprunggelenk und lassen so Schlüsse auf das mechanische Zusammenspiel dieser Muskelgruppen für die Fussfunktion zu. Diese werden bei der Interpretation der EMG-Daten beim Vergleich der Einzelmuskeln wichtig.

Resultate der Messung in Bezug auf Eversions- und Inversionshebelarmlängen:

- Der M. triceps surae induziert bei den meisten Probanden von den maximalen Eversionswinkeln bis zu einer mittleren Inversionsstellung abnehmend eher inversorisch wirkende Hebelarmlängen und in ausgeprägten Inversionswinkeln zunehmend eher eversorisch wirkende Drehmomente.
- Der M. tibialis anterior zeigt in allen Voreinstellungen neutrale bis leicht inversorisch wirkende Hebelarmlängen.
- Die beiden Peroneusmuskeln zeigen in allen Voreinstellungen eversorisch wirkende Hebelarmlängen.

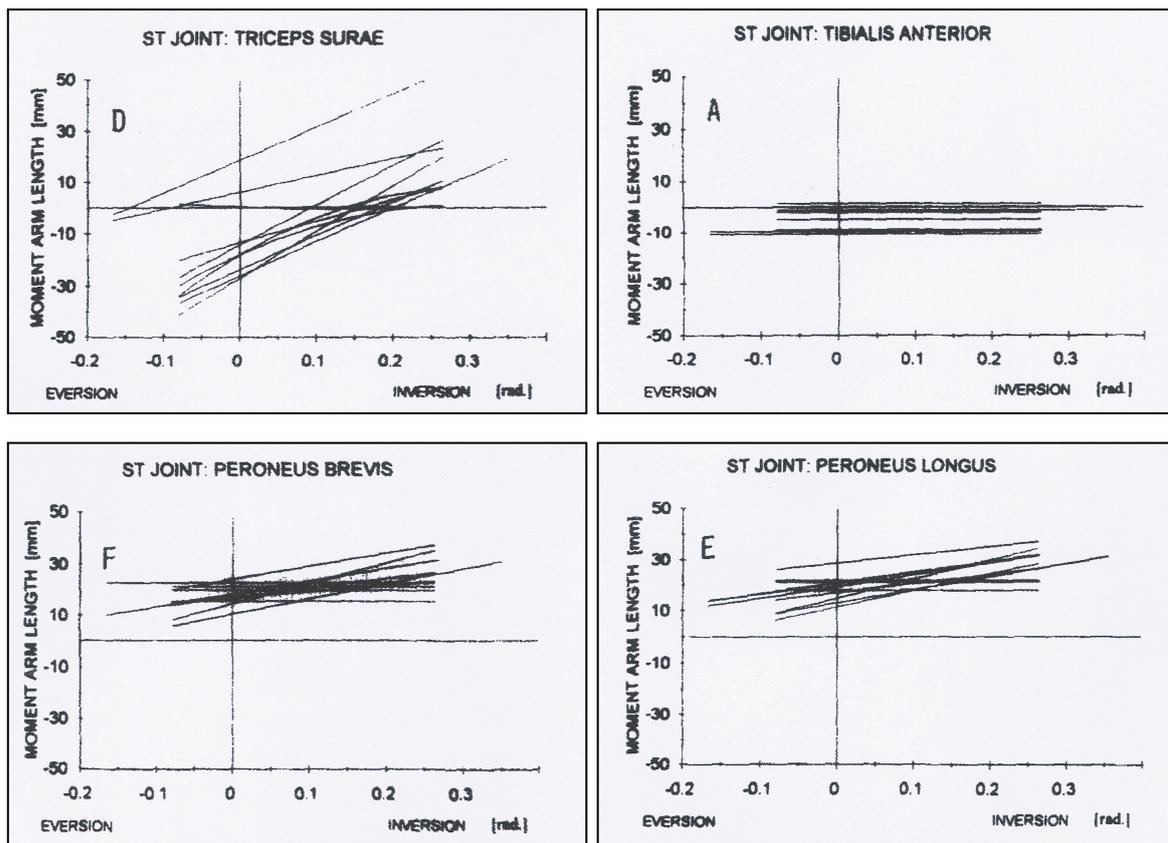


Fig. 3. Moment arm versus subtalar joint (ST) rotation angle for the six tested muscles (A–F) for the 10 specimens. A negative value indicates an inversion moment arm, a positive one an eversion moment arm.

Abb. 9: Veränderung der Hebelarmlängen bei unterschiedlichen Rotationswinkeln (P. Klein et al., 1995, S. 27)

2.3. Klinische Beobachtungen

Während der Rehabilitation von Fussverletzungen werden im klinischen Alltag sehr häufig labile Unterlagen in Form von Therapiekreiseln, Balance-Boards oder Rotator Discs eingesetzt.

Dabei lassen sich bei genauer Beobachtung der Wadenmuskulatur während der Übungen sehr viele selektive Muskelkontraktionen im Bereich des Unterschenkels und der Wade erkennen.

Bei längerer Beobachtung lassen sich repetitive Muster als Gleichgewichtsreaktion auf Beschleunigungen in dieselben, jeweils wiederkehrenden Richtungen erkennen. Besonders gut lassen sich diese Muster auf der Rotator Disc erkennen. Dort ist das Zusammenspiel zwischen Kippmomenten auf die Ferse, Gewölbstabilisation, Fusslängsachsenkontrolle und selektiver Wadenaktivität sehr gut zu beobachten.

Da auf der Rotator Disc nahezu keine vertikalen Beschleunigungen stattfinden, sind die synergistischen Aktivitäten des Triceps surae selektiver und isolierter zu beobachten als bei vertikal ausgerichteten Primärbewegungen bei denen die Einzelmuskeln im System eingeordnet und mit einer hohen Intensität, sowie grossen Längenveränderungen kontrahiert werden.

Die systematische Analyse dieser klinischen Beobachtungen ist ein Ziel dieser Studie.

Beobachtete Mechanismen:

- Selektive Muskelkontraktionen der Wade und der gesamten Unterschenkelmuskulatur bei Gleichgewichtsreaktionen auf labilisierten Unterlagen.
- Wiederkehrende Kontraktionsmuster der Unterschenkelmuskulatur auf wiederkehrende Beschleunigungen während Gleichgewichtsreaktionen.
- Zusammenspiel der Aktivitätsmuster im Bereich des Triceps surae mit Inversions- und Eversionsbewegungen der Ferse.
- Zusammenspiel der Aktivitätsmuster der Wade mit der Längsgewölbekontrolle des Fusses.

3. Material und Methode

Die Hauptzielparameter der Studie sind:

Primär: Korrelation der EMG-Ableitungen der einzelnen selektiv gemessenen Anteile des Triceps surae mit Positionsveränderungen/Bewegungsrichtungen des Fusses, spezifisch des Calcaneus im Raum und innerhalb der Fusstatik.

Sekundär: Korrelation der Messwerte mit den zusätzlich gemessenen Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

3.1. Studiendesign

Die Studie wurde als Pilotstudie mit 10 männlichen Probanden im Alter zwischen 18 und 30 Jahren durchgeführt, die in den letzten 6 Monaten vor Studienbeginn voll sportfähig waren.

Es erfolgte eine einmalige definierte Messreihe pro Teilnehmer welche an einem Tag im August 2013 durchgeführt wurde.

Die Messungen wurden jeweils am rechten Bein des Probanden durchgeführt.

Die Messungen umfassen die folgenden Teilmessungen:

- Oberflächen-EMG-Ableitungen der genannten Muskeln während der gesamten Versuchsdauer.
- Rotationswinkelmessungen des Drehtellers mittels 3D-Bewegungsanalyse-System – Vicon T20.
- 3D-Messungen der Fuss/Beinstatik mittels reflektierenden Markern und 3D-Bewegungsanalyse-System.
- Kraftmessung des gemessenen Beins mittels Kraftmessplatte.

Die Pilotstudie wurde von der Ethikkommission (EKBB) bewilligt.

3.2. Probanden

Es konnten 10 Probanden rekrutiert werden die den gestellten Kriterien entsprachen.

Einschlusskriterien:

- Männlich
- Alter zwischen 18 und 30 Jahren
- In den letzten 6 Monaten uneingeschränkt sporttauglich

Ausschlusskriterien:

- Verletzungen an den unteren Extremitäten
- Abweichungen in Alter und Geschlecht die nicht ins Studiendesign passen
- Krankheit oder Unwohlsein am Studientag

Datenangaben zu den 10 Probanden mit den geforderten Ein- und

Ausschlusskriterien:

Alter: \bar{x} 22.6 Jahre , max. 29 Jahre, min. 19 Jahre

Gewicht: \bar{x} 79.8 kg, max. 102.0 kg, min. 65.4 kg

Grösse: \bar{x} 1796 mm, max. 1920 mm, min. 1705 mm

3.3. Verwendete Technik

3.3.1. Mess-System

Zur Erfassung der 3D-Bewegung wurden den Probanden reflektierende Marker an definierten Stellen auf den Beinen und Füßen auf die Haut geklebt.

Die Markerpositionen wurden gemäss dem Unterkörpermodell Vicon Plug-In-Gait (M.P. Kadaba et al. 1990) [7] und dem Fuss-Markermodell nach C. Wyss et al. 2008 [12] angebracht.

Die 3D-Bewegungen der Marker wurden mit einem 3D-Bewegungsanalyse-System bestehend aus 12 Highspeed-Digital-Kameras (Vicon T20, Vicon, Oxford, UK, Samplingrate 200Hz) aufgezeichnet. Gleichzeitig wurde das Oberflächen-

Elektromyogramm (Biovision Wehrheim, Deutschland, Samplingrate: 2400 Hz, Einweg Bipolar-Gelelektroden mit Silber/Silberchlorid-Gel (Dimension 21x41mm, Modell F3010, FIAB SpA ,Vicchio-Firenze Italien), der Muskeln M. tibialis anterior, M. peroneus longus, M. gastrocnemius medialis, M. gastrocnemius lateralis, M. soleus gemessen.

Die Daten wurden anschliessend mit der Software Nexus v1.8.5 (Vicon, Oxford, UK) aufbereitet und die 3-D-Positionen der Marker im Raum berechnet.

3.3.2. Auswertungsschritte

Kinematik und EMG Daten

Festlegen der einzelnen Bewegungszyklen (Innen- respektive Aussenrotation) in der Vicon Nexus-Software.

Export der Daten in Excel.

Aufteilen der einzelnen Messungen in die einzelnen Bewegungszyklen, bestehend aus einer Innen- respektive Aussenrotation.

Kinematik:

Berechnen des Kippwinkels der Fersenmarker pro Bewegungszyklus mittels vektorgeometrischer Berechnung (Microsoft Excel 2010).

Zeitnormierung pro Bewegungszyklus auf 100 Werte (Matlab Version R2013a)

Bildung des Mittelwerts für die gleichen Bewegungszyklen pro Proband und Bewegungskondition (Microsoft Excel 2010).

EMG:

Wavelet-Transformation nach V. von Tscherner, 2000 [8] für jeden Bewegungszyklus (Matlab Version R2013a)

Zeitnormierung auf 1000 Werte pro Bewegungszyklus (Matlab Version R2013a)

Bildung des Mittelwerts für die gleichen Bewegungszyklen pro Proband und Bewegungskondition (Matlab Version R2013a).

Amplitudennormierung pro Proband und Bewegungskondition (Microsoft Excel 2010).

3.4. Versuchsplanung

3.4.1. Markermodell – Vicon 3D

Aarau Modell mit 28 Markern:

Abweichende Bezeichnungen der Marker in dieser Arbeit:

- Marker 10=TMT1: Bezeichnung in der Arbeit als **Dig1**
- Marker 14=Basis5: Bezeichnung in der Arbeit als **Dig5**

Alle anderen Marker entsprechen der Nomenklatur auf den Bildern.

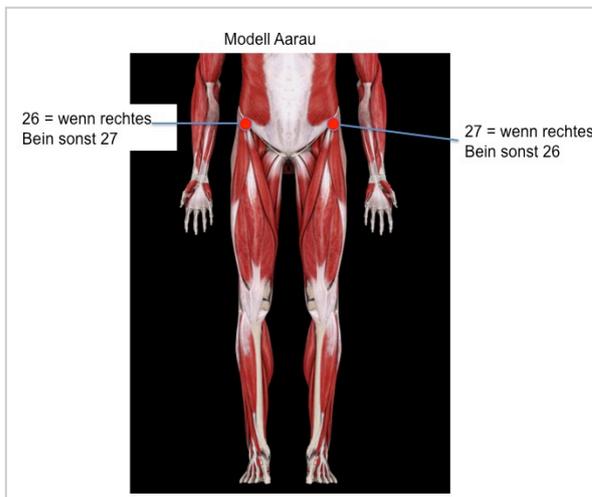


Abb. 10: Beckenmarker von vorne (C. Wyss, 2008)

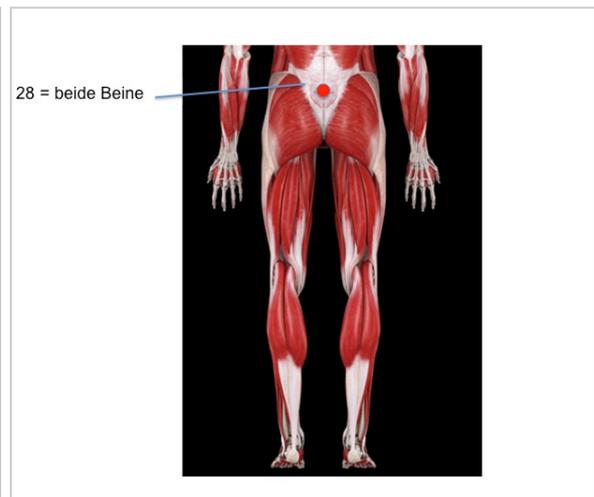


Abb. 11: Beckenmarker von hinten (C. Wyss, 2008)

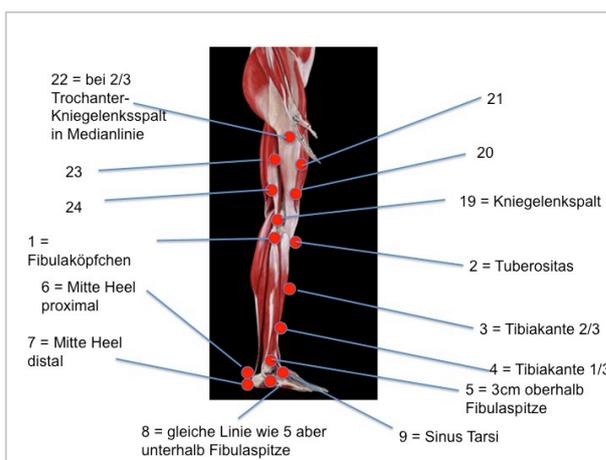


Abb. 12: Beinmarker von der Seite (C. Wyss, 2008)



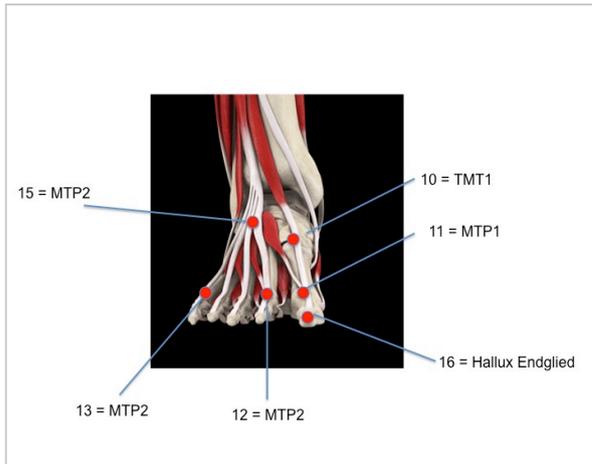


Abb. 14: Fussmarker von vorne
(C. Wyss, 2008)

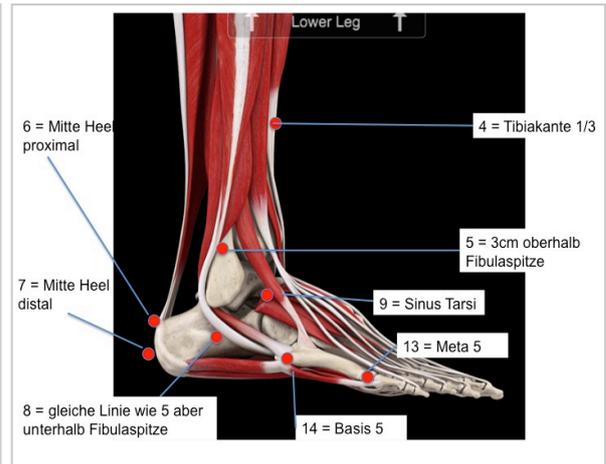


Abb. 15: Fussmarker von der Seite
(C. Wyss, 2008)

Für die Messung vorbereiteter Proband:

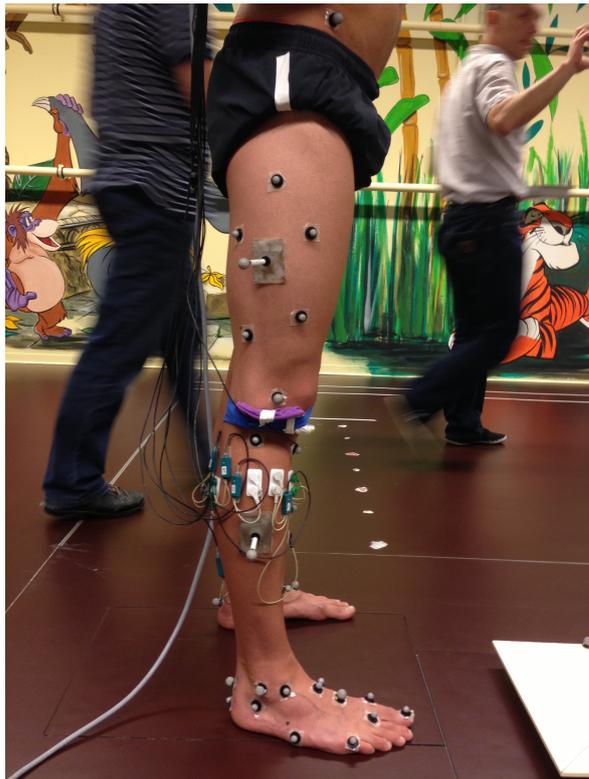


Abb. 16: Marker, Originalansicht von rechts
(Hentschel)

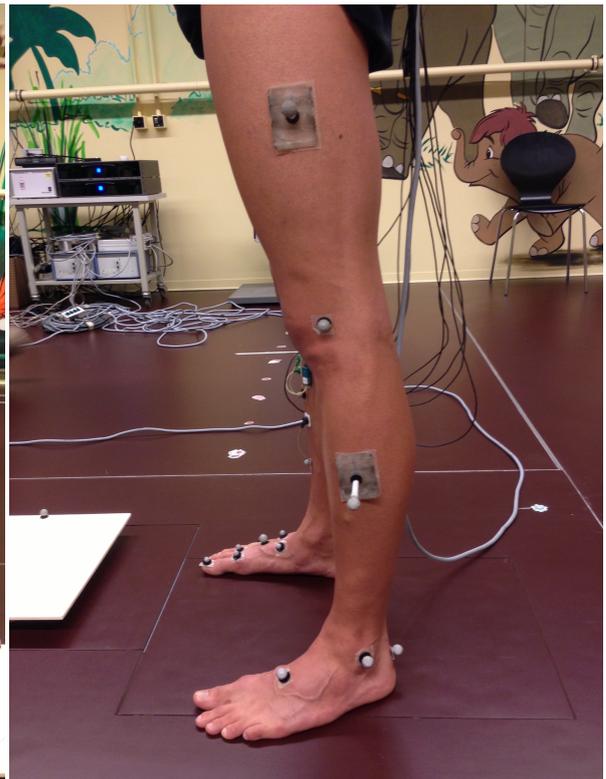


Abb. 17: Marker, Originalansicht von links
(Hentschel)



Abb. 18: Unterschenkelmarker von vorne (Hentschel)

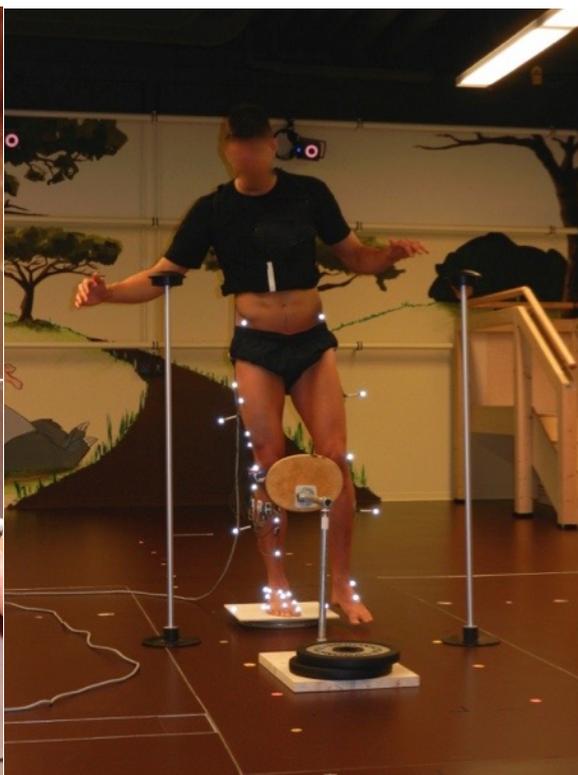


Abb. 19: Komplettes Markermodell im Versuch (Hentschel)

Rotator Disc mit Markern zur Rotationswinkelbestimmung:

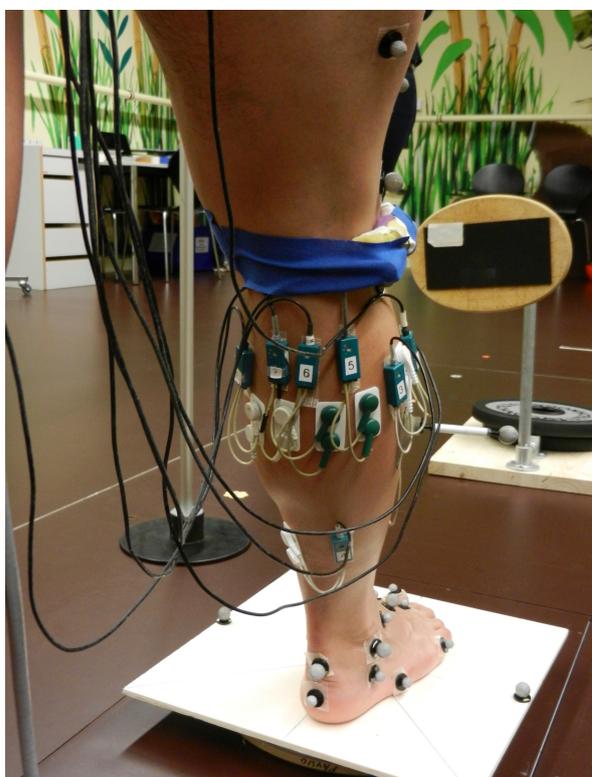


Abb. 20: Rotationsmarker rechts und links auf der Mittelachse der Disc (Hentschel)

3.4.2. EMG

8 Kanäle EMG angeordnet auf der Unterschenkelmuskulatur:

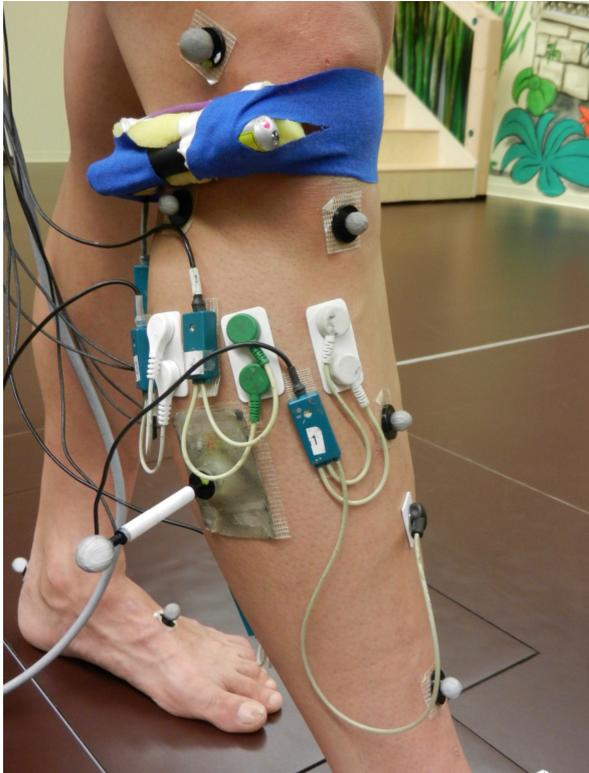


Abb. 21: Applikation der EMG-Kanäle 1,2,3 (Hentschel)

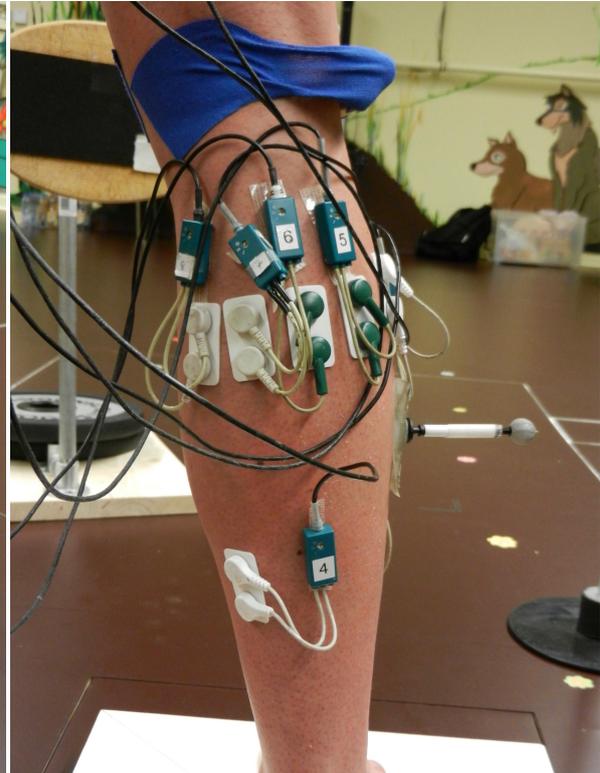


Abb. 22: Applikation der EMG-Kanäle 4,5,6,7,8 (Hentschel)

Die Kanalverteilung in der Messanordnung mit der Bezeichnung:

- | | |
|---|---------|
| 1. M. tibialis anterior – medialer Anteil: | TA med. |
| 2. M. tibialis anterior – lateraler Anteil: | TA lat. |
| 3. M. peroneus longus: | PL |
| 4. M. soleus: | SL |
| 5. M. gastrocnemius lateralis – lateraler Anteil: | GL lat. |
| 6. M. gastrocnemius lateralis – medialer Anteil: | GL med. |
| 7. M. gastrocnemius medialis – lateraler Anteil: | GM med. |
| 8. M. gastrocnemius medialis – medialer Anteil: | GM lat. |

3.4.3. Versuchsanordnung – Aufbau für die Messungen

Messanordnung in der Ansicht von Medial:



Abb. 23: Messanordnung mit Kniekontakt und Disc auf der Kraftmessplatte (Hentschel)

Die Rotator Disc ist mittig auf der Kraftmessplatte positioniert.

Der rechte Fuss des Probanden wird mit dem lateralen Rand des Os naviculare über dem Mittelpunkt der Disc aufgestellt und mit dem 2. Strahl (Zeh) auf 12h ausgerichtet, dabei steht der Fuss parallel zur Längsachse der Kraftmessplatte.

An der Disc und am Probanden sind die Markerpunkte zur Vicon 3D-Messung und die EMG-Elektroden fixiert. Das Knie des Probanden ist mittels ventralem Kontakt an einer vertikal montierten Platte ortskonstant positioniert. Die Winkel zwischen Fuss und Unterschenkel (Dorsalextension) und Unterschenkel und Knie (Knieflexion) werden entsprechend der jeweiligen Messung eingestellt. Das linke Bein kann dabei nach dorsal versetzt (Schrittstellung) zur Stabilisierung am Boden bleiben.

3.4.4. Messungen

Die Messungen werden in 3 Serien mit jeweils 7 Rotationen in 2 verschiedenen Winkelpositionen ausgeführt:

Variante A: (10/30) Dorsalextension Fuss/Knieflexion

Variante B: (20/60) Dorsalextension Fuss/Knieflexion

Der Proband erhält in jeder Messserie den Auftrag, die Rotator Disc aktiv 7 Mal zwischen maximaler Innen- und Aussenrotationsposition hin und her zu rotieren und dabei die Fusssohle auf dem Drehteller zu lassen.

Dabei werden die EMG-Daten und die Positionsveränderungen der Markerpunkte im Raum aufgezeichnet.

Bei jeder Serie werden die erste und die letzte Wiederholung gestrichen um die Fehlerquellen (z.B. Koordination am Bewegungsanfang oder Ermüdung) zu minimieren.

Die 5 mittleren Wiederholungen aus den 3 Serien pro Winkeleinstellung ergeben die zur Auswertung verwendeten Daten.

4. Ergebnisse

Die Datenerhebung konnte bei allen 10 Probanden nach Studienvorgabe durchgeführt und die gemessenen Daten zur Auswertung verwendet werden. Für die grafische und rechnerische Darstellung wurden die Daten der Probanden bei den durchgeführten Versuchsreihen in den beiden unterschiedlichen Winkelpositionen jeweils in eine Aussenrotations- und eine Innenrotationsmessung unterteilt. Dabei ist die durchgeführte Bewegungsrichtung auf der gesamten in diese Richtung durchgeführten Bewegungsbahn gemeint. Aussenrotation heisst somit der gesamte Weg aus der maximal erreichten Innenrotationsposition bis in die maximale Aussenrotationsposition und umgekehrt. Die Bewegungsrichtung, der Winkel des oberen Sprunggelenks und der Proband sind jeweils in der Titelzeile der Diagramme vermerkt. Die Daten wurden alle auf 100 Werte zeitnormiert. Das heisst der Beginn der Bewegung ist 0 und am Ende der Bewegung ist 100.

4.1. Die Auswertung der Diagramme – Mittelwertberechnungen

4.1.1. Mittelwertberechnungen der amplitudennormierten Intensitätsverläufe der gemessenen Muskeln aller Probanden

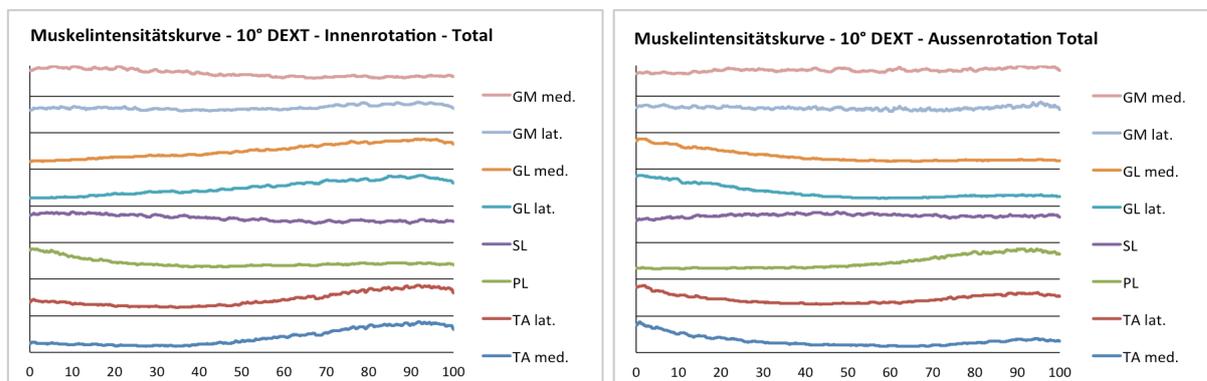


Abb. 24: EMG – Muskelintensitätsdiagramme bei 10° DEXT, Mittelwert aller Probanden (Hentschel)

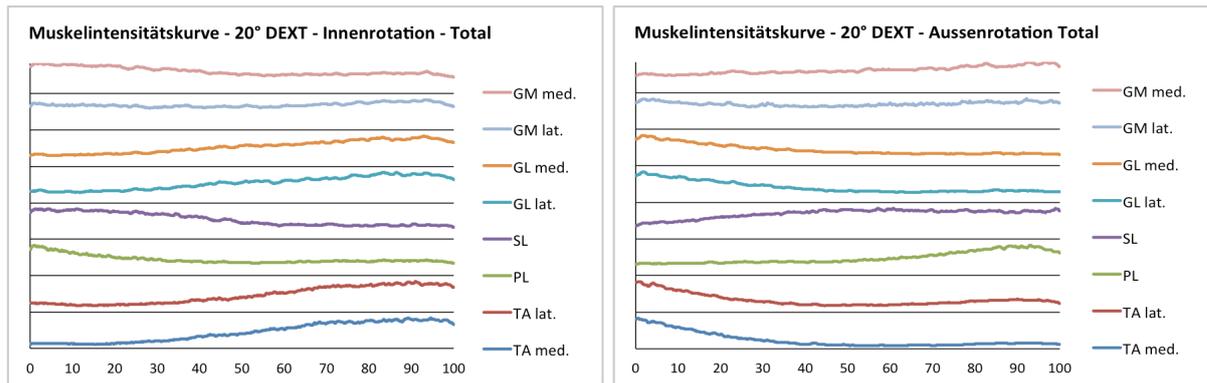


Abb. 25: EMG – Muskelintensitätsdiagramme bei 20° DEXT, Mittelwert aller Probanden (Hentschel)

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- Medialer Anteil und lateraler Anteil des M. gastrocnemius lateralis:
Deutliche Zunahme der gemessenen Intensitäten in innenrotatorischen Winkeln, Intensitätsminimum am Ende der Aussenrotation bei nahezu deckungsgleichen Kurven beider gemessener Muskelanteile.
- Medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis:
Leichte Zunahme der Intensität in aussenrotatorischen Winkeln und Abnahme in Innenrotation. Synergistisches Muster zum M. soleus. Diese Muster sind im 20° Winkel des OSG etwas deutlicher sichtbar.
- Lateraler Anteil des M. gastrocnemius medialis:
Leichte Zunahme der Intensität in innenrotatorischen Winkeln und minimal in aussenrotatorischen Winkeln mit einer leichten Reduktion um die rotationsneutrale Mitte. Ein eher synergistisches Muster zum M. gastrocnemius lateralis als zum medialen Anteil des M. gastrocnemius medialis.
- M. soleus: Er erreicht die höchsten Intensitäten in Aussenrotation und hat weniger Aktivität in Innenrotation. Die Intensitätsunterschiede sind in 20° OSG-Dorsalextension akzentuierter als bei 10°.
- M. peroneus longus: Er zeigt ein eindeutiges Muster mit Intensitätsmaxima in Aussenrotation und den niedrigsten Intensitäten in Innenrotation.
- Lateraler und medialer Anteil des M. tibialis anterior: Beide zeigen ein Intensitätsmaximum in Innenrotation und eine Abnahme bei Bewegungen in Aussenrotation. Im 10° Dorsalextensionswinkel des OSG ist ein erneuter leichter Anstieg der Intensitäten am Ende der Aussenrotationsbewegung zu erkennen.

Aufgrund der in der visuellen Auswertung gewonnenen Erkenntnisse erfolgt eine detailliertere Auswertung der synergistischen Zusammenarbeit der Muskeln:

- M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis.
- Lateraler und medialer Anteil des M. gastrocnemius lateralis und lateraler Anteil des M. gastrocnemius medialis.

4.1.2. M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis – Mittelwert aller Probanden

(Die Angaben auf der vertikalen Achse der Diagramme ist jeweils in %, das jeweilige Intensitätsmaximum der einzelnen Muskeln liegt bei 100%)

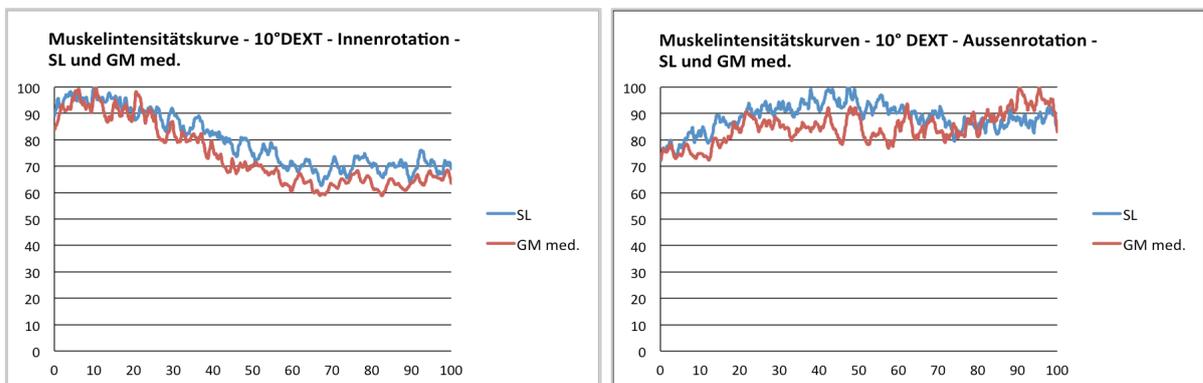


Abb. 26: Muskelintensitätskurven M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis bei 10° DEXT (Hentschel)

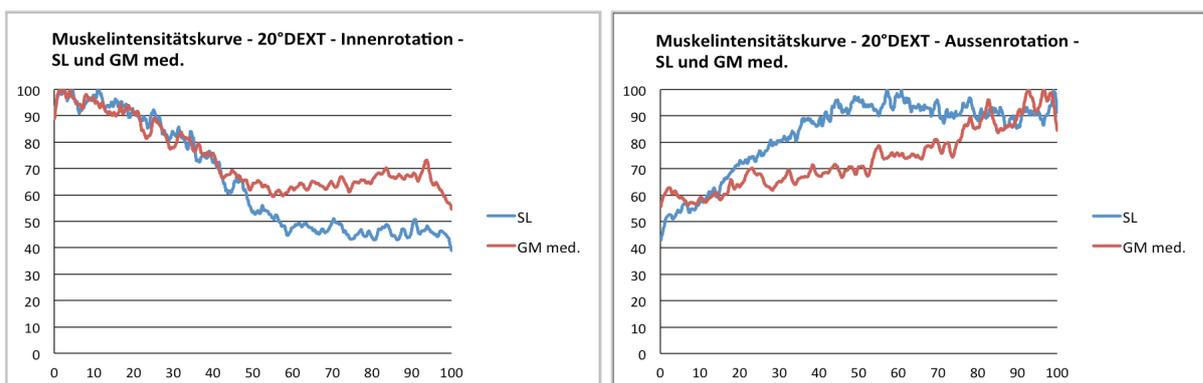


Abb. 27: Muskelintensitätskurven M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis bei 20° DEXT (Hentschel)

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- Bei 10° Dorsalextension besteht eine hohe Synchronität der Kurvenverläufe der beiden Muskeln. Ihre synergistische Aktivität ist gut erkennbar. Sie erreichen ihre höchsten Intensitäten in der Aussenrotation.
- Bei 20° Dorsalextension zeigt sich eine sehr gute Kongruenz der Kurvenverläufe in der Nähe des aussenrotatorischen Maximums. In den übrigen Abschnitten zeigt der M. soleus deutlichere Intensitätsschwankungen als der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis. Er fällt bei der Innenrotation stärker ab und steigt bei der Aussenrotation früher und stärker an, bei insgesamt noch synergistischem Kurvenverlauf.

4.1.3. M. gastrocnemius lateralis - medialer und lateraler Anteil und M. gastrocnemius medialis - lateraler Anteil – Mittelwert aller Probanden

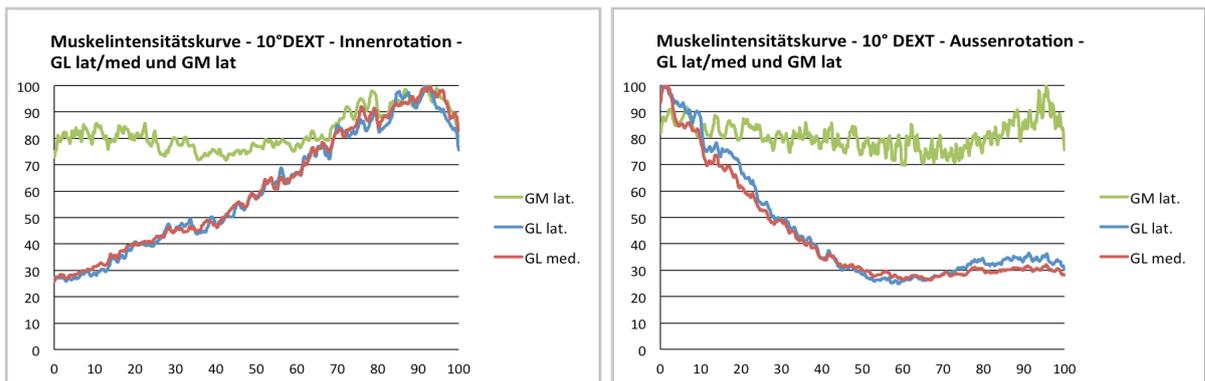


Abb. 28: Muskelintensitätskurven M. gastrocnemius lateralis (med. und lat. Anteil) und M. gastrocnemius medialis (lat. Anteil) bei 10° DEXT (Hentschel)

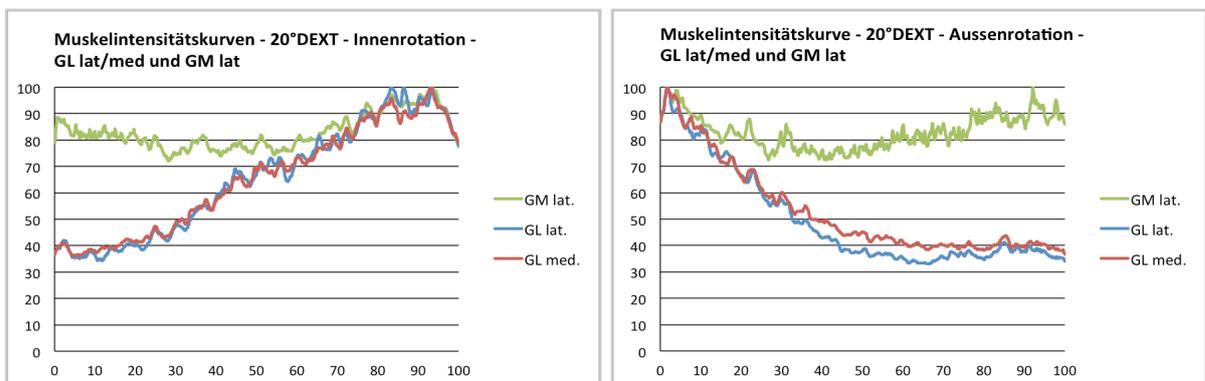


Abb. 29: Muskelintensitätskurven M. gastrocnemius lateralis (med. und lat. Anteil) und M. gastrocnemius medialis (lat. Anteil) bei 20° DEXT (Hentschel)

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- Paralleler Verlauf der Intensitäten innerhalb der beiden Anteile des M. gastrocnemius lateralis in allen Bewegungsabschnitten.
- Sehr gute Kongruenz der Kurven des M. gastrocnemius lateralis mit der Kurve des lateralen Anteils des M. gastrocnemius medialis bei 10° Dorsalextension in den letzten 30% (von 70 bis 100) der Innenrotationsbewegung und den ersten 17% (von 0 bis 17) der Aussenrotationsbewegung. In den übrigen Anteilen der Bewegungsbahn zeigt der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis deutlich höhere Aktivitäten als der M. gastrocnemius lateralis.
- Bei 20° Dorsalextension ist die Kongruenz sogar auf einem längeren Abschnitt der Gesamtbewegung gegeben. Hier sind es die letzten 45% der Innenrotationsbewegung und 20% der Aussenrotationsbewegung.

4.1.4. Rotationswinkeldiagramme der Discs mit Fersenwinkelveränderungen in Eversion und Inversion – Mittelwert aller Probanden

(Die Angaben in den Winkeldiagrammen sind auf der vertikalen Achse in Grad. **EI** bedeutet bei allen Winkeldiagrammen in dieser Arbeit die Bewegung der Ferse aus einer Eversionsposition in Richtung Inversion. **IE** bedeutet, dass die Bewegung in Inversion startet und in Eversionsrichtung geht. **AI** bedeutet die Rotation der Disc aus der Aussenrotationsposition in Innenrotation. **IA** bedeutet die Rotation der Disc aus der Innenrotationsposition in Aussenrotation.)

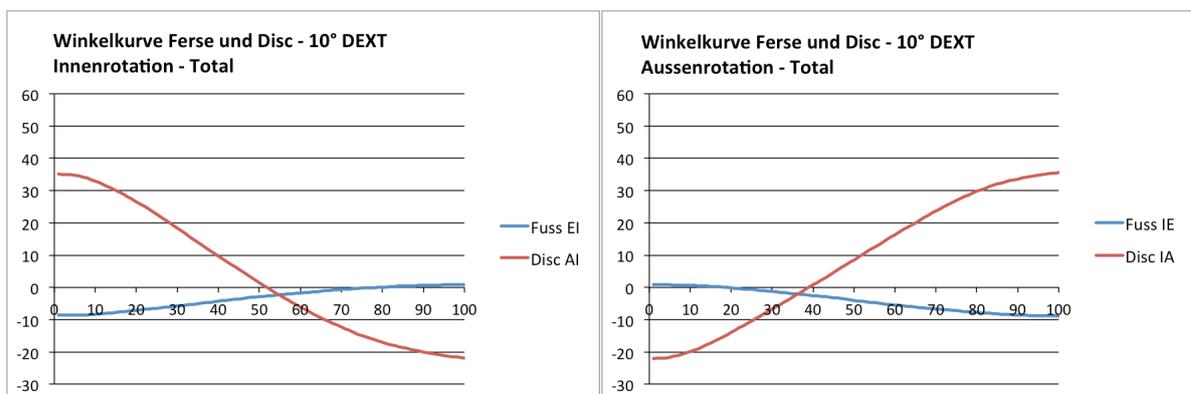


Abb. 30: Winkelkurve Ferse und Disc bei 10° Inversion und Eversion (Mittelwerte aller Probanden) (Hentschel)

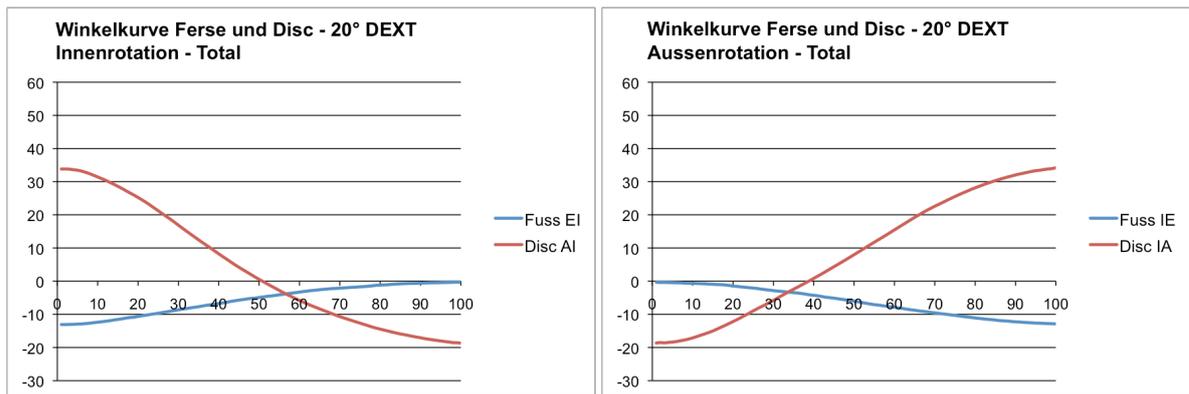


Abb. 31: Winkelkurve Ferse und Disc bei 20° Inversion und Eversion (Mittelwerte aller Probanden) (Hentschel)

Für das Verständnis der Fersenwinkeldaten ist es wichtig, dass es sich bei den angegebenen Winkeln aufgrund des verwendeten Markermodells nicht um die absolute Eversion bzw. Inversion handelt, sondern um die gemessene Winkelveränderung zur horizontalen Unterlage in der jeweiligen Richtung.

Die Mittelwerte der Winkel in Zahlen:

(Die Angaben in der Tabelle 1 sind in Grad. Es handelt sich um die Mittelwertberechnung aller 10 Probanden. Bei allen mit einem „-“ versehenen Angaben handelt es sich bei der Disc um Innenrotationswinkel und bei der Ferse um Eversionswinkel. Zunehmende Negativwerte stehen für eine Eversionsbewegung und abnehmende Negativwerte für eine Inversionsbewegung. „voll“ bedeutet jeweils die Gesamtamplitude von einem Endpunkt der Bewegung zum anderen)

Tabelle 1: Mittelwerte der Winkel in Zahlen (°)

Bewegungszyklus	Disc ø	Ferse ø
Innenrotation 10°	35.1°/-21.9° voll: 57.0°	-8.6°/0.9° voll: 9.5°
Aussenrotation 10°	-22.0°/35.6° voll: 57.6°	0.9°/-8.9° voll: 9.8°
Innenrotation 20°	33.8°/-18.7° voll: 52.5°	-13.1°/-0.3° voll: 12.8°
Aussenrotation 20°	-18.7°/34.2° voll: 52.9°	-0.3°/-12.90° voll: 12.6°

Die Auswertung der Winkeldiagramme:

- Die Probanden zeigen in beiden Dorsalextensionswinkeln homogen verlaufende Rotationskurven der Discs. Diese bilden in einem hohen Mass auch die Rotationsbewegungen der Tibia im Kniegelenk mit ab. Bei 10° Dorsalextension überwiegt dabei die Aussenrotation mit 35.4° die Innenrotation mit 22.0° deutlich. Bei 20° Dorsalextension nimmt die Innenrotation mit 3.3° etwas deutlicher ab als die Aussenrotation mit 1.4° Abnahme.
- Der Calcaneus verändert seinen Winkel ebenfalls in einer homogen verlaufenden Kurve. Dabei ist auffällig, dass die Eversionsbewegung bei 20° Dorsalextension im Vergleich zum 10° Winkel um 3.2° zunimmt und die Inversionsbewegung 1.2° abnimmt.
- Der Vergleich der Gesamtamplituden zwischen 10° und 20° Dorsalextension zeigt eine Abnahme des Discrotationswinkels um 4.6° und eine Zunahme der Fersenwinkelveränderung um 3° bei 20° Dorsalextension.

4.1.5. Höhenkurven der Marker auf der Basis der Metatarsalen des Digitorum 1 (Dig1) und Digitorum 5 (Dig5) – Mittelwert aller Probanden

(Die Angaben in den Höhendigrammen auf der vertikalen Achse sind in Millimetern.)

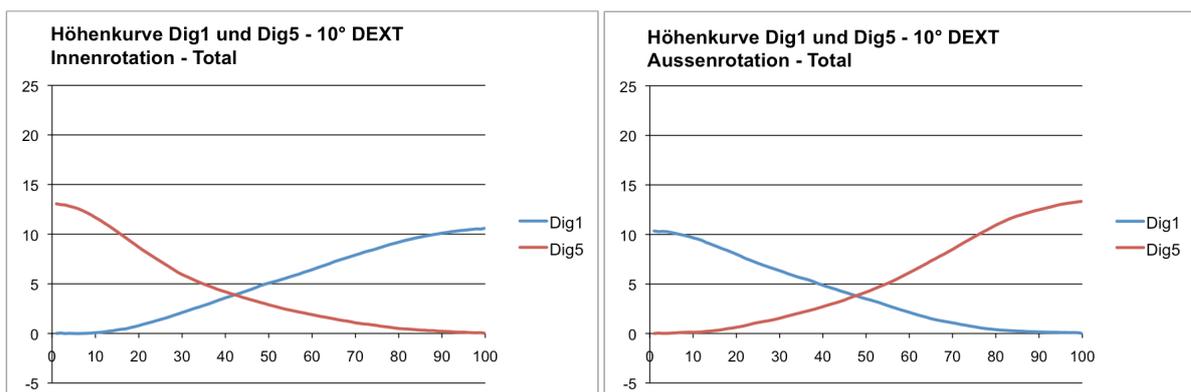


Abb. 32: Höhenkurven der Marker Dig1 und Dig5 bei 10° DEXT (Hentschel)

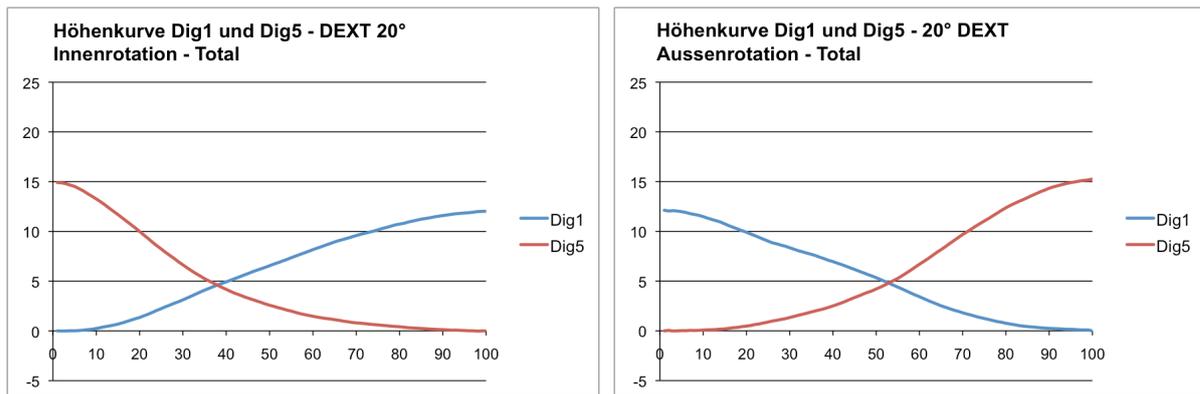


Abb. 33: Höhenkurven der Marker Dig1 und Dig5 bei 20° DEXT (Hentschel)

Die Mittelwerte der Höhenkurven in Zahlen:

(Die Angaben in Tabelle 2 sind in Millimetern. Bei den positiven Zahlen handelt es sich um eine vertikale Positionserhöhung und bei den mit einem „-“ versehenen Zahlen um einen Höhenverlust in vertikaler Richtung)

Tabelle 2: Höhenveränderungen (mm)

Bewegungszyklus	Dig1 ø	Dig5 ø
IR 10°	10.6	-13.1
AR 10°	-10.6	13.3
IR 20°	12.0	-14.9
AR 20°	-12.1	15.3

Die Auswertungen der Höhenkurven:

- Beide gemessenen Metatarsalbasen zeigen deutliche und homogene Höhenveränderungen während der gemessenen Rotationszyklen. Ihre Kurven verlaufen dabei gegengleich und sind so eine Möglichkeit um die Bewegungen des Vorfusses um die Fusslängsachse abzubilden. Ebenso zeigen sie statische Veränderungen im Fusslängsgewölbe während der Bewegung auf.
- In 10° Dorsalextension ergeben sich Höhenveränderungen der Basis des Metatarsalen Dig1 von 10.6mm und des Metatarsalen Dig5 von 13.2mm.
- In 20° Dorsalextension ergeben sich Höhenveränderungen von 12mm des Metatarsalen Dig1 und 15.1mm des Metatarsalen Dig5.
- Bei 20° Dorsalextension ist also die Veränderung um 1,4mm (Dig1) bzw. 1,9mm (Dig5) grösser als in 10° Dorsalextension.

- Die Höhenveränderung des Metatarsalen Dig5 ist bei 10° um 2.6mm grösser und bei 20° um 2.9mm grösser als beim Metatarsalen Dig1.

4.2. Detaillierte Auswertung der Einzelprobanden, Aktivierungsmuster, Minimal- und Maximalwerte

4.2.1. Auswertung der Aktivierungsmuster der einzelnen Probanden

In den folgenden Tabellen wurde die Verteilung der unterschiedlichen Aktivierungsmuster der einzelnen Probanden bei der Ausführung der Rotationsbewegungen analysiert und statistisch erfasst.

Es werden dabei zwei verschiedene Hauptmuster untersucht:

- IR+ : bedeutet erhöhte Intensität des erfassten Muskels in innenrotatorischen Winkeln.
- AR+ : bedeutet erhöhte Intensität des erfassten Muskels in aussenrotatorischen Winkeln.
- Unklar: bedeutet bei allen Probanden die mit einem „+“ versehen sind eine Daueraktivität und bei allen Probanden die mit einem „-“ versehen sind wenig bis keine Aktivität.

Dies ist zur Einordnung der Werte und für die spätere Interpretation wichtig.

Bei dieser Erfassung gilt abweichend zu den vorigen Analysen nicht die Bewegungsrichtung sondern die aktuelle Position während der Bewegung im Raum. In Tabelle 3 werden in der horizontalen Anordnung beide Dorsalextensionsgrade (10° und 20°) sowie das Muster IR+ und AR+ und unklare Muster getrennt erfasst. In der vertikalen Anordnung sind alle acht getrennt gemessenen Muskelkanäle aufgelistet.

Die Probanden werden als P1 bis P10 erfasst.

Bei Probanden bei denen das gezeigte Muster nur in einer Bewegungsrichtung erfüllt wurde steht hinter der Probandennummer ein IR oder AR für die richtige Zuordnung.

Tabelle 3: Aktivierungsmuster der Probanden P1-P10

Muskel	10° IR+	10° AR+	20° IR+	20° AR+	daueraktiv/unklar 10°	daueraktiv/unklar 20°
GM med.	P9	P1, P2, P5, P6, P7, P8	P3, P8, P10	P1, P4, P5, P6	P3+, P4+, P10+	P2+, P7+, P9+,
GM lat.	P3, P6, P9, P10, P8 (IR) P4 (AR)	P1, P2, P5,	P2, P3, P6, P7, P8,P9, P10	P1, P4	P4(IR+), P7+, P8(AR+),	P5+
GL med.	P1,P2,P3, P4, P6, P7, P8, P9, P10		P2, P3, P4, P6, P7, P8, P9, P10		P5+	P1-, P5+
GL lat.	P1,P2,P3, P4, P6, P7, P8, P9, P10, P5(IR)		P2, P3, P4, P6, P7, P8, P9, P10	P1	P5AR+	P5+
SL		P4, P7, P8, P10		P1, P2, P4, P7, P8, P9, P10	P1+, P2+, P3+, P5+, P6+, P9+	P3+, P5+, P6+
PL		P1,P3, P4, P5, P6, P7, P8, P9, P10	P4, P7	P1, P2, P5, P6, P9, P10	P2+	P3+, P8+
TA lat.	P1, P2,P4, P8, P9, P10(IR)	P3, P5, P6, P7	P1, P2,P3(IR), P4, P8, P9, P10	P5, P6, P7	P10(AR+)	P3(AR+)
TA med.	P2, P4, P6, P8, P9, P10	P1, P3, P5, P7	P1(IR), P2, P3, P4, P6,P7(IR), P8, P9, P10	P5		P1(AR+), P7(AR+)

In Tabelle 4 werden die in Tabelle 3 erstellten Daten nach der Anzahl der Probanden pro Muster dargestellt:

Tabelle 4: Anzahl Probanden pro Muster

Muskel	IR+10°	AR+10°	unklar	IR+20°	AR+20°	unklar	IR alle	AR alle	unklar alle
GM med.	1	6	3	3	4	3	4	10	6
GM lat.	4	3	3	7	2	1	11	5	4
GL med.	9	0	1	8	0	2	17	0	3
GL lat.	9	0	1	8	1	1	17	1	2
SL	0	4	6	0	7	3	0	11	9
PL	0	9	1	2	6	2	2	15	3
TA lat.	5	4	1	6	3	1	11	7	2
TA med.	6	4	0	7	1	2	13	5	2

In der horizontalen Anordnung werden analog zu Tabelle 3 die Muster IR+ und AR+ und „unklar“ in den beiden Winkelpositionen 10° und 20° und zusätzlich die Summation aller IR, AR und „unklar“ Verteilungen beider Winkelpositionen gemeinsam erfasst.

In der vertikalen Anordnung stehen wieder alle acht gemessenen EMG-Kanäle mit den zugehörigen Muskeln.

Kommentierte Auswertung der bevorzugten Aktivierungsmuster nach Einzelmuskeln in Prozent:

- Kanal 1 - M. tibialis anterior medial:
 - 10°: 60% IR, 40% AR, 0% unklar
 - 20°: 70% IR, 10% AR, 20% unklar
 - alle: 65% IR, 25% AR, 10% unklar

Der mediale Anteil des M. tibialis anterior arbeitet im 20° Winkel überwiegend in den innenrotatorischen Winkelpositionen. Bei 10° ist die Verteilung der Muster deutlich unklarer aber immer noch mit einem 20% Übergewicht zu Gunsten der Innenrotation. Es gibt absolut nur 10% unklare Muster mit einer Daueraktivität auf der gesamten Bewegungsbahn.

- Kanal 2 – M. tibialis anterior lateral:
 - 10°: 50% IR, 40% AR, 10% unklar
 - 20°: 60% IR, 30% AR, 10% unklar
 - alle: 55% IR, 35% AR, 10% unklar

Der laterale Anteil des M. tibialis anterior arbeitet in ähnlichen Mustern wie der mediale Anteil, allerdings gibt es eine Verschiebung um 10% in Richtung Aussenrotation und ebenfalls nur 10% unklare Muster.

- Kanal 3 – M. peroneus longus:
 - 10°: 0% IR, 90% AR, 10% unklar
 - 20°: 20% IR, 60% AR, 20% unklar
 - alle: 10% IR, 75% AR, 15% unklar

Der M. peroneus longus zeigt insgesamt eine 75 prozentige Ausprägung für aussenrotatorische Aktivitätsmuster bei 15% unklaren Mustern absolut.

Die Deutlichkeit der Verteilung ist bei 10° mit 90% deutlich höher als bei 20°.

- Kanal 4 – M. soleus:
 - 10°: 0% IR, 40% AR, 60% unklar
 - 20°: 0% IR, 70% AR, 30% unklar
 - alle: 0% IR, 55% AR, 45% unklar

Das auffälligste am M. soleus ist, dass kein einziger Proband ein Aktivierungsmuster zeigt, bei dem die Intensität in Innenrotationsposition überwiegt. Die zweite Auffälligkeit ist das mit 45% hohe Mass an unklaren Mustern. Dabei ist aber bei allen Probanden eine hohe Daueraktivität zu beobachten. Das heisst, dass der Muskel während der gesamten Bewegung aktiv ist. Ausserdem ist der grosse Unterschied zwischen den 10° und 20°-Verteilungen zu beachten. Bei 20° Dorsalextension erreicht er mit 70% zu 40%

bei 10° ein deutlich ausgeprägteres Bild für das erhöhte Aktivitätslevel in Aussenrotationspositionen.

- Kanal 5 – M. gastrocnemius lateralis lateral:
 - 10°: 90% IR, 0% AR, 10% unklar
 - 20°: 80% IR, 10% AR, 10% unklar
 - alle: 85% IR, 5% AR, 10% unklar

- Kanal 6 – M. gastrocnemius lateralis medial:
 - 10°: 90% IR, 0% AR, 10% unklar
 - 20°: 80% IR, 0% AR, 20% unklar
 - alle: 85% IR, 0% AR, 15% unklar

Der M. gastrocnemius lateralis mit seinem medialen und lateralen Anteil zeigt neben dem M. peroneus die eindeutigsten Aktivierungsmuster. So arbeitet er bei 85% der Probanden vermehrt in innenrotatorischen Winkelpositionen. Alle anderen Varianten sind eher zu vernachlässigen.

- Kanal 7 – M. gastrocnemius medialis lateral:
 - 10°: 40% IR, 30% AR, 30% unklar
 - 20°: 70% IR, 20% AR, 10% unklar
 - alle: 55% IR, 25% AR, 20% unklar

- Kanal 8 – M. gastrocnemius medialis medial:
 - 10°: 10% IR, 60% AR, 30% unklar
 - 20°: 30% IR, 40% AR, 30% unklar
 - alle: 20% IR, 50% AR, 30% unklar

Die beiden Anteile des M. gastrocnemius medialis arbeiten mit inversen Aktivierungsmustern. Der mediale Anteil ist eher in aussenrotatorischen Winkelpositionen aktiv und der laterale Anteil in innenrotatorischen Positionen. Dabei ist beim medialen Anteil die Verteilung im 10° Winkel des OSG mit 50% eindeutiger und beim lateralen Anteil im 20° Winkel mit 70%. Auch hier zeigen die Probanden mit unklarem Muster eine Daueraktivität. Auffällig ist wie beim Vergleich der gemittelten EMG-Kurven aller Probanden, dass die Daten der

beiden Anteile Ähnlichkeiten in der Musterverteilung zum M. soleus (medialer Anteil) und M. gastrocnemius lateralis (lateraler Anteil) aufweisen.

4.2.2. Auswertung der Winkeldiagramme nach Minimal- und Maximalwerten

Tabelle 5 zeigt die Mittel-, Maximal- und Minimalwerte der Rotatordisc.

(Bei den Extremwerten ist jeweils der zugehörige Proband mit aufgeführt.

Mit „-“ bezeichnete Winkel sind jeweils innenrotatorisch und ohne Zeichen versehene Winkel aussenrotatorisch.)

Um die Messgenauigkeit der Testreihen zu verifizieren wurde jeweils die Innenrotationsmessung als auch die Aussenrotationsmessung gerechnet und aufgelistet.

Die Abweichungen zwischen Innen- und Aussenrotation liegen zwischen 0.1° und 1.2° bei allen Messreihen. Zur Auswertung werden die Werte aus Innen- und Aussenrotation gemittelt.

Tabelle 5: Gemessene Winkel der Rotatordisc

Bewegungszyklus	Teller ϕ	Teller voll max/min	Teller IR max/min	Teller AR max/min
IR 10°	35.1°/-21.9° voll: 57.0°	81.3°/37.0° P2/P6	-29.7°/-15.2° P7/P4	55.0°/20.8° P10/P6
AR 10°	-22.0°/35.6° voll: 57.6°	82.4°/35.7° P2/P6	-29.1°/-15.6° P7/P4	55.7°/19.6° P10/P6
IR 20°	33.8°/-18.7° voll: 52.5°	71.6°/39.4° P10/P5	-25.0°/-3.4° P7/P8	51.1°/15.0° P10/P5
AR 20°	-18.7°/34.2° voll: 52.9°	73.1°/39.0° P10/P5	-24.5°/-3.8° P7/P8	51.4°/14.8° P10/P5

Auswertung der Tabelle 5:

- Amplitude bei 10° : Durchschnitt 57.3° , Maximum 81.8° , Minimum 36.3°
Amplitude bei 20° : Durchschnitt 52.7° , Maximum 72.4° , Minimum 39.2°

Der Durchschnittswert und der erreichte Maximalwert der Amplituden nehmen im

20° Winkel im Vergleich zur 10° Position um 4.6° bzw. 9.4° ab, wohingegen die Minimalamplitude um 2.9° zunimmt.

- Innenrotation bei 10°: Durchschnitt 22.0°, Maximum 29.4°, Minimum 15.4°
Innenrotation bei 20°: Durchschnitt 18.7°, Maximum 24.8°, Minimum 3.6°

Bei der Innenrotation nehmen beim 20°Winkel im OSG im Vergleich zur 10° Position der Durchschnittswert um 3.3°, der Maximalwert um 4.6° und der Minimalwert um deutliche 11.7° ab.

- Aussenrotation bei 10°: Durchschnitt 35.3°, Maximum 55.3°, Minimum 20.2°
Aussenrotation bei 20°: Durchschnitt 34.0°, Maximum 51.2°, Minimum 15.0°

Bei der Aussenrotation nehmen die Rotationswinkel in der 20° Position des OSG im Vergleich zur 10° Position beim Durchschnittswert um 1.3°, beim Maximalwert um 4.1 und beim Minimalwert um 5.2° ab.

Als Fazit aus der Auswertung der Winkeldaten des Drehtellers lässt sich festhalten, dass bei allen Messwerten die Bewegungsausschläge bei 20° Dorsalextension im OSG zurückgehen.

4.2.3. Auswertung der Fersenwinkelveränderungen in Inversions- und Eversionsrichtung nach Durchschnitts-, Minimal- und Maximalwert

Tabelle 6: Fersenwinkelveränderungen (°) in Inversions- und Eversionsrichtung

Bewegungszyklus	Ferse ø	Ferse voll max/min
IR 10°	9.5°	16.9°/4.0° P1/P5
AR 10°	9.8°	17.0°/4.3° P1/P5
IR 20°	12.8°	24.1°/7.7° P1/P6
AR 20°	12.6°	24.4°/7.6° P1/P6

Die angegebene Gradzahl entspricht der Veränderung des Fersenwinkels zur horizontalen Unterlage.

Bei Innenrotation handelt es sich dabei um eine Veränderung in Inversionsrichtung und bei Aussenrotationsbewegungen in Eversionsrichtung.

Die Messabweichungen zwischen Innenrotations- und Aussenrotationsbewegungen beträgt im 10° OSG-Winkel 0.3° und im 20° OSG-Winkel 0.2°.

P mit Nummer bezeichnet jeweils den betroffenen Probanden

- Inversionsbewegung:
 - Amplitude bei 10° und Innenrotationsbewegung:
Durchschnitt 9.5°, Maximum 16.9°, Minimum 4.0°
 - Amplitude bei 20° Innenrotation:
Durchschnitt 12.8°, Maximum 24.1°, Minimum 7.7°
- Eversionsbewegung:
 - Amplitude bei 10° und Aussenrotationsbewegung:
Durchschnitt 9.8°, Maximum 17.0°, Minimum 4.3°
 - Amplitude bei 20° und Aussenrotationsbewegung:
Durchschnitt 12.6°, Maximum 24.4°, Minimum 7.6°

- Gemittelte Werte aus Inversions- und Eversionsbewegung zur Ermittlung der statistischen Veränderung zwischen den beiden Ausgangsstellungen:
 - Amplitude bei 10°:
Durchschnitt 9.7°, Maximum 17.0°, Minimum 4.2°
 - Amplitude bei 20°:
Durchschnitt 12.7°, Maximum 24.3°, Minimum 7.7°

Insgesamt legt die Ferse im 20° Winkel des OSG deutlich grössere Amplituden in Eversion und Inversion zurück als im 10° Winkel.

Der Durchschnittswert nimmt dabei um 3.0° zu, der Maximalwert um 7.3° und der Minimalwert um 3.5°.

4.2.4. Auswertung der Höhenkurven der Basis des Metatarsalen Digitorum 1 und der Basis des Metatarsalen Digitorum 5 in Durchschnitts-, Minimal- und Maximalwert

Tabelle 7: Vertikale Höhenveränderungen (mm)

Bewegungszyklus	Dig1 ø	Dig1 voll max/min	Dig5 ø	Dig5 voll max/min
IR 10°	10.6	20.9/2.8 P1/P6	-13.1	-19.5/-6.1 P2/P6
AR 10°	-10.6	-20.3/-2.8 P1/P6	13.3	19.1/5.7 P2/P6
IR 20°	12.0	25.1/4.5 P1/P5	-14.9	-23.3/-7.5 P1/P5
AR 20°	-12.1	-25.1/-4.3 P1/P5	15.3	24.3/7.6 P1/P5

Die in Tabelle 7 angegebenen Zahlen entsprechen vertikalen Höhenveränderungen in Millimetern.

Die mit einem „-“ versehenen Zahlen bedeuten ein räumliches Absinken und die nicht gekennzeichneten Zahlen einen Anstieg des jeweils gemessenen Punktes.

P mit Nummer bezeichnet jeweils den betroffenen Probanden.

Die maximale Abweichung zwischen den Innen- und Aussenrotationswerten bei allen Messreihen beträgt 1mm.

Zur folgenden Auflistung der Höhenveränderungen werden die Werte aus Innen- und Aussenrotation gemittelt verwendet und die „-“ Symbole weggelassen, da für die Auswertung der Daten die absolute Veränderung relevant ist und nicht die Bewegungsrichtung.

- Höhenveränderung bei 10°:
 - Dig1: Durchschnitt 10.6mm, Maximum 20.6mm, Minimum 2.8mm
 - Dig5: Durchschnitt 13.2mm, Maximum 19.3mm, Minimum 5.9mm
- Höhenveränderung bei 20°:
 - Dig1: Durchschnitt 12.1mm, Maximum 25.1mm, Minimum 4,4mm
 - Dig5: Durchschnitt 15.1mm, Maximum 23.8mm, Minimum 7.6mm

Die Amplituden sind bei beiden Markern im 20° Winkel des OSG grösser als im 10° Winkel.

Die Veränderung beträgt:

- Dig1 beim Durchschnittswert 1.5mm, beim Maximum 4.5mm, beim Minimum 1.6mm.
- Dig5 beim Durchschnittswert 1.9mm, beim Maximum 4.5mm, beim Minimum 1.7mm.

Dabei ist auffällig, dass sich die absoluten Veränderungen in Millimetern bei beiden Markern sehr ähnlich ist.

Die Durchschnittsamplituden sind beim Dig5 höher als beim Dig1 allerdings sind die Unterschiede zwischen Minimal und Maximalwert beim Dig1 höher. Das bedeutet, dass die Varianz der absoluten Höhenunterschiede bei den Probanden auf der medialen Fussseite höher ist als auf der lateralen, bei einer insgesamt höheren Durchschnittsbewegung des lateralen Fussrandes bei diesen Messreihen.

In Zahlen bedeutet dies:

- Durchschnitt bei 10°: Dig5>Dig1 um 2.6mm
- Durchschnitt bei 20°: Dig5>Dig1 um 3.0mm
- Maximum bei 10°: Dig1>Dig5 um 1.3mm

- Maximum bei 20°: Dig1>Dig5 um 1.3mm
- Minimum bei 10°: Dig1<Dig5 um 3.1mm
- Minimum bei 20°: Dig1<Dig5 um 3.2mm

4.3. Auswertung nach Amplitudengrösse - Gruppenfestlegung

4.3.1. Auswertung der Messungen aus Sicht der Amplitudengrössen der Fersenwinkel und Höhenkurven der einzelnen Probanden

Als weiteres Analysetool für die Interpretation der Daten sind die Probanden nach der Grösse der individuell benutzten Amplituden sowohl der Fersenwinkel als auch der Höhenkurven der Reihe nach eingeteilt worden. Dabei wird mit dem Probanden mit der grössten Amplitude begonnen und dann der Reihe nach bis zur kleinsten Amplitude durchgelistet.

Das Ziel dieser Auswertung ist es am Ende 2 Gruppen zu erstellen, eine mit den Probanden mit grossen Bewegungsausschlägen und eine Gruppe mit den kleinen Bewegungsausschlägen um diese dann in Bezug auf die geleisteten Muskelintensitäten und Aktivierungsmuster miteinander zu vergleichen.

Auswertung der Fersenwinkel in Eversions- und Inversionsbewegungen in den beiden OSG-Winkeln jeweils in Innen- (i) und in Aussenrotation (a):

- Reihenfolge der Probanden von gross nach klein:
 - 10i: P1,P9,P2,P10,P3 > P8,P7,P4,P6,P5
 - 10a: P1,P9,P2,P10,P3 > P8,P7,P4,P5,P6
 - 20i: P1,P9,P2,P10,P3 > P4,P8,P7,P5,P6
 - 20a: P1,P9,P2,P10,P3 > P4,P7,P8,P5,P6

Auswertung der Höhenkurven Dig1 und Dig5 in den beiden OSG-Winkeln jeweils in Innen- (i) und in Aussenrotation (a):

- Reihenfolge der Probanden von gross nach klein bei 10° OSG-Winkel:
 - Dig1-10i: P1,P9,P2,P3,P8 > P7,P10,P4,P5,P6
 - Dig1-10a: P1,P9,P2,P3,P8 > P7,P4,P10,P5,P6

- Dig5-10i: P2,P1,P10,P3,P7 > P8,P9,P5,P4,P6
- Dig5-10a: P2,P1,P10,P3,P7 > P8,P9,P5,P5,P6

- Reihenfolge der Probanden von gross nach klein bei 20° OSG-Winkel:
 - Dig1-20i: P1,P9,P3,P2,P8 > P7,P4,P10,P5,P6
 - Dig1-20a: P1,P9,P3,P2,P8 > P7,P4,P10,P6,P5
 - Dig5-20i: P1,P10,P3,P2,P9 > P8,P7,P6,P4,P5
 - Dig5-20a: P1,P10,P3,P2,P8 > P7,P9,P4,P6,P5

-

Beim Vergleich der drei Reihenfolgenlisten fällt auf, dass bei der Unterteilung in allen drei Listen mit ganz wenigen Ausnahmen dieselben fünf Probanden in die Kleine Gruppe und dieselben fünf anderen in die Grosse Gruppe gelangen. Proband 10 ist am wenigsten deutlich verteilt, aber mit acht mal deutlich häufiger in der Grossen Gruppe als mit vier Mal in der Kleinen Gruppe und wird deshalb in die Grosse Gruppe zugeordnet.

Es wird die folgende Einteilung festgelegt:

- a. **Kleine Gruppe: P4,P5,P6,P7,P8**
- b. **Grosse Gruppe: P1,P2,P3,P9,P10**

4.4. Vergleich der Grossen und der Kleinen Gruppe

4.4.1. Vergleich der Mittelwert-Muskelintensitätskurven der beiden Gruppen normiert auf 100 Prozent

Der Maximalwert der Kleinen Gruppe ist auf 100% normiert und dient als Referenz nach der die Grosse Gruppe berechnet wird.

Es werden analog zu den vorhergehenden EMG-Auswertungen jeweils das Innenrotationsdiagramm und das Aussenrotationsdiagramm im 10° OSG-Winkel und im 20° OSG-Winkel dargestellt und ausgewertet. Die gestrichelte Linie zeigt jeweils die Grosse Gruppe und die durchgezogene Linie die Kleine Gruppe:

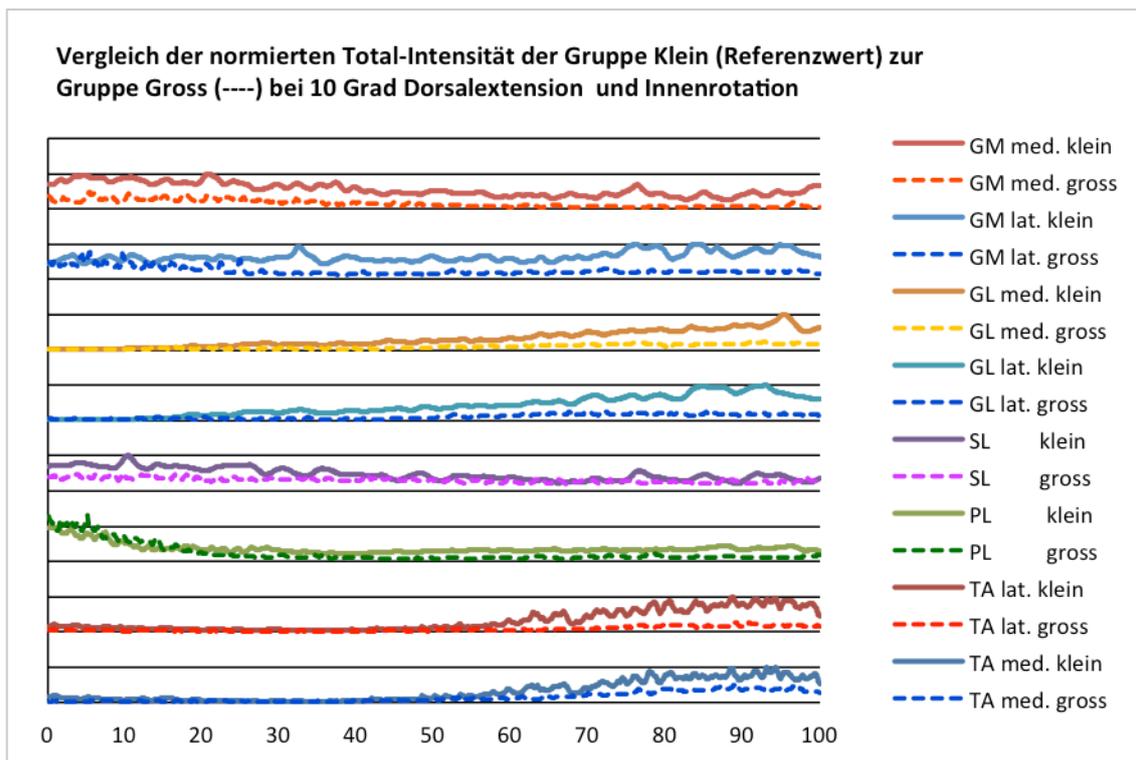


Abb. 34: Vergleich Total-Intensitäten, 10° Dorsalextension und Innenrotation (Hentschel)

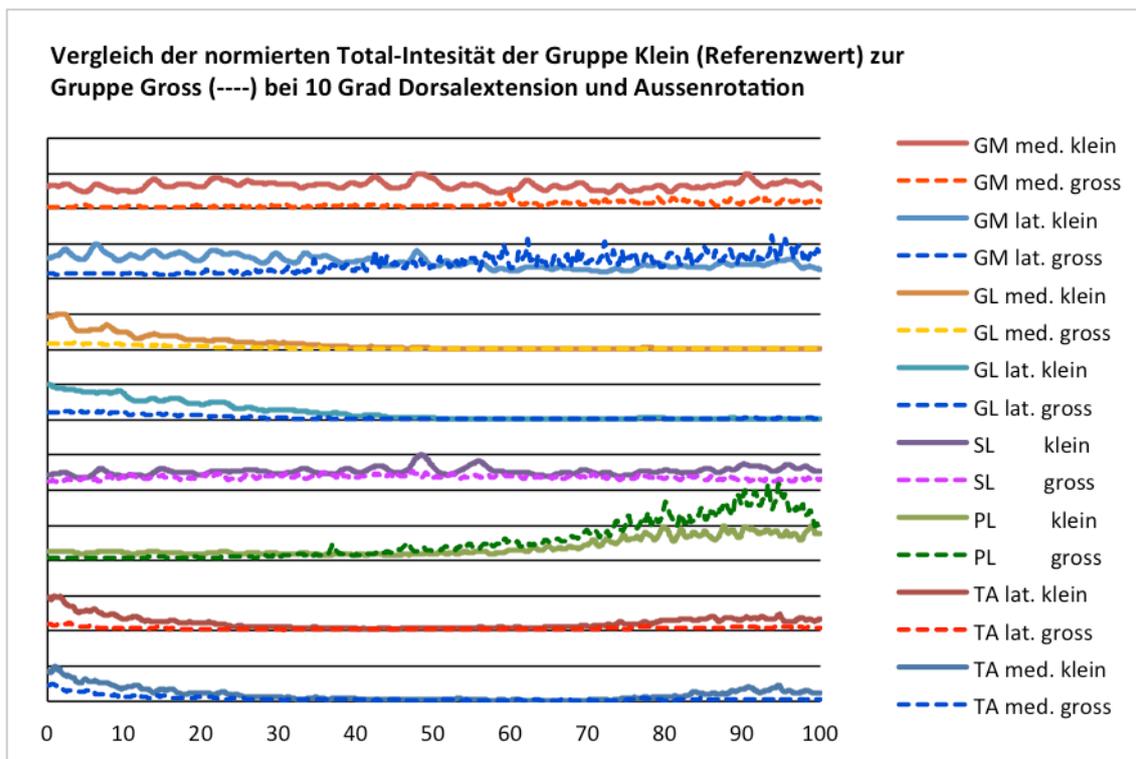


Abb. 35: Vergleich Total-Intensitäten, 10° Dorsalextension und Aussenrotation (Hentschel)

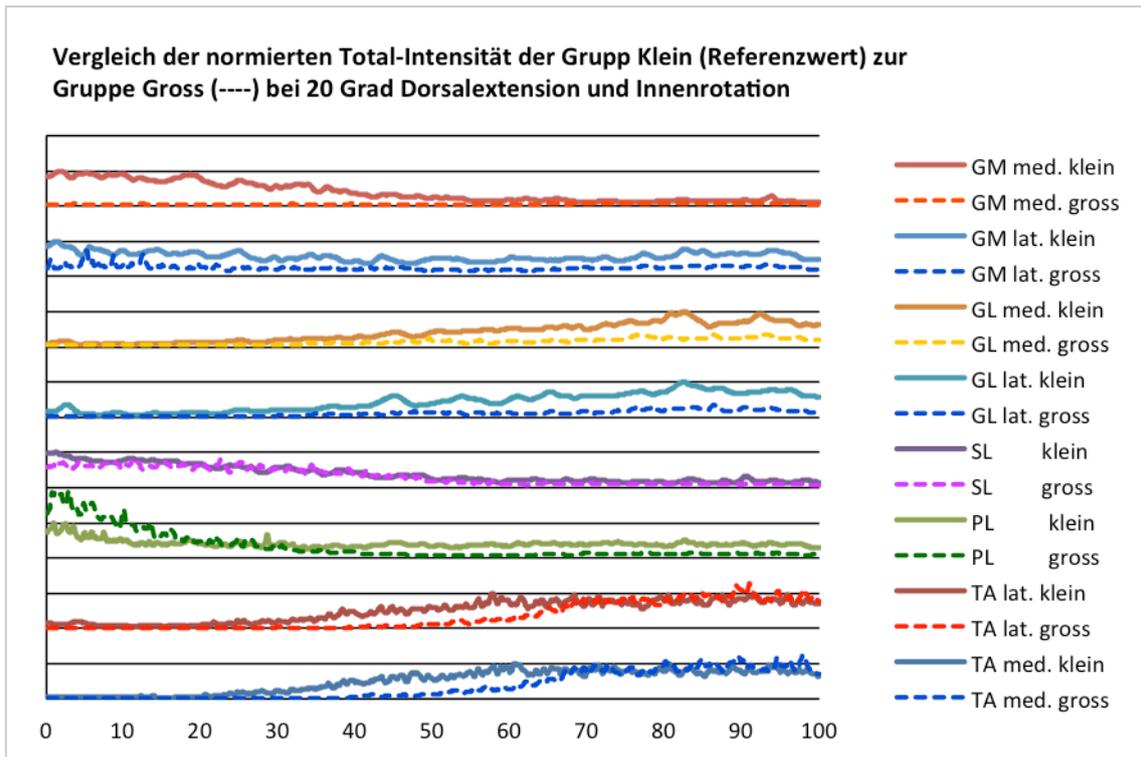


Abb. 36: Vergleich Total-Intensitäten, 20° Dorsalextension und Innenrotation (Hentschel)

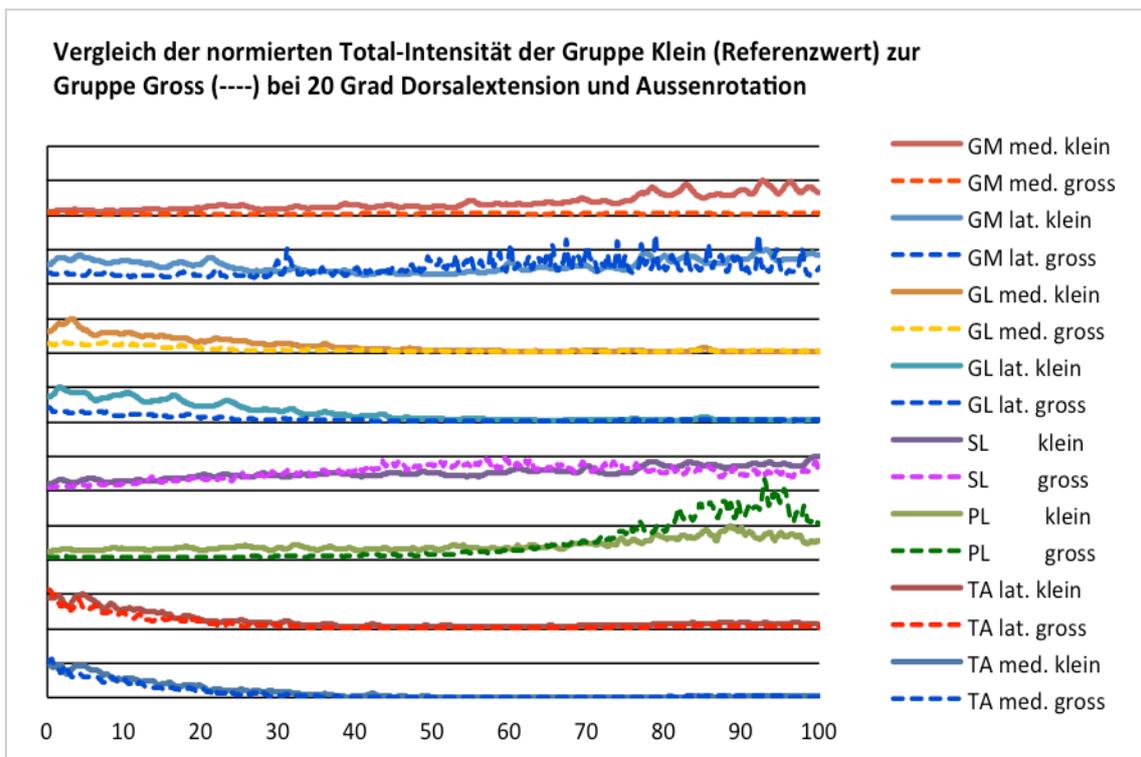


Abb. 37: Vergleich Total-Intensitäten, 20° Dorsalextension und Aussenrotation (Hentschel)

Visuelle Auswertung:

Die Diagramme zeigen deutliche Unterschiede der Intensitätslevel zwischen der Grossen und der Kleinen Gruppe.

Dabei ist das Intensitätslevel im 10° OSG-Winkel bei der Grossen Gruppe insgesamt deutlich tiefer. Ausnahmen bilden nur der M. soleus der ein ähnliches Niveau wie in der Kleinen Gruppe erreicht und der M. peroneus sowie der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis, welche als einzige Muskeln in der Grossen Gruppe in den aussenrotatorischen Winkelpositionen ein höheres Intensitätsniveau als in der Kleinen Gruppe erreichen.

Im 20° OSG-Winkel sind die Intensitätsunterschiede zwischen der Kleinen Gruppen und der Grossen Gruppe deutlich geringer mit immer noch höherer Durchschnittsaktivität bei der Kleinen Gruppe. Es zeigen sich in Verlauf und Höhe nahezu synchrone Kurvenverläufe bei beiden Kanälen des M. tibialis anterior und beim M. soleus. Der M. peroneus longus übersteigt als einziger der Grossen Gruppe in den aussenrotatorischen Winkeln das Intensitätsniveau der Kleinen Gruppe deutlich. Auffällig ist auch das sehr tiefe Aktivitätsniveau des medialen Anteils des M. gastrocnemius medialis der Grossen Gruppe, der im Vergleich zur Kleinen Gruppe fast keine Intensitäten anzeigt.

4.4.2. Vergleich der EMG-Muskelintensitätsdiagramme - Mittelwert der Grossen Gruppe mit dem Mittelwert der Kleinen Gruppe in beiden OSG Winkeln (10° und 20°)

Diagramme in 10° OSG-Winkel:

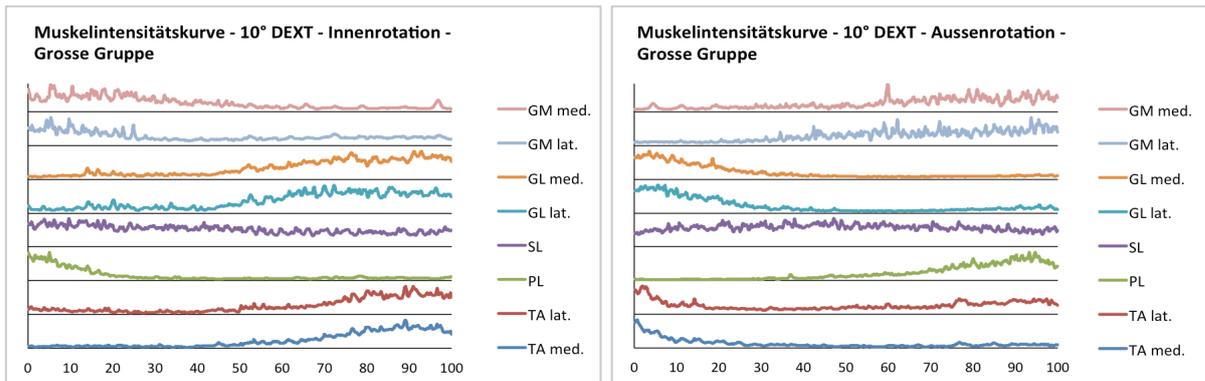


Abb. 38: Muskelintensitätskurven Grosse Gruppe bei 10° DEXT (Hentschel)

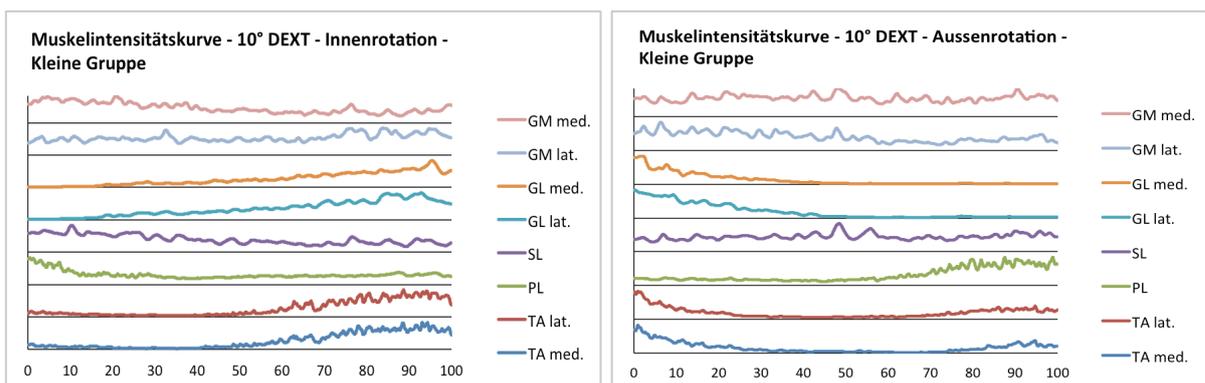


Abb. 39: Muskelintensitätskurven Kleine Gruppe bei 10° DEXT (Hentschel)

Visuelle Auswertung:

- Die Muskeln M. tibialis anterior, M. peroneus, M. soleus und die beiden gemessenen Anteile des M. gastrocnemius lateralis zeigen in beiden Gruppen sehr ähnliche Kurvenverläufe.
Bei den beiden Anteilen des M. gastrocnemius medialis gibt es zwischen den Gruppen jedoch deutlich sichtbare Unterschiede.
- In der Grossen Gruppe arbeiten beide Anteile des medialen M. gastrocnemius vor allem in den aussenrotatorischen Anteilen der Bewegungsbahn mit einem Intensitätsmaximum im Bereich der maximalen Aussenrotation und damit antagonistisch zum Kurvenverlauf der lateralen Anteile und auch gegengleich zum Kurvenverlauf des M. tibialis anterior und synergistisch zum M. peroneus longus

und ebenfalls ähnlich zum M. soleus. Die Ähnlichkeit zum M. soleus besteht vor allem bei der Innenrotationsbewegung.

- In der kleinen Gruppe zeigt der laterale Anteil des medialen M. gastrocnemius anders als in der Grossen Gruppe ein Intensitätsmaximum in der Nähe der maximalen Innenrotation, ähnlich wie der M. gastrocnemius lateralis. Dazu zeigt er vor allem in der Aussenrotationsbewegung im Gegensatz zur Grossen Gruppe ein ebenfalls synergistisches Muster zum M. gastrocnemius lateralis mit einer nachlassenden Intensität gegen Ende der Aussenrotationsbewegung bei einer insgesamt hohen Dauerintensität. Der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis zeigt vom Kurvenverlauf her vor allem während der Innenrotationsbewegung eine grosse Ähnlichkeit mit dem M. soleus bei einer im Vergleich zur Grossen Gruppe deutlich höheren Dauerintensität während der gesamten Aussenrotationsbewegung.

Diagramme im 20° OSG-Winkel:

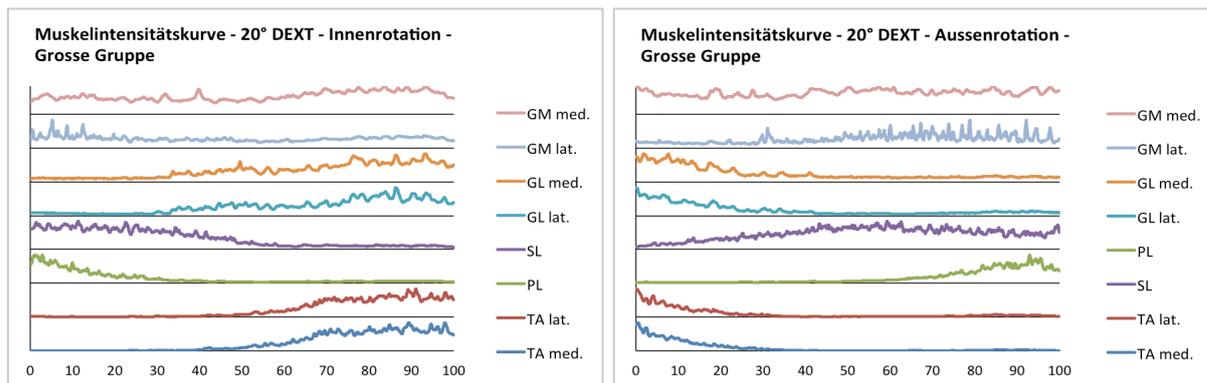


Abb. 40: Muskelintensitätskurven Grosse Gruppe bei 20° DEXT (Hentschel)

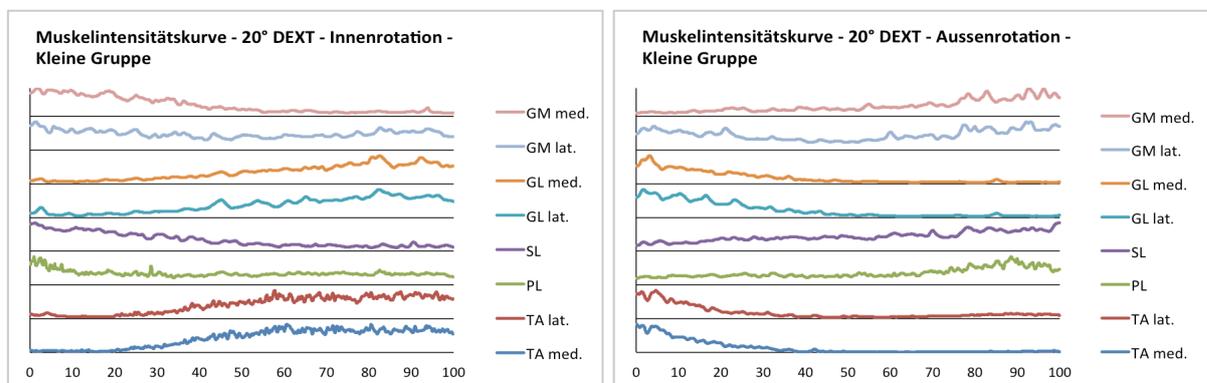


Abb. 41: Muskelintensitätskurven Kleine Gruppe bei 20° DEXT (Hentschel)

Visuelle Auswertung:

- Beide Gruppen zeigen für die Muskeln M. tibialis anterior in beiden Anteilen, M. peroneus longus, M. soleus und M. gastrocnemius lateralis in beiden Anteilen sehr ähnliche Aktivierungsmuster. Dabei beginnt in der kleinen Gruppe der Intensitätsanstieg der beiden Anteile des M. tibialis anterior schon bei 30% und in der Grossen Gruppe erst bei 50% bei sonst ähnlichem Verlauf. Dafür ist der Intensitätsanstieg im M. soleus in der Grossen Gruppe jeweils im aussenrotatorischen Anteil der Bewegungsbahn deutlicher ausgeprägt als bei der Kleinen Gruppe, bei ansonsten ähnlichem Kurvenverlauf.
- Bei den beiden Anteilen des M. gastrocnemius medialis zeigen sich auch im 20° Winkel die grössten Unterschiede zwischen den verglichenen Gruppen.
- Der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis zeigt in der Grossen Gruppe eine Daueraktivität ohne grosse Veränderungen in Innen- und Aussenrotation. In der kleinen Gruppe zeigt er dagegen ein klares Bild mit erhöhten Intensitäten in den aussenrotatorischen Winkeln und sehr wenig Aktivitäten im Bereich der Innenrotationspositionen.
- Der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis zeigt bei der Grossen Gruppe ähnlich wie im 10° Winkel und analog zum M. soleus und zum M. peroneus longus Intensitätsmaxima im Bereich der Aussenrotationspositionen und wenig Aktivität in Innenrotationswinkeln. In der kleinen Gruppe zeigt er bei genauer Betrachtung in den Aussenrotationsabschnitten der Bewegungsamplitude ein synergistisch erhöhtes Aktivierungsmuster zum medialen Anteil des M. gastrocnemius medialis und in den Innenrotationsabschnitten der Bewegungsbahn synergistisch erhöhte Aktivierungsmuster zum M. gastrocnemius lateralis mit einem leichten Abfall der Intensitäten in der jeweiligen Mitte der Bewegungsbahn zwischen den Endpunkten.

4.5. Auswertung in Bezug auf die Hypothesen I - III

Im Rahmen der Auswertung der Hypothesen liefert Hypothese I zuerst eine etwas allgemeinere Ansicht über das Zusammenspiel zwischen Positionsveränderungen des Fusses im Raum und Triceps surae Aktivitäten.

Die Auswertung von Hypothese II ist dann der zentrale Teil dieser Arbeit und liefert detaillierte Daten für die späteren Interpretationen im Hinblick auf das Zusammenspiel der einzelnen Triceps surae Anteile mit dem Calcaneus.

In Hypothese III werden die Synergien mit den anderen beteiligten und gemessenen Muskeln betrachtet und nachfolgend in der Diskussion interpretiert. In diesem Kontext ist auch die detaillierte Einordnung/Analyse der Messergebnisse einzelner Probanden und eine Aussage über das jeweilig verwendete Organigramm zur Fussteuerung zwischen den Einzelmuskeln und deren Gewichtung zueinander möglich.

In der Messanordnung der Studie wurde ganz bewusst auf vertikale Amplituden und/oder vertikale Bewegungsaufträge oder aktive Instruktionen für das OSG und den Triceps surae verzichtet, da diese hauptsächlich in der Sagitalebene stattfinden. Dieser Verzicht ermöglicht den Fokus auf die synergistischen Funktionen der Muskelgruppe bei Eversions- und Inversionsbewegungen welche überwiegend in der Frontalebene stattfinden und liefert dadurch ein differenziertes Messergebnis in den Oberflächen-EMG-Ableitungen. Das Fehlen vertikaler Amplituden oder aktiv isometrisch instruierter Aktivitäten für den Triceps surae und der selektive Fokus auf die Amplituden in der Frontalebene unterscheidet die Arbeit von allen anderen dem Autor bekannten Versuchsanordnungen und Messreihen in diesem Bereich. Der Vergleich der Fersenwinkelkurven bei Inversions- und Eversionsbewegungen mit den Muskelintensitätskurven des M. triceps surae liefert die zentralen Informationen für die Überprüfung der im Titel der Arbeit formulierten Kernaussagen, da die einzelnen gemessenen Muskelanteile mit den Bewegungen ihres strukturell und funktionell direkt angebundenen Knochens (Os calcaneus) verglichen werden, an dem sie unisono durch die Achillessehne ansetzen. Es gibt dabei keine Zwischenstationen in Form von anderen Gelenken oder Strukturen. Dadurch bilden sich die funktionellen Zusammenhänge ohne Umwege in den Messergebnissen ab. Der Vergleich mit den Metatarsalen Digitorum 1 und Digitorum 5 beleuchtet hingegen Synergien über

weiterlaufende Bewegungen durch die gesamte Fusstatik über mehrere Gelenkslinien und in Kombination mit anderen Muskelgruppen.

Diese Synergien mit den anderen Muskelgruppen werden dann in Zusammenhang mit der dritten Hypothese erörtert.

Bei der Auswertung der Hypothesen werden jeweils zuerst die zur Beweisführung relevanten Diagramme festgelegt und dann in der Auswertung miteinander verglichen.

Als grafisches Beispiel zur Veranschaulichung der gemachten Aussagen wird die Messreihe in 20° Dorsalextension im OSG in Innen- und Aussenrotation verwendet. Für die Beweisführung werden in (Abb. 42) die EMG-Intensitätsverlaufskurven der 5 Kanäle des Triceps surae abgebildet, darunter die Diagramme der zusätzlich erfassten Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus longus (Abb. 43). Dazu die Winkeldiagramme der zeitlich synchronisierten Rotationsbewegung der Rotator Disc (Abb. 44), die Fersenwinkelkurven in Innenrotation mit Inversionsbewegung und Aussenrotation mit Eversionsbewegung (Abb. 45) sowie die Höhenkurven der Basen der Metatarsalen Digitorum 1 und Digitorum 5 (Abb. 46). Es handelt sich bei allen Diagrammen um die Mittelwertberechnungen aller 10 Probanden.

(Die Angaben auf der vertikalen Achse der Diagramme sind in %, das jeweilige Maximum der einzelnen Muskeln bildet 100%)

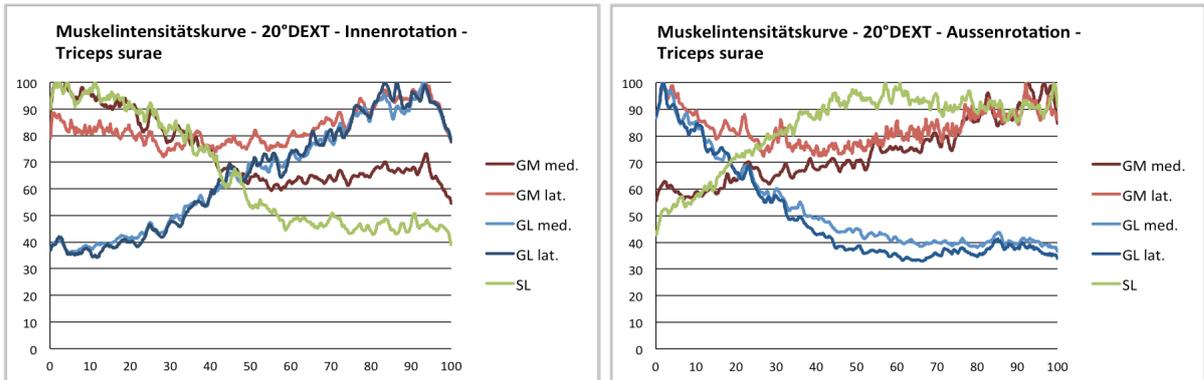


Abb. 42: Muskelintensitätskurven des Triceps surae (Hentschel)

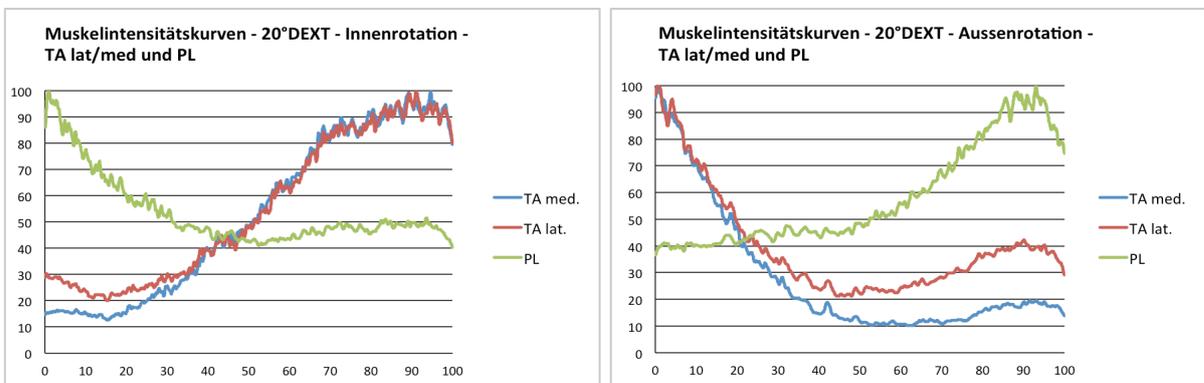


Abb. 43: Muskelintensitätskurven des M. tibialis anterior lateral und medial und des M. peroneus longus (Hentschel)

(Die Angaben auf der vertikalen Achse sind in Grad, die negativen Werte sind Innenrotationswinkel, die positiven Aussenrotationswinkel)

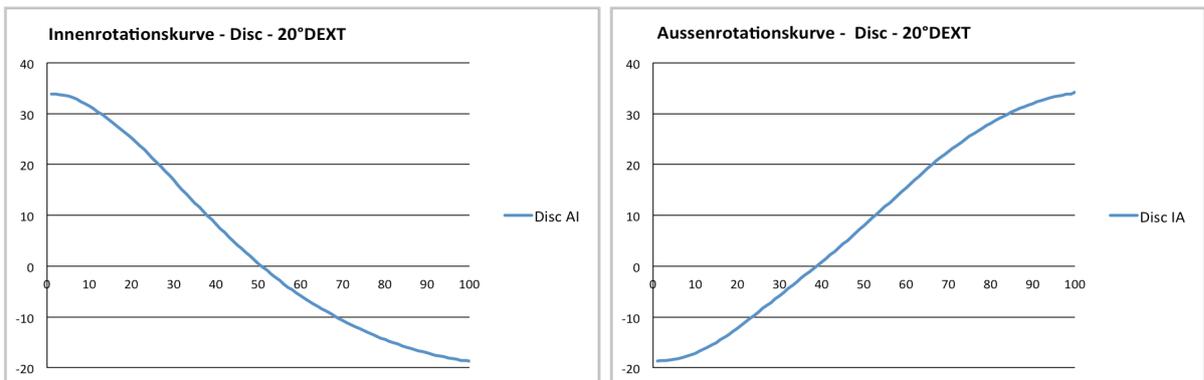


Abb. 44: Innen- und Aussenrotationskurve der Rotatordisc (Hentschel)

Fersenwinkelkurven in Innenrotation mit Inversionsbewegung und Aussenrotation mit Eversionsbewegung:

(Die Angaben auf der vertikalen Achse sind in Grad, steigende Werte zeigen dabei eine Inversionsbewegung und fallende Werte eine Eversionsbewegung)

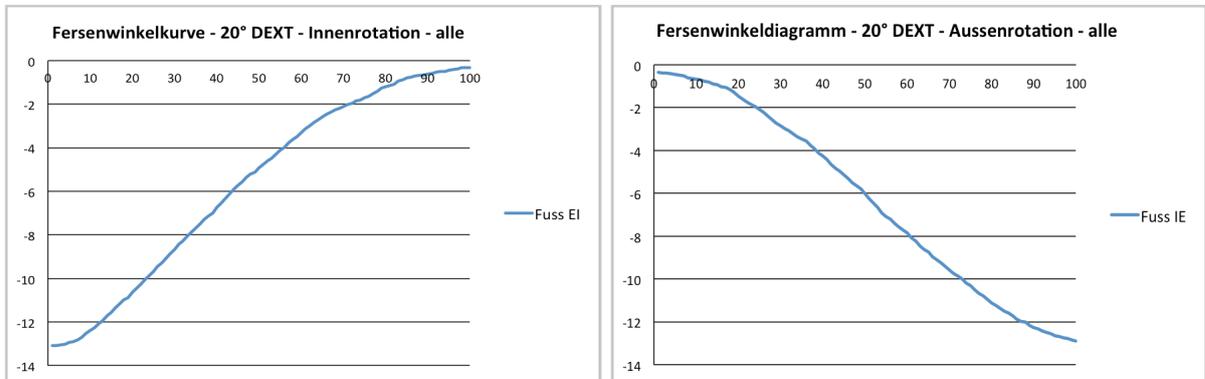


Abb. 45: Fersenwinkelkurven in Innenrotation mit Inversionsbewegung und Aussenrotation mit Eversionsbewegung (Hentschel)

Höhenkurven der Basen der Metatarsalen Digitorum 1 und Digitorum 5:

(Die Angaben auf der vertikalen Achse sind in Millimetern)

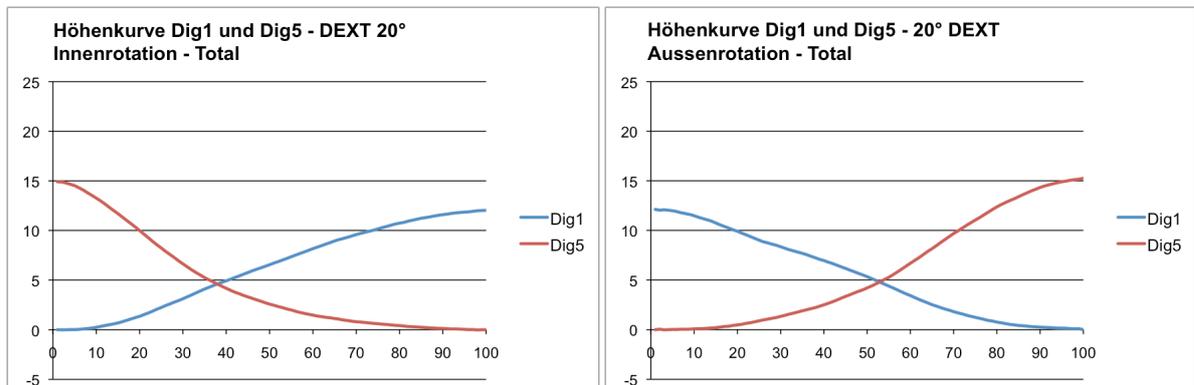


Abb. 46: Höhenkurven der Basen der Metatarsalen Digitorum 1 und Digitorum 5 (Hentschel)

4.5.1. Hypothese I

Positionsveränderungen des Fusses im Raum auf der Rotator Discs lösen in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung reproduzierbare Aktivitätsveränderungen in den einzelnen Muskelanteilen des Triceps surae aus.

- Zur Prüfung dieser Hypothese bietet sich der Vergleich der einzelnen Muskelintensitätskurven des Triceps surae (Abb. 42) mit den Winkelveränderungen des Drehtellers in Innen- und Aussenrotation an (Abb. 44).

- Durch die Rotation der Disc und damit auch des auf der Disc stehenden Fusses ist die in der Hypothese verlangte räumliche Positionsveränderung des Fusses erreicht und wird messtechnisch in Form der Winkelveränderungen abgebildet.
- Durch die per EMG zeitgleich aufgezeichneten Intensitätskurven der einzelnen Muskelanteile lässt sich so der Vergleich zwischen den Parametern Muskelintensität und Winkelveränderung durchführen.

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- Alle 5 gemessenen Muskeln zeigen im Verlauf der Rotationsbewegung der Disc ein sich zeitsynchron zur Rotation veränderndes Aktivierungslevel. Dieses verändert sich kontinuierlich in eine Richtung oder in einer gut erkennbaren linearen Kurve.
- Die Kurvenverläufe kehren sich folgerichtig im Sinne der Hypothese und in den Diagrammen gut erkennbar bei der Gegenrotation um.
- Der M. soleus und der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis haben in den aussenrotatorischen Winkeln die höchste Intensität und fallen zu den innenrotatorischen Winkelpositionen kontinuierlich ab.
- Beide Anteile des M. gastrocnemius lateralis steigen in ihrem Aktivierungslevel vom Minimum in Aussenrotation zur maximalen Innenrotationsposition kontinuierlich an und zeigen damit ein genau inverses Muster zum M. soleus und dem medialen Anteil des M. gastrocnemius medialis.
- Der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis zeigt in (Abb. 42) ein besonders interessantes Muster Er fällt nach einer hohen Intensität in Aussenrotation zur rotatorischen Neutralposition ab um dann zur Endposition in Innenrotation wieder anzusteigen. Das heisst er folgt funktionell in Innenrotationswinkelstellungen dem M. gastrocnemius lateralis und in Aussenrotationsstellungen dem medialen Anteil M. gastrocnemius medialis und dem M. soleus.

Ergebnis in Bezug zur Hypothese I:

- Die einzelnen Anteile des Triceps surae zeigen in der Versuchsanordnung die in der Hypothese verlangten klaren, sich verändernden und reproduzierbaren Aktivierungsmuster in Abhängigkeit zur Positionsveränderung des Fusses im Raum

- Da diese im 20° OSG-Winkel gut ablesbaren Vorgänge auch im 10° Winkel in ähnlicher Form erkennbar sind kann die in der Hypothese gestellte Aussage nach den Ergebnissen dieser Messungen als erfüllt gelten.

4.5.2. Hypothese II

Positionsveränderungen innerhalb der Fusstatik (Calcaneus und Fussgewölbe) schlagen sich in einem reproduzierbar veränderten Aktivitätsbild der einzelnen Anteile des Triceps surae nieder.

Zur Beurteilung dieser Hypothese werden die Muskelintensitätskurven des Triceps surae (*Abb. 42*) mit den Fersenwinkelveränderungen in Inversions- und Eversionsbewegung während der Rotationsbewegung (*Abb. 45*) verglichen.

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- Grundsätzlich ist zu beobachten, dass wiederum alle aufgezeichneten Kurven ein klares nachvollziehbares Muster abbilden und keine diffusen oder unklaren Ergebnisse liefern.
- Beim Vergleich zwischen Muskelintensitäten und Inversions-, Eversionskurve ist zu erkennen, dass der M. soleus und der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis in den eversorischen Winkeln die höchste Intensität haben und zu den inversorischen Winkelpositionen kontinuierlich abfallen. Beim M. soleus ist zudem zu beobachten, dass die Kurve in der Eversionsbewegung stärker und akzentuierter ansteigt und in der Inversionsbewegung früher abfällt.
- Beide Anteile des M. gastrocnemius lateralis zeigen ein genau inverses Muster dazu und steigen in ihrem Aktivierungslevel vom Minimum in Eversion zur maximalen Inversionsposition kontinuierlich an. Auch hier ist die Kurve im exzentrischen Anstieg etwas früher und höher im Aktivierungslevel und fällt dafür aber im konzentrischen Abstieg schneller ab.
- Der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis fällt nach einer hohen Intensität in maximaler Eversion zur rotatorischen Neutralposition ab um dann zur Endposition in Inversion wieder anzusteigen.

Ergebnis in Bezug zur Hypothese II:

Um der Auswertung der Ergebnisse besser folgen zu können werden die beiden hierfür wichtigsten Abbildungen aus dem anatomischen Teil der Arbeit erneut verwendet da sie zentrale Informationen für das Verständnis der Analyse liefern:

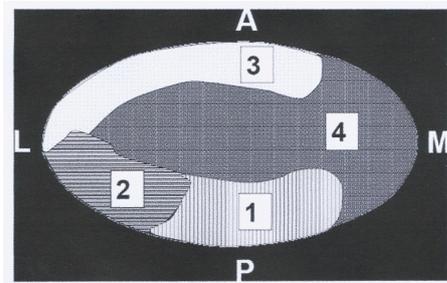


Figure 6. Transverse cross-section through the left Achilles tendon, 1 cm above tuber calcanei. (1) The fibers from the medial part of the medial head of the gastrocnemius, (2) the fibers from the lateral part of the medial head of the gastrocnemius, (3) the fibers from the lateral head of the gastrocnemius and (4) the fibers from the soleus, A: anterior, P: posterior, M: medial, L: lateral.

Abb. 47: Querschnitt linke Achillessehne, 1 cm oberhalb Tuber calcanei (P. Szaro et al., S. 590)

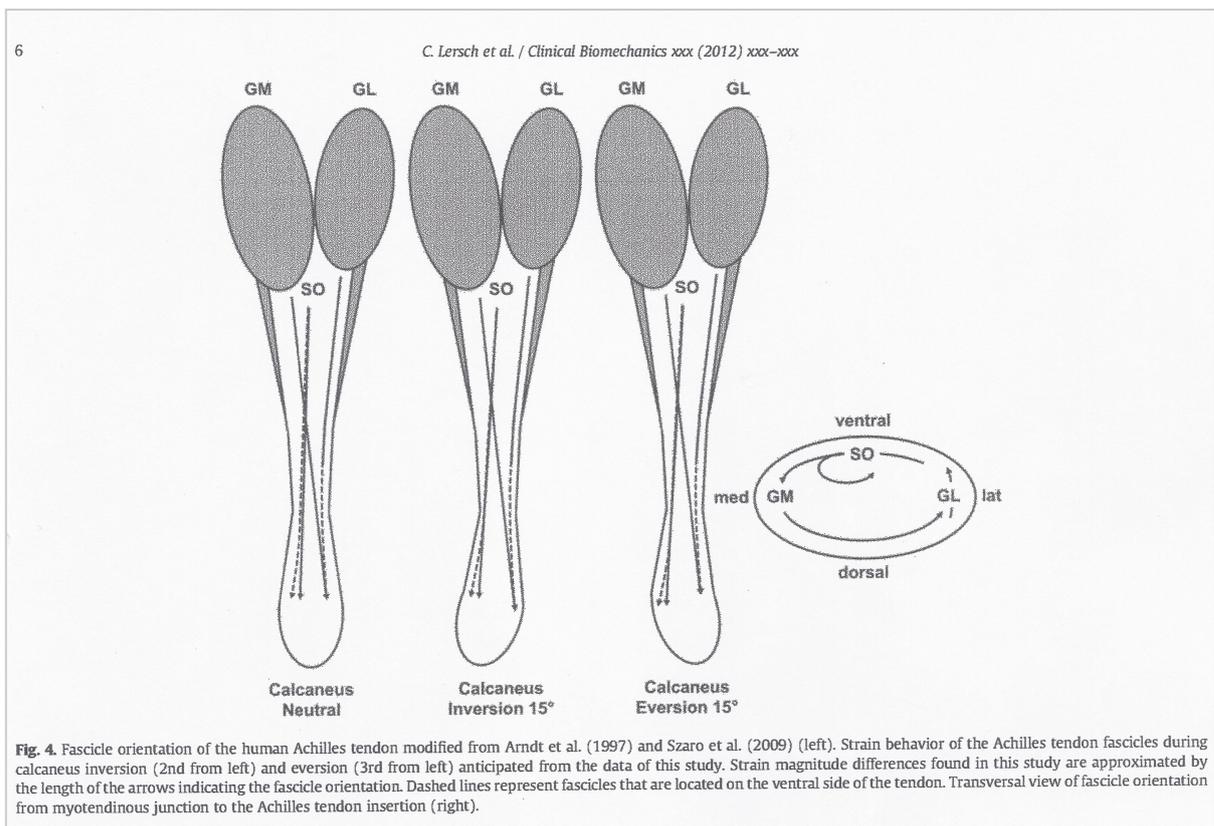


Fig. 4. Fascicle orientation of the human Achilles tendon modified from Arndt et al. (1997) and Szaro et al. (2009) (left). Strain behavior of the Achilles tendon fascicles during calcaneus inversion (2nd from left) and eversion (3rd from left) anticipated from the data of this study. Strain magnitude differences found in this study are approximated by the length of the arrows indicating the fascicle orientation. Dashed lines represent fascicles that are located on the ventral side of the tendon. Transversal view of fascicle orientation from myotendinous junction to the Achilles tendon insertion (right).

Abb. 48: Spannungsmuster der Faszikel bei Inversion und Eversion des Os calcanei (C. Lersch et al., 2012, S. 6)

Die Querschnittszeichnung der Achillessehne von Szaro [1] einen Zentimeter über dem Ansatz zeigt einen medial zentralen Verlauf der Sehnenfaszikel des M. soleus und des medialen Teils des M. gastrocnemius medialis sowie einen zentralen bis

lateralen Verlauf des lateralen Pfeilers des medialen M. gastrocnemius und des M. gastrocnemius lateralis. Die Grafik von Lersch [4] liefert ergänzend dazu die Verläufe der Muskeln nach proximal und die dazugehörigen Längenveränderungen in Eversions- und Inversionspositionen des Os calcaneus. Dabei zeigen der M. soleus und der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis eine Annäherung in Inversion und eine Verlängerung in Eversion und der M. gastrocnemius lateralis und der laterale Anteil des M. gastrocnemius medialis eine Verkürzung in Eversion und eine Verlängerung bei Inversion.

Nimmt man diese anatomischen Gegebenheiten als Basis, ist bei der Auswertung der Muskelintensitätskurven auffällig, dass immer genau die Muskeln eine höhere Intensität aufweisen, welche sich funktionell in einer verlängerten Position befinden. Genauer betrachtet ist es sogar so, dass sich die Muskelanteile, welche sich ab der rotatorischen Amplitudenmitte in einer exzentrischen Aktivierung befinden, etwas schneller und deutlicher an Intensität zulegen und sie diese auf dem konzentrischen Rückweg bis zur Amplitudenmitte früher verlieren. Der laterale Anteil M. gastrocnemius medialis zeigt bei der hier verwendeten Messanordnung ein synergistisches Bild zur medialen Gruppe in Eversion und zur lateralen Gruppe in Inversion.

Die hier gemessenen Vorgänge decken sich sehr gut mit den in vitro gemachten Aussagen der zugrunde liegenden Literatur und mit den klinisch gemachten Beobachtungen in der Praxis im Vorfeld der Studie. Sie liefern eine nachvollziehbare klare Aussage zur Stützung der aufgestellten Hypothese.

4.5.3. Hypothese III

Die Aktivitäten der einzelnen Anteile des Triceps surae während der stabilisatorischen Arbeit stehen in einer synergistischen Korrelation zu den anderen an der Fusstabilisation beteiligten und gemessenen Anteilen des M. tibialis anterior und M. peroneus longus.

Für die Auswertung des synergistischen und antagonistischen Zusammenspiels der gemessenen Muskelgruppen untereinander ist die anatomische Einteilung in eversorisch bzw. inversorisch wirkende Muskeln, sowie das Verständnis der weiterlaufenden Bewegungen durch die gesamte Fusstatik bei Inversions- bzw.

Eversionsbewegungen und einem Heben- und Senken des Fusslängsgewölbes wichtig. Dabei sind auch die Angaben zu den inversorischen bzw. eversorischen Hebelarmlängen des M. tibialis anterior und M. peroneus longus aus der im anatomischen Teil verwendeten Arbeit von P. Klein et al. 1996 [6] hilfreich. Darin wirkt der M. tibialis anterior vor allem inversorisch und der M. peroneus longus deutlich eversorisch. In diesem Zusammenhang lassen sich auch die weiterlaufenden Bewegungen bei der Aktivierung dieser beiden Muskeln erklären. Der anatomische Ansatz des M. tibialis anterior ist exakt im Bereich des Markers auf der Basis des Metatarsalen 1 und am Os cuneiforme mediale, daher führt eine Verkürzung des M. tibialis anterior zu einer Hebung der Basis des Metatarsalen 1 und damit zu einer Hebung des Fusslängsgewölbes. Setzt sich diese Bewegungsamplitude bis auf den Rückfuss fort, dann entsteht dort ein Inversionsbewegungshebel auf den Calcaneus und weiterlaufend eine Inversionsbewegung wie diese im anatomischen Teil beschrieben ist. Der Verlauf des M. peroneus longus ist direkt proximal der Basis des Os metatarsale 5 durch das Fussgewölbe zur Basis des Os metatarsale 1 und Os cuneiforme mediale, daher führt eine Verkürzung des M. peroneus longus zu einer Hebung der Basis des Metatarsalen 5 und damit zu einer Hebung des lateralen Vorfusses. Setzt sich diese Bewegungsamplitude als weiterlaufende Bewegung bis in den Rückfuss fort, dann entsteht dort ein Eversionshebel bzw. eine Eversionsbewegung auf den Calcaneus.

Zur Beurteilung werden die Diagramme in 20° Dorsalextension des Triceps surae (*Abb. 42*), die Diagramme des M. tibialis anterior mit seinen beiden gemessenen Anteilen, sowie des M. peroneus longus (*Abb. 43*), die Fersenwinkelkurven in Eversion und Inversion (*Abb. 45*) und die Höhenkurven der Metatarsalenbasis 1 und 5 (*Abb. 46*) verwendet.

Ergebnis der visuellen Auswertung des zusätzlich zu Hypothese II verwendeten Diagramms des M. tibialis anterior und M. peroneus longus in Zusammenhang mit den Höhen- und Fersenwinkelkurven:

- Die beiden Anteile des M. tibialis anterior zeigen bei einem sehr ähnlichen Verlauf die zu erwartende Kongruenz zur Höhenkurve des Metatarsalen 1 und der M. peroneus longus den Parallelverlauf zur Höhenkurve des Metatarsalen 5.

- Dazu zeigt die Aktivierungskurve des M. tibialis anterior einen Parallelverlauf zur Inversionskurve des Os calcaneus im Sinne der zu erwartenden weiterlaufenden Bewegung als Motor bzw. Beschleuniger der Inversion. Zusätzlich ist erkennbar, dass die Intensität in der konzentrischen Phase der Bewegung früher und stärker ansteigt. Dafür ist der Abfall im ersten Abschnitt der exzentrischen Phase der Bewegung steiler mit einer danach flacher auslaufenden Kurve. Das heisst, dass das Gesamtaktivitätsniveau in der konzentrischen Phase etwas höher ist als in der exzentrischen.
- Der M. peroneus longus erreicht ebenfalls wie erwartet in Eversion sein Intensitätsmaximum und in Inversion sein Intensitätsminimum als Beschleuniger oder Motor der Eversionsbewegung. Auch hier ist der Anstieg in der konzentrischen Phase etwas früher und stärker und der Abfall in der ersten exzentrischen Phase etwas steiler.
- Die Höhenkurve des Metatarsalen 1 erreicht in Inversionsstellung der Ferse ihr Höhenmaximum und die Höhenkurve des Metatarsalen 5 bei maximaler Eversion.

Ergebnis in Bezug zur Hypothese III:

Zusammen mit den in Hypothese II gemachten Aussagen über das Zusammenspiel innerhalb des Triceps surae ergibt sich ein sehr komplexes und interessantes Gesamtbild über das synergistische und antagonistische Wirken der gemessenen Muskeln in Bezug auf die Fussessteuerung bei dieser Messanordnung. Zur besseren Verständlichkeit und Gliederung der Muskelaktivitäten wird die Bewegung hierfür in 4 Abschnitte unterteilt (a. bis d.). (Die Neutralstellung ist hierbei mit der zeitlichen Mitte der Bewegungsamplitude bei 50% auf der Zeitachse definiert)

- a. Innenrotation aus maximaler Aussenrotations/Eversionsposition bis zur Neutralstellung
- b. Innenrotation aus Neutralstellung bis zur maximalen Innenrotations/Inversionsposition
- c. Aussenrotation aus maximaler Innenrotations/Inversionsposition bis zur Neutralstellung
- d. Aussenrotation aus Neutralstellung bis zu maximalen Aussenrotations/Eversionsposition

Zu a.:

- Synergistisch konzentrisch inversorisch:
Lateraler und medialer Anteil des M. tibialis anterior (zunehmend aus niedriger Intensität) und M. soleus und der mediale Anteil des M. gastrocnemius medialis (abnehmend aus hoher Intensität)
- Antagonistisch exzentrisch eversorisch:
M. peroneus longus (abnehmend aus hoher Intensität) und lateraler Anteil des M. gastrocnemius lateralis, medialer Anteil des M. gastrocnemius lateralis (zunehmend aus niedriger Intensität)

Zu b.:

- Synergistisch, konzentrisch, inversorisch:
Lateraler und medialer Anteil des M. tibialis anterior (stark zunehmend zu maximaler Intensität), M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis (niedrige Intensität, wenig Veränderung)
- Antagonistisch, exzentrisch, eversorisch:
M. peroneus longus (niedrige Intensität, wenig Änderung), lateraler und medialer Anteil des M. gastrocnemius lateralis (stark zunehmend zur maximalen Intensität)

Zu c.:

- Synergistisch, konzentrisch, eversorisch:
M. peroneus longus (leicht zunehmend aus niedriger Intensität), medialer und lateraler Anteil des M. gastrocnemius lateralis (abnehmend aus maximaler Intensität)
- Antagonistisch, exzentrisch, inversorisch:
Lateraler und medialer Anteil des M. tibialis anterior (abnehmend aus maximaler Intensität), M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis (schnell zunehmend aus niedriger Intensität)

zu d.:

- synergistisch, konzentrisch, eversorisch:
- M. peroneus longus (stark zunehmend bis zum Maximalwert), lateraler und medialer Anteil des M. gastrocnemius lateralis (niedrige Intensität, wenig Veränderung)

- Antagonistisch, exzentrisch, inversorisch:
- Lateraler und medialer Anteil des M. tibialis anterior (Leichte Zunahme am Ende der Aussenrotation), M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis . (Zunahme zum Intensitätsmaximum)

Die Auswertungen liefern gute und schlüssige Ergebnisse mit klar und eindeutig zuordenbaren synergistischen und antagonistischen Mustern zwischen allen gemessenen Muskelanteilen in allen vier verglichenen Bewegungsabschnitten und über die gesamte Bewegungsbahn.

Auch die statischen Veränderungen innerhalb des Fusses während der Bewegungsausführung mit den dazugehörigen Höhenkurven der Metatarsalenbasen 1 und 5 und die Inversions- und Eversionskurven der Ferse ergeben ein stimmiges Bild. Daher kann auch die dritte Hypothese als erfüllt gelten.

4.6. Vergleich von Einzelprobanden anhand der Amplitudengrößen

Für die unter 4.4.1 und 4.4.2 gefundenen unterschiedlichen Aktivitätsniveaus in der Grossen und der Kleinen Gruppe ergeben sich in Zusammenhang mit den in der Auswertung der Hypothesen II und III gewonnenen Erkenntnisse und Vermutungen über das Zusammenspiel der einzelnen Muskelanteile zusätzliche Auswertungsmöglichkeiten:

- Die Kleine Gruppe zeigt bei deutlich kleineren Amplituden der Ferse in Inversion und Eversion und kleineren Höhenveränderungen im Mittelfussbereich genau das in der Ergebnissen der Hypothesen gefundene Aktivierungsmuster bei allen gemessenen Einzelmuskeln. Dieses ist sowohl bei 10° als auch bei 20° Dorsalextension gut ersichtlich.
- Die Grosse Gruppe zeigt bei deutlich grösseren Bewegungsamplituden auf Ferse und Mittelfuss ein wesentlich tieferes Aktivitätsniveau vor allem bei den an der Ferse ansetzenden Muskeln mit Ausnahme des M. soleus der in allen Versuchen eine ähnliche Aktivität aufweist. Ausserdem sind auch die synergistischen Muster zwischen den Einzelmuskeln nicht so eindeutig ausgeprägt und ablesbar.

Dafür zeigen der M. peroneus longus in beiden OSG-Winkeln und in 20° auch der M. tibialis anterior hohe Aktivitäten.

- Um diese Beobachtungen weiter zu differenzieren werden nachfolgend drei Einzelprobanden mit den maximal möglichen Amplitudenunterschieden funktionell miteinander verglichen um weitere Informationen über die jeweils verwendeten Organigramme zur Fussessteuerung zu erhalten.

4.6.1. Auswertung der drei Einzelprobanden

Für die Auswertung werden der Proband aus der Grossen Gruppe (P1) mit den grössten Bewegungsamplituden und der Proband aus der Kleinen Gruppe (P5) mit den Minimalamplituden mit dem Proband (P8), aus der statistischen Mitte des Fersenwinkel- und Höhenkurvenamplitudenspektrums miteinander verglichen.

Statistische Werte der gewählten Einzelprobanden :

- Grosse Gruppe – Proband 1 in 20° OSG Winkel:
Fersenwinkelveränderung: 24.3°
Höhendifferenz Dig1: 25.1mm
Höhendifferenz Dig5: 23.8mm
- Mittlerer Wert – Proband 8 in 10° OSG Winkel:
Fersenwinkelveränderung: 9.6°
Höhendifferenz Dig1: 11.3mm
Höhendifferenz Dig5: 14.4mm
- Kleine Gruppe – Proband 5 in 20° OSG Winkel:
Fersenwinkelveränderung: 4.2°
Höhendifferenz Dig1: 4.2mm
Höhendifferenz Dig5: 8.4mm

Muskelintensitätskurven der 3 Probanden:

Proband 1

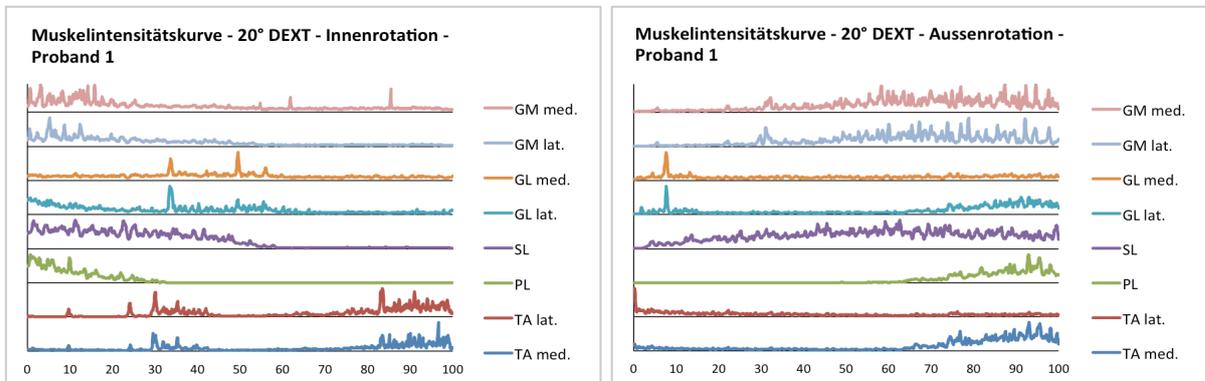


Abb. 49: Muskelintensitätskurven Proband 1 (Hentschel)

Proband 8

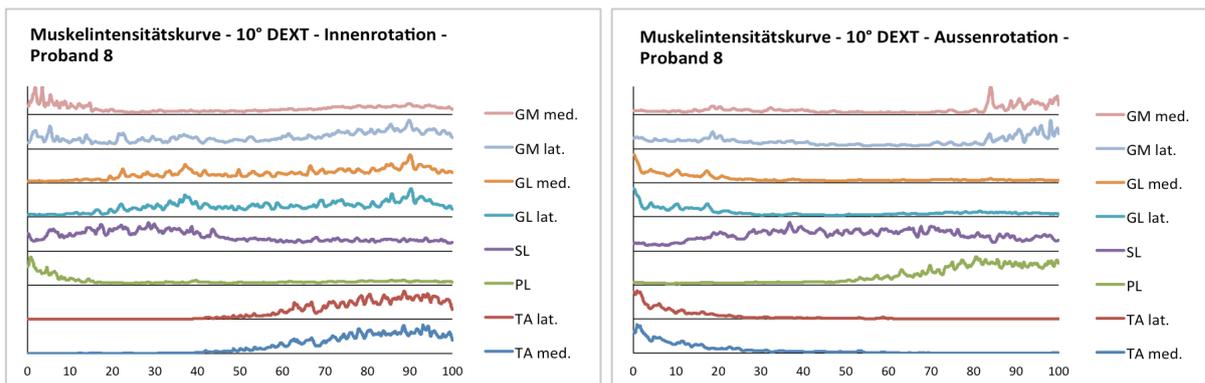


Abb. 50: Muskelintensitätskurven Proband 8 (Hentschel)

Proband 5

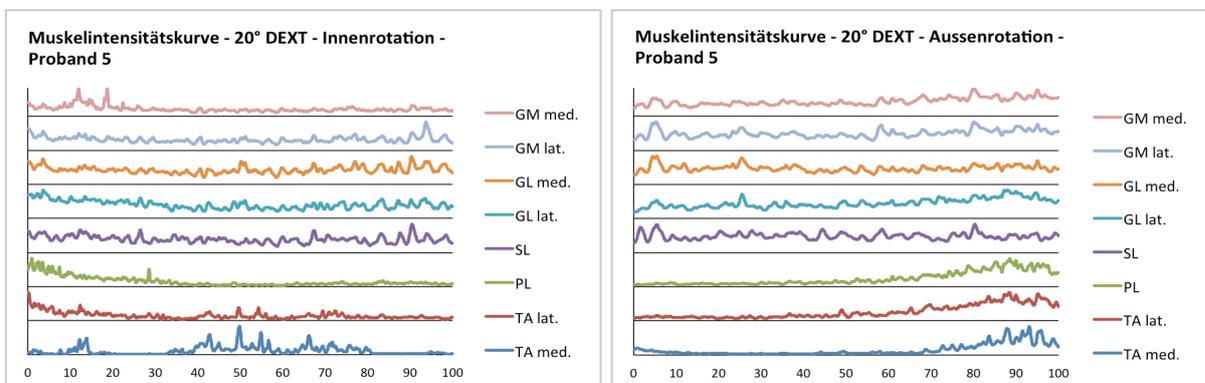


Abb. 51: Muskelintensitätskurven Proband 5 (Hentschel)

Ergebnis der visuellen Auswertung:

- **Proband 1** zeigt statistisch von allen Probanden die grössten Bewegungsamplituden in Bezug auf die Fersenwinkelveränderungen und die Höhenamplituden von Dig1 und 5.
Muskulär zeigt er sehr niedrige Gesamtintensitäten mit langen nahezu passiven Phasen in den Innenrotationswinkeln und mittleren Intensitäten in den aussenrotatorischen Winkelpositionen.
Besonders der M. gastrocnemius lateralis zeigt sehr niedrige Gesamtintensitäten. Der M. soleus und der M. gastrocnemius medialis wirken eversionsbremsend und als Antagonisten für den ebenfalls in diesem Beispiel eher schwach aktivierten M. peroneus.
Das Ergebnis zeigt eine relativ passiv geführte Ferse mit grossen Amplituden
- **Proband 8** liegt in Bezug auf die Bewegungsamplituden aller gemessenen Parameter ziemlich genau in der Mitte aller Probanden.
Er zeigt bei allen gemessenen Einzelmuskelanteilen genau die in den Mittelwertberechnungen aller Probanden gezeigten Muskelintensitätsverläufe mit den beschriebenen synergistischen und antagonistischen Aktivierungsmustern, bei einem insgesamt mittleren Intensitätsniveau.
Er bildet damit perfekt die statistischen Mittelwerte ab.
- **Proband 5** zeigt mit die kleinsten Amplituden aller Probanden bei den Inversions- und Eversionsbewegungen, bei ebenfalls sehr geringen Höhenveränderungen der Marker Dig1 und Dig5.
Im Vergleich zu Proband 1 zeigt er nur ca. 20% der Amplitude in Bezug auf den Fersenwinkel und die Höhenveränderung von Dig1 und ein Drittel der Höhenveränderung von Dig5.
Bei den Muskelintensitäten zeigt er dafür eine hohe Daueraktivität mit wenig Veränderungen in allen 5 Kanälen die am Triceps surae gemessen wurden.
Der M. tibialis anterior zeigt ein eher diffuses Muster mit mehreren Aktivierungsspitzen in der Gesamtbewegung mit einem Maximum eher in Aussenrotation und wenig Höheneffekten auf Dig1.
Der M. peroneus zeigt als einziger ein variables Muster mit dem üblichen

Intensitätsmaximum in Aussenrotation. Dadurch wird vermutlich auch die im Vergleich zu Dig1 etwas grössere Höhenamplitude für Dig5 erreicht.

Das Ergebnis zeigt eine fast starre Ferse und einen relativ bewegungsarmen Fuss mit einer durch einen hohen muskulären Aufwand erreichten Stabilisation.

5. Diskussion

5.1. Interpretation der Ergebnisse

Die in Hypothese I gut belegten Veränderungen der Aktivierungsmuster zeigen eine charakteristische Eigenschaft, die in der Interpretation der Hypothese II noch differenzierter betrachtet werden wird. Charakteristisch ist die jeweils maximale Intensität der gerade aktivierten Muskeln in den Endpositionen der Bewegungsamplituden bei einem sehr niedrigen Aktivierungslevel am jeweils anderen Ende der Bewegungsbahn. Durch die Hinzunahme der Fersenwinkelkurve in Hypothese II wird der Auftrag der einzelnen gemessenen Muskelanteile in diesem Bewegungsmuster deutlich klarer. Es besteht bei den abgefragten Eversions- und Inversionsbewegungen ein antagonistisches Zusammenspiel zwischen dem M. gastrocnemius lateralis einerseits sowie dem M. soleus und dem medialen Anteil des M. gastrocnemius medialis andererseits und einem jeweils in den Endpunkten synergistisch zuarbeitenden lateralen Anteil des M. gastrocnemius medialis. Bezieht man die Steilheit des Kurvenanstiegs in der jeweils exzentrischen Phase der Messungen und den Abfall der Intensitäten in der konzentrischen Phase in diese Interpretation mit ein, so scheint der Primärauftrag der jeweils aktivierten Muskelanteile vor allem in einer exzentrischen Bremsaktivität auf den Fersenknochen bei dessen Kippbewegung aus der Neutralposition in die Verlängerung der aktiven Muskelanteile zu bestehen und sekundär in der konzentrischen Rückbewegung bis in die Neutralposition/Amplitudenmitte. Ab diesem Moment übernehmen die antagonistischen Muskeln der Gegenseite dieselbe Funktion für die Fersensteuerung. Das heisst konkret, die einzelnen Anteile des Triceps surae sind bei diesem Bewegungsmuster vor allem im Bewegungsabschnitt zwischen maximaler Länge und Neutralposition aktiv. Die beschleunigenden Kräfte in die jeweilige Verkürzungsposition über die Neutralstellung hinaus sind aber bis hierher noch nicht genau definierbar. Diese werden dann durch die Integration der in Hypothese III gemachten Beobachtungen geliefert. Dort zeigt sich ein erhöhtes Mass an Aktivität der am Mittelfuss ansetzenden Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus in den konzentrischen Abschnitten der Bewegung und in den Phasen in

denen die Muskeln angenähert sind. Sie liefern so das noch fehlende Puzzlesteinchen und beschleunigen im Sinn der weiterlaufenden Bewegung aus dem Mittelfuss heraus die Ferse in Inversion und Eversion.

Zusammenfassend ergibt sich daraus ein Bild mit einer diagonalen Anordnung der Antagonisten um das obere und untere Sprunggelenk in Bezug auf die anatomischen Verläufe. Die lateral am Os calcaneus ansetzenden Muskelanteile wirken antagonistisch zu den medial beschleunigend und bremsend wirkenden Muskeln am Mittelfuss und die medial am Fersenbein ansetzenden Muskeln wirken antagonistisch zu den lateral beschleunigenden und bremsenden Muskeln am Mittelfuss während der Kontrolle der Fusslängsachse und der In- und Eversionshebel auf den Rückfuss. Diese Anordnung und Funktionsweise macht auch in Bezug auf die Kontrolle der Fusslängsachse während der Abrollphase beim Gehen absolut Sinn, da hier bei den stattfindenden Torsionsbewegungen um die Fusslängsachse genau diese Mechanismen abgefragt und beansprucht werden.

Zusätzlich ist zu beobachten, dass das Aktivitätsniveau aller Muskeln um die statisch und stabilisatorisch weniger aufwändige Neutralstellung herum insgesamt deutlich tiefer ist als in den Endpunkten.

Als weiteres Muster ist ausserdem ersichtlich, dass sich die in einer funktionell inversorisch wirkenden Gruppe zusammengefassten Muskeln M. tibialis anterior, M. soleus und medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis einerseits und in einer eversorisch wirkenden Gruppe zusammengefassten Muskeln M. gastrocnemius lateralis, M. peroneus und lateraler Anteil des M. gastrocnemius medialis andererseits sehr häufig während der Bewegung in ihren Intensitätsniveaus gegengleich entwickeln. Das heisst, dass während der Intensitätszunahme der Fersenmuskeln bei der Bewegung in die eine Richtung die am Mittelfuss ansetzende Muskulatur an Intensität verliert und umgekehrt. Dabei spricht anhand der Beobachtungen vieles dafür, dass sich die Muskeln während der Bewegung in den einzelnen Abschnitten der Bewegungsbahn die Steuerungskontrolle in einer synergistischen Symbiose übergeben und die beschleunigenden und bremsenden Abschnitte der Bewegung untereinander sinnvoll aufteilen.

Aus den zuletzt gemachten Analysen der Grossen und der Kleinen Gruppe, sowie der Extremmuster der Einzelprobanden entstehen die folgenden Interpretationsmöglichkeiten:

Da die Kleine Gruppe bei den gezeigten Aktivierungsmustern insgesamt näher an den Mittelwertberechnungen aller Probanden liegt und deutlich mehr Kongruenz zu den statistisch erhaltenen Standardmustern aufweist deutet einiges daraufhin, dass ein erhöhtes Muskelaktivitätsmuster in den gewünschten Synergien zu einem stabileren Fuss mit kleineren Bewegungsamplituden für Inversion, Eversion und im Mittelfussbereich führt. Diese Feststellung könnte auch für spätere therapeutische Überlegungen wichtig sein.

Bei der Grossen Gruppe gibt es deutliche Indizien dafür, dass in dieser Gruppe ein höherer Anteil der Steuerung auf die Fussesstatik aus der am Metatarsus ansetzenden Muskelgruppe kommt und die Ferse weniger aktiv sondern mehr als weiterlaufende Bewegung aus dem Mittelfuss heraus bewegt und eher passiv in ihre grossen Amplituden gekippt wird, da bei ihr eine insgesamt deutlich niedrigere Muskelintensität bei den an der Ferse ansetzenden Muskeln gemessen wurde. Dies könnte je nachdem auch ein Anhaltspunkt für Fussinstabilitäten bei diesen Probanden sein und eventuell negative Einflüsse auf die Bewegungskontrolle z. B. beim Gehen oder Balancieren haben. Diese Hypothese müsste aber mit weiteren Messungen in anderen Versuchsanordnungen noch gestützt werden.

Nimmt man bei diesen Gedankengängen die Messwerte und Muster der Einzelprobanden hinzu ergeben sich weitere Anhaltspunkte und Annahmen über funktionell unterschiedlich funktionierende Organigramme in der Fussessteuerung: Das von Proband 5 gezeigte Muster mit minimalen Bewegungsausschlägen beim Fersenwinkel und im Mittelfuss und maximalen Aktivitäten nahezu aller stabilisierenden Muskeln während der gesamten Bewegung ergeben das funktionelle Bild eines fast starren Fusses. Positiv betrachtet könnte man dabei von einem sehr stabilen Fuss reden, negativ betrachtet ergibt sich daraus ein relativ starres und wahrscheinlich auch wenig anpassungsfähiges Konstrukt. Dies könnte in der dynamischen Funktion, beim Gehen oder im Sport auch von Nachteil sein.

Das von Proband 1 gezeigte Bild ist ein sehr gutes Beispiel für die formulierte Annahme über die durch weiterlaufende Bewegungen eher passiv angetriebene Ferse mit einer geringen aktiven Stabilisation bei grossen Amplituden, da bei ihm ausser dem M. soleus alle an der Ferse direkt ansetzenden Muskeln des Triceps surae ein sehr niedriges Aktivitätsniveau aufweisen und der M. tibialis anterior und der M. peroneus longus zumindest in den Endpunkten der Bewegung aktiv sind. Besonders für das exzentrische Bremsen der Kippbewegung in Inversion sind

nahezu keine Aktivitäten im Fuss selbst nachweisbar. Diese Ergebnisse/Beobachtungen könnten z.B. ein Indiz für eventuelle Fussinstabilitäten beim Balancieren oder Gehen und eine mögliche schlechtere Kontrolle bei reaktiven Gleichgewichtsreaktionen auf den Fuss sein. Auch diese Überlegung müsste man mit weiteren Messungen belegen oder verwerfen.

Da Proband 8 in allen Werten nahe am statistischen Mittelwert liegt und in allen gemessenen Muskelanteilen genau die in der Studie herausgearbeiteten Aktivierungsmuster zeigt ist er vermutlich relativ nahe am biomechanischen Optimum mit einem beweglichen und anpassungsfähigen Fuss der eine gute muskuläre Kontrolle aufweist.

5.2. Einordnung, Ausblick und weiterführende Ideen

Die erhobenen Daten wurden anhand von 10 Probanden erhoben. Zur endgültigen Verifizierung der in der Studie erhobenen Daten wäre eine Wiederholung mit einer deutlich grösseren Probandenanzahl sicherlich sinnvoll. Dabei könnte die individuelle Verteilung der verschiedenen Aktivierungsmuster der Probanden in verschiedene Gruppen mit verschiedenen Verteilungsmustern erfolgen. So könnte je nachdem auch den von den Autoren der anatomischen Grundlagen formulierten anatomischen Varianten der Achillessehne statistisch Rechnung getragen werden. Ausserdem wurde dem Einfluss des Kniegelenks von proximal auf den medialen und lateralen Anteil des M. gastrocnemius keine Rechnung getragen. Dieses Element müsste zusätzlich erforscht und mit neuen Versuchsanordnungen verifiziert werden.

Dennoch können die in dieser Arbeit herausgearbeiteten Details im Verständnis der menschlichen Fussfunktion und insbesondere des Triceps surae auf vielfältige Art und Weise vertieft und weiterentwickelt werden.

Besonders die gelieferten Indizien für eine bewusst vom Bewegungssystem benutzte intratendinöse Selektivität bieten spannende Denkansätze.

Diese könnten z.B. im Umgang mit Achillessehnenverletzungen, der Erforschung ihrer Entstehungsmechanismen und ihrer Rehabilitation neue Erkenntnisse und Möglichkeiten liefern. Die Daten könnten dabei ein gutes Erklärungsmodell für die

vielfältig zu beobachtenden Teilrupturen der Achillessehne liefern und neue Analyseideen für deren Entstehung generieren.

Ein anderes Beispiel wäre die Analyse der Fussmechanik von Sprintern oder Hochspringern in der Kurve mit den dabei auftretenden asymmetrischen Zugverhältnissen im Triceps surae und der Achillessehne z.B. im Hinblick auf die Schuhentwicklung.

Aus physiotherapeutischer Sicht ist die Kenntnis der Selektivität ein sehr gutes Argument für den Sinn und die Wichtigkeit des propriozeptiven Trainings auf labilen Unterlagen, bei dem eben diese Selektivität aktiv abgefragt und trainiert wird. Man könnte die für die Studie gemachten Messungen auch in regelmässigen Abständen postoperativ während der Rehabilitation nach Achillessehnenoperationen einsetzen und dabei beobachten, wie stark die Selektivität in der Sehne durch die Verletzung und die OP verloren gegangen ist und ob, wann und in welchem Ausmass sie zurückkommt.

Auch aus den hier gemachten Beobachtungen und Auswertungen zwischen der Grossen und der Kleinen Gruppe mit den gezeigten Mustern der Extrembeispiele könnte man nach einer Verifizierung mit einer grösseren Probandenanzahl durchaus ein Tool zu einer strukturierten detaillierten Analyse vieler Fussorganigramme entwickeln. Interessant wäre z.B. die Datenauswertung mit dieser Versuchsanordnung mit einer grösseren Probandenzahl unter Berücksichtigung der Fussform in Bezug auf Hohl- oder Senkfüsse. Idealerweise liessen sich dabei gewisse Muster erkennen, statistisch erfassen und gegebenenfalls in therapeutische Massnahmen, Schuheinlagenversorgung oder ähnliches umsetzen.

Die hier angedachten Einsatzmöglichkeiten der Studienergebnisse sind dabei lediglich als Auswahl an Möglichkeiten zu verstehen, sie liessen sich sicherlich noch um viele Varianten und Ideen erweitern.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Szaro P., Witkowski G., Smigielski R., Krajewski P. Cizek B. Fascicles of the adult human Achilles tendon – An anatomical study. *Ann Anat.* 2009; 191: 586-593
- [2] Arndt A., Brüggemann G.-P., Koebke J., Segesser B. Asymmetrical loading of the human Triceps surae: I. Mediolateral force differences in the Achilles tendon. *Foot and Ankle International* 1999; 7: 444-449
- [3] Arndt A., Brüggemann G.-P., Koebke J., Segesser B. Asymmetrical loading of the human Triceps surae: II. Differences in calcaneal moments. *Foot and Ankle International* 1999; 7: 450-455
- [4] Lersch C., Grötsch A., Segesser B., Koebke J., Brüggemann G.-P., Potthast W. Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. *Clin. Biomech* 2012
- [5] Cohen J. C., Anatomy and biomechanical aspects of the Gastrosoleus complex. *Foot Ankle Clin N Am* 2009; 14: 617-626
- [6] Klein P., Matthys S., Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: An in vitro study. *J. Biomechanics* 1996; 29: 21-30
- [7] Kadaba MP., Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990; 8(3): 383-92.
- [8] von Tscharner V., Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2000; 10: 433–445
- [9] Kinugasa R., Akima, Hiroshi. Neuromuscular activation of Triceps surae using muscle functional MRI and EMG. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2005; 37(4): 593-598
- [10] Kinugasa R., Kawakami Y., Funaka T., Muscle activation and its distribution within human Triceps surae muscles. *J Appl Physiol* 2005; 99: 1149-1156
- [11] Fröberg A., Komi P., Ishikawa M., Movin T., Arndt A. Force in the Achilles Tendon During Walking With Ankle Foot Orthosis. *The American Journal of Sports Medicine* 2009; 37(6): 1200-1207

- [12] Wyss C., Stacoff A. Die Anwendung der Ganganalyse in der Fusschirurgie. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie 2008; 56 (2): 56-60

7. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AI	Bewegung aus der Aussenrotationsposition in Innenrotation
AR	Aussenrotation
DEXT	Dorsalextension
Dig1	Marker auf der Basis des Os metatarsale des ersten Zehs
Dig5	Marker auf der Basis des Os metatarsale des fünften Zehs
EI	Bewegung aus einer Eversionsposition in Inversion
EMG	Elektromyogramm
GM	M. gastrocnemius medialis
GM med.	medialer Anteil des M. gastrocnemius medialis
GM lat.	lateraler Anteil des M. gastrocnemius lateralis
GL	M. gastrocnemius lateralis
GL med.	medialer Anteil des M. gastrocnemius lateralis
GL lat.	lateraler Anteil des M. gastrocnemius lateralis
IA	Bewegung aus der Innenrotationsposition in Aussenrotation
IR	Innenrotation
PL	M. peroneus longus
SL	M. soleus
10a	Messung in 10° DEXT und Aussenrotation
10i	Messung in 10° DEXT und Innenrotation
20a	Messung in 20° DEXT und Aussenrotation
20i	Messung in 20° DEXT und Innenrotation

8. Dank

Am Anfang dieser Arbeit stand die Aussage von Beat Göpfert während eines Moduls am COB der Uni Basel in diesem Studiengang: „Wir warten auf Eure Ideen“. Dieser Satz hat bei mir die Initialzündung für diese Arbeit ausgelöst.

Fast drei Jahre später ist sie jetzt vollendet und auf dem Weg durch diese intensive Zeit gab es eine Vielzahl von Helfern, Beratern und Gönnern ohne die diese Arbeit niemals hätte in der jetzigen Form in die Tat umgesetzt werden können.

An erster Stelle möchte ich folgerichtig Beat Göpfert danken der nicht nur durch seinen Satz mit dem Signal „unsere Türen sind offen – kommt“ an dieser Arbeit beteiligt war, sondern auch durch unzähligen Stunden in Labors, an Rechnern und organisatorisch im Hintergrund sowie mit seinem immensen Fachwissen rund um die Biomechanik einer der tragenden Säulen während der Realisierung dieser Arbeit war.

Mein zweiter Dank geht an Beatrice Trog, die mir besonders in der Endphase der Arbeit mit ihrem unermüdlichen Einsatz rund um die perfekte Formatierung der Arbeit einen riesigen Dienst erwiesen hat.

Dank auch an unsere Studiengangsleitung Professor Niklaus Friederich für die Leitung und Aufsicht über diese Arbeit und den gesamten Studiengang und Andreas M. Bertram für seine Gesamtleistung zur Ermöglichung dieses Studiums.

Ausserdem geht ein grosser Dank an Christian Wyss für viele fachliche Beratungen rund um die Biomechanik des Fusses und für die Erlaubnis der Verwendung seines Aarauer Fussmodels in den Messreihen und Mr. „EMG“ Vinzenz von Tschanner für seine hochdifferenzierten Wavelet Analyse Tools zur Auswertung der EMG-Messungen.

Vielen Dank auch an das Universitätskinderspital beider Basel und Professor Dr. med. Reinald Brunner für die Möglichkeit die Messungen im dortigen Ganglabor durchführen zu können.

Marieke Binasch gebührt Dank für ihren strukturierten Einsatz rund um die Probanden an den beiden Messtagen.

Ein grosser Dank geht in diesem Zusammenhang natürlich auch an die Probanden, welche Zeit und das ein oder andere Haar ihrer Beine geopfert haben und an meine

Familie die Ihren Vater und Ehemann in diesen drei Jahren unzählige Stunden entbehrt hat.

Dazu möchte ich dem gesamten Personal des COB für die vielen Stunden in Gesellschaft und die vielen guten Gespräche und Denkanstösse rund um meine Arbeit danken, sowie allen anderen Helfern die in irgendeiner Form zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Last but not least möchte ich einem Menschen danken der mir durch sein immenses Fachwissen rund um die Achillessehne und die Möglichkeit bei unzähligen Achillessehnenoperationen live mit dabei zu sein die Faszination für diese Struktur implantiert hat und ohne den ich niemals die Ideen und fachlichen Grundlagen zur Entwicklung dieser Arbeit besessen hätte. Er hat mich auf diesem Weg durch einen grossen Teil meines beruflichen Werdegangs begleitet - Dr. med. Bernhard Segesser.

Vielen Dank

9. Originalitätserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst habe, dass ich keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet sowie alle wörtlich, oder dem Sinn nach aus der Literatur zitierten Stellen, entsprechend gekennzeichnet habe.

Name: Jens Hentschel

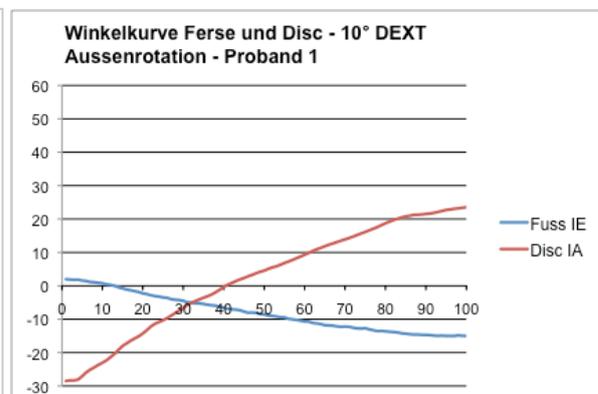
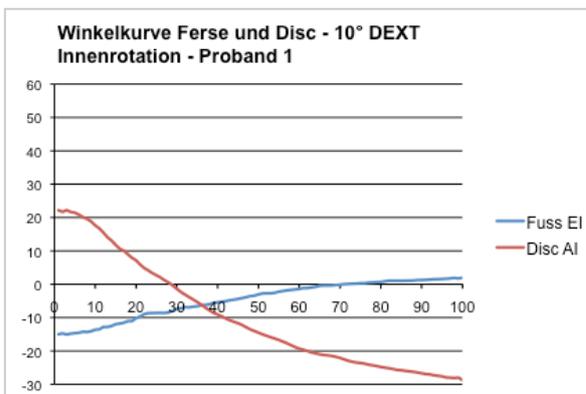
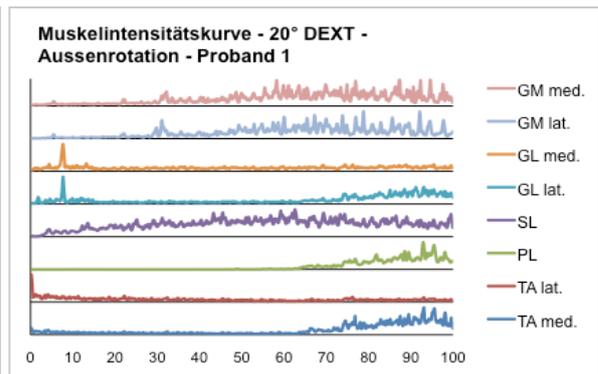
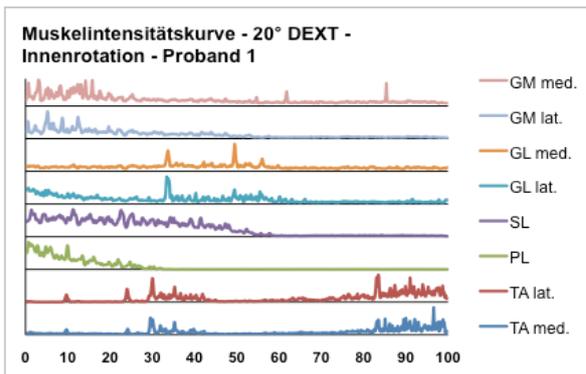
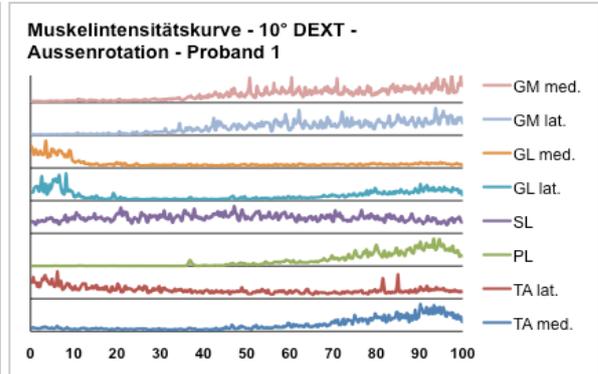
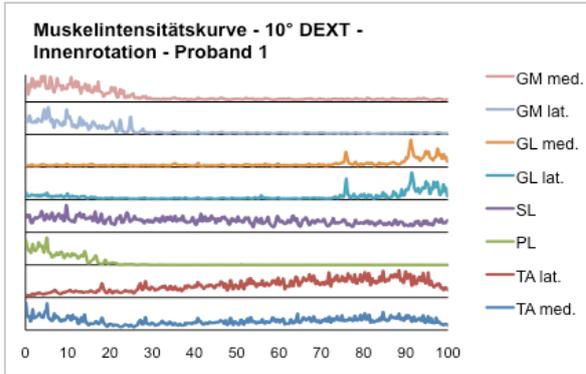
Allschwil, den 31.01.2016

Unterschrift

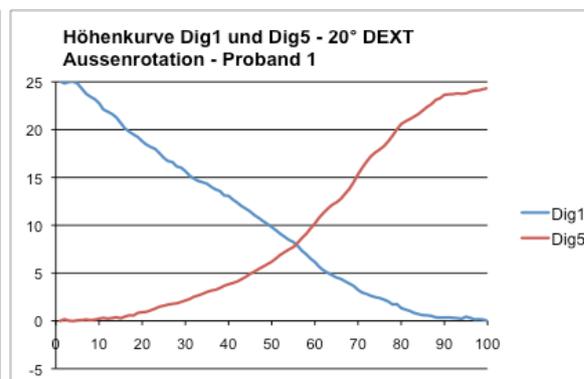
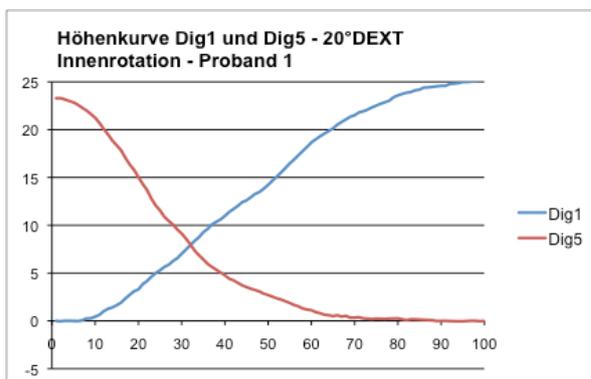
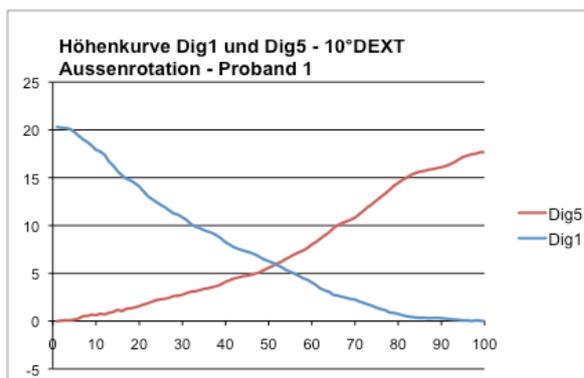
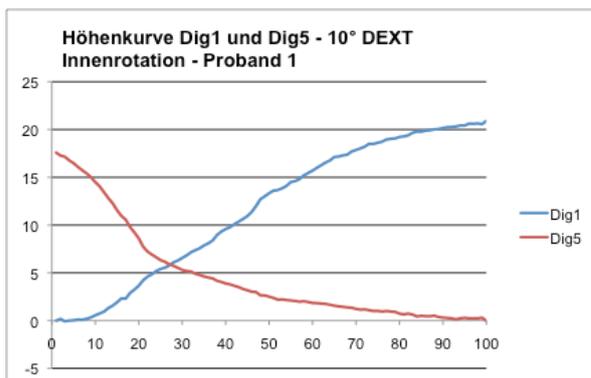
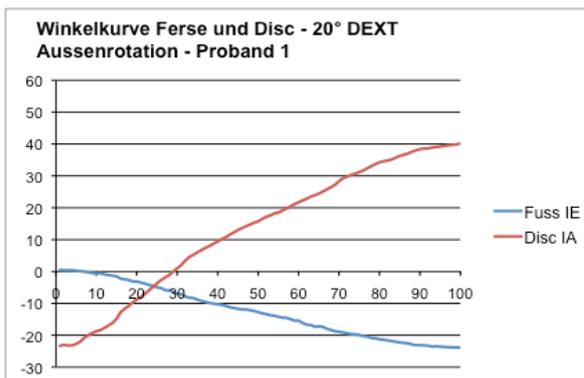
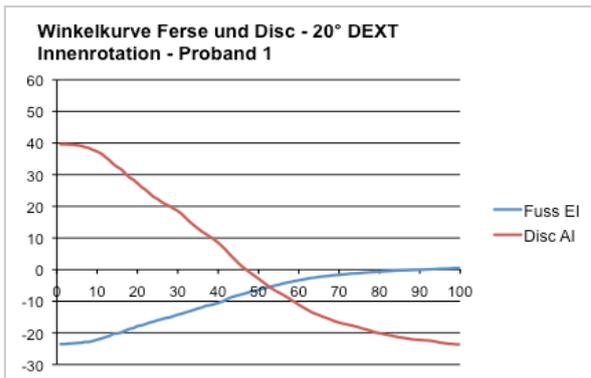


10. Anhang

10.1. Datensammlung Proband 1

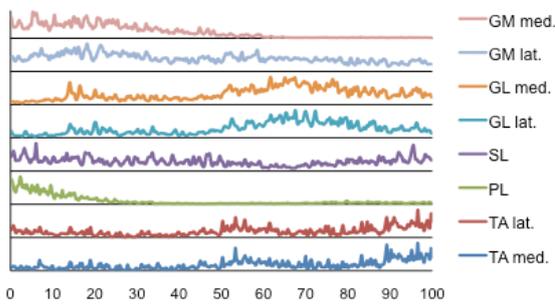


„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“

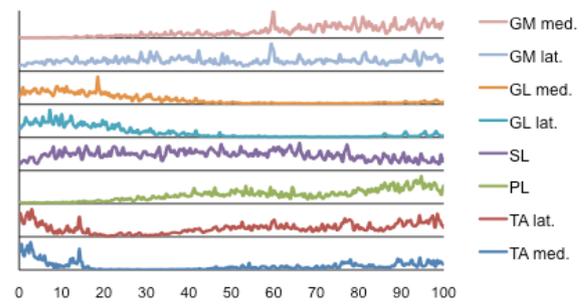


10.2. Datensammlung Proband 2

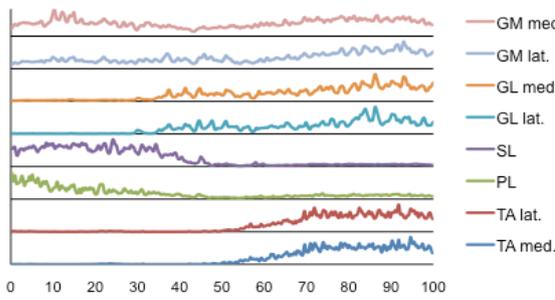
Muskelintensitätskurve - 10° DEXT - Innenrotation - Proband 2



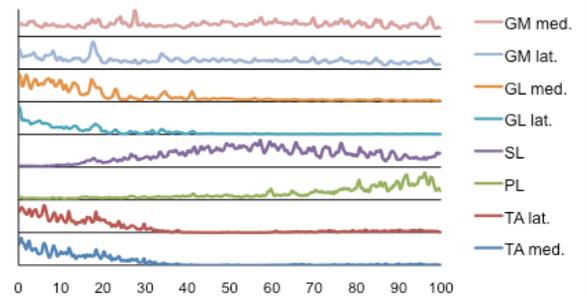
Muskelintensitätskurve - 10° DEXT - Aussenrotation - Proband 2



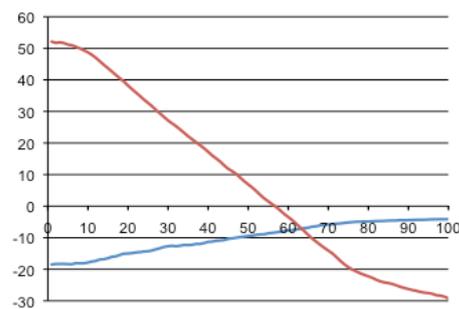
Muskelintensitätskurve - 20° DEXT - Innenrotation - Proband 2



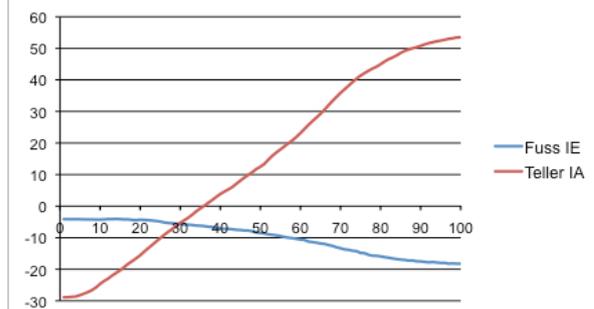
Muskelintensitätskurve - 20° DEXT - Aussenrotation - Proband 2



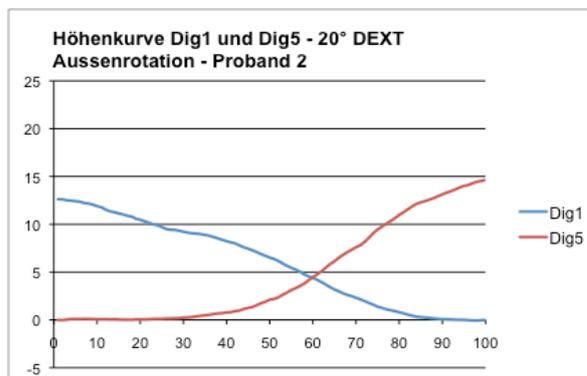
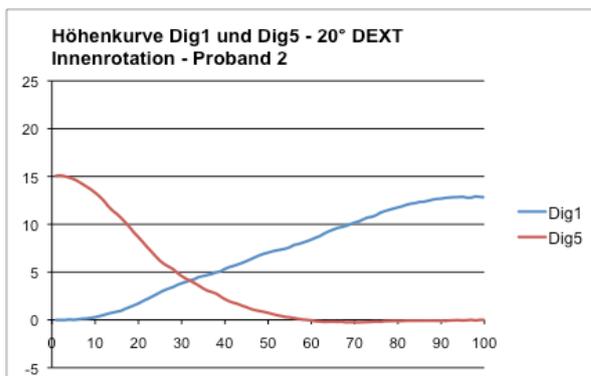
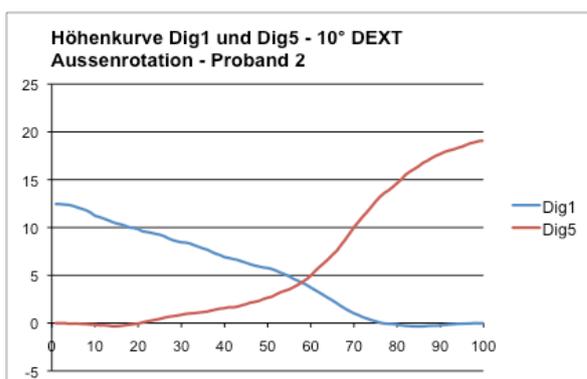
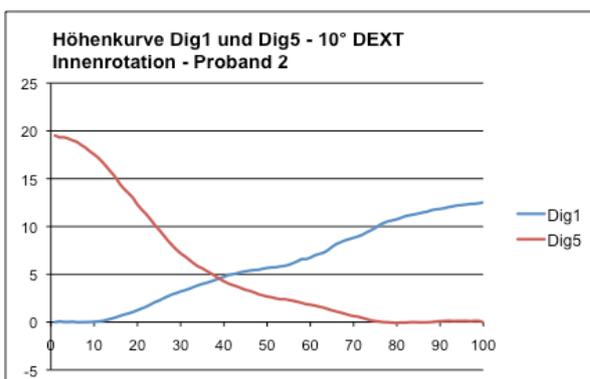
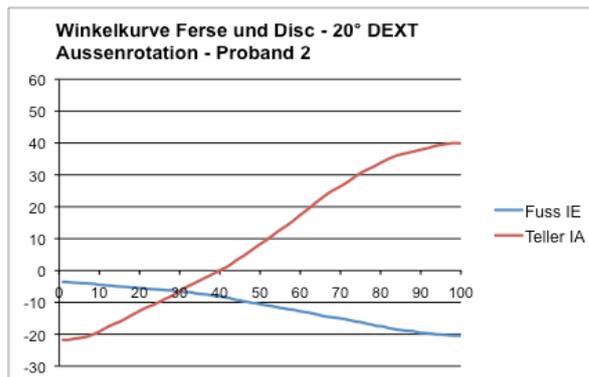
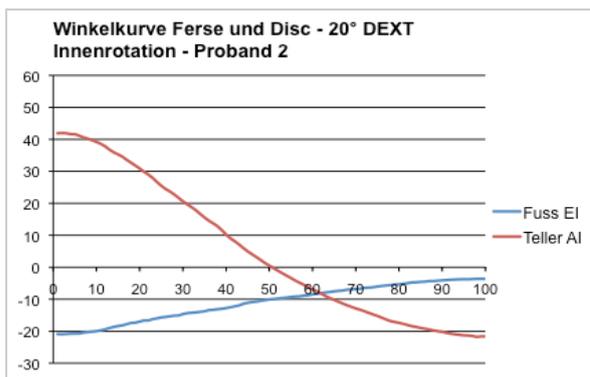
Winkelkurve Ferse und Disc - 10° DEXT Innenrotation - Proband 2



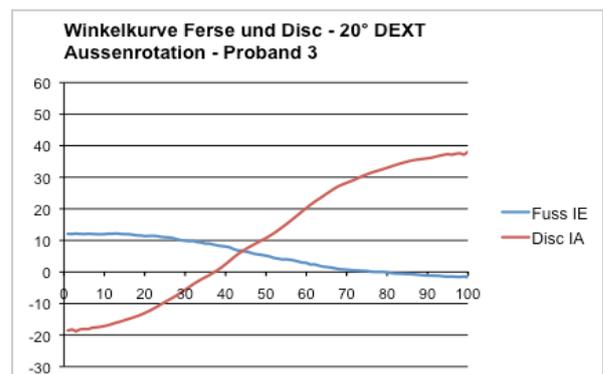
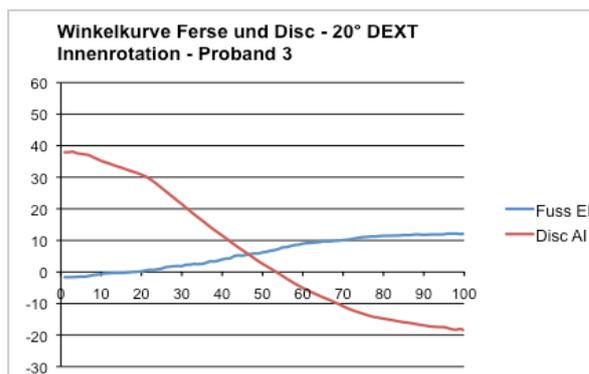
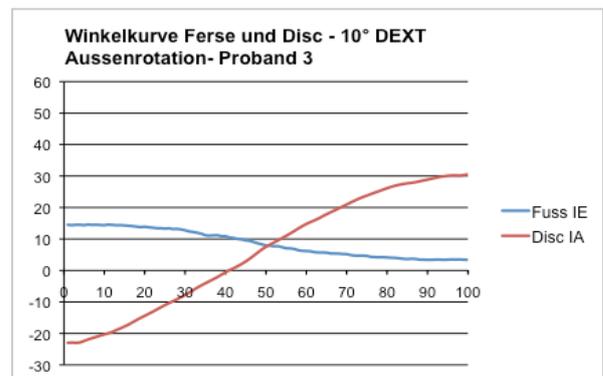
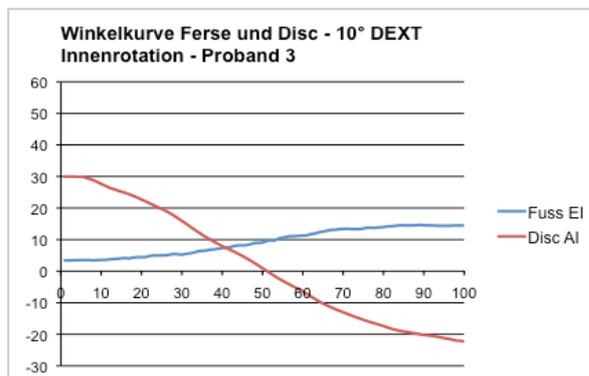
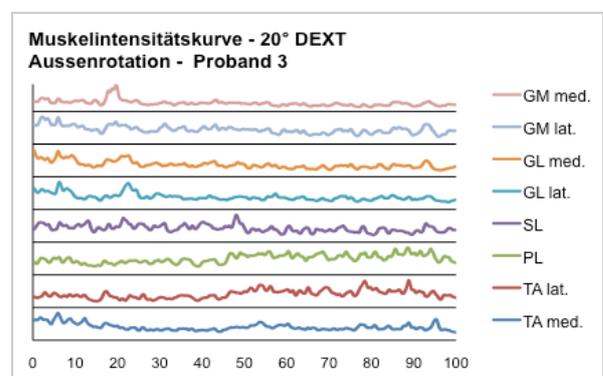
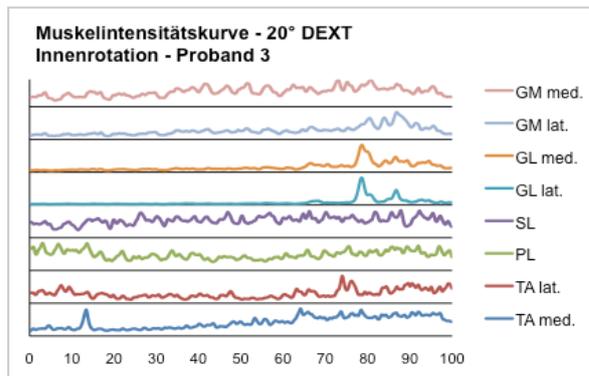
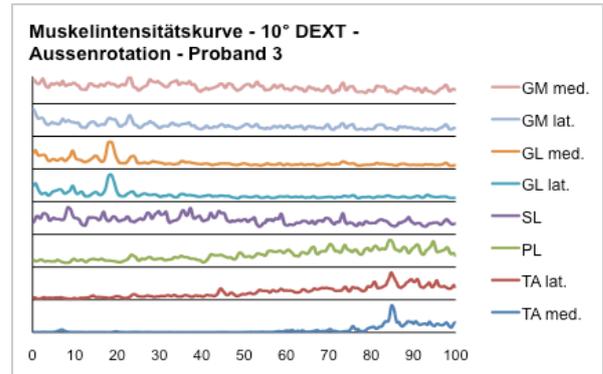
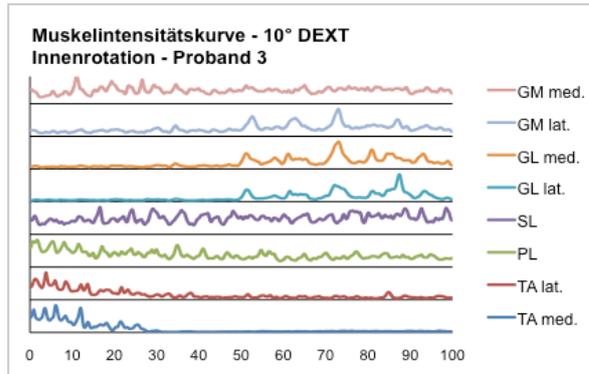
Winkelkurve Ferse und Disc - 10° DEXT Aussenrotation - Proband 2



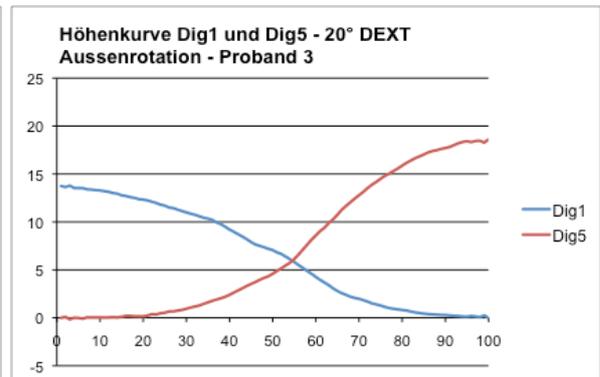
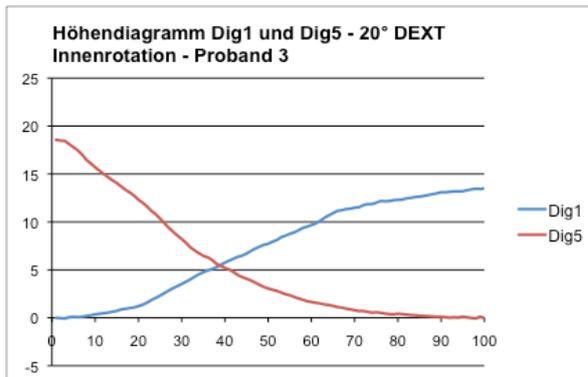
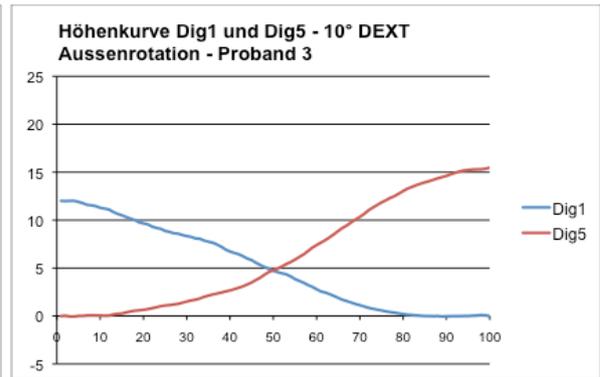
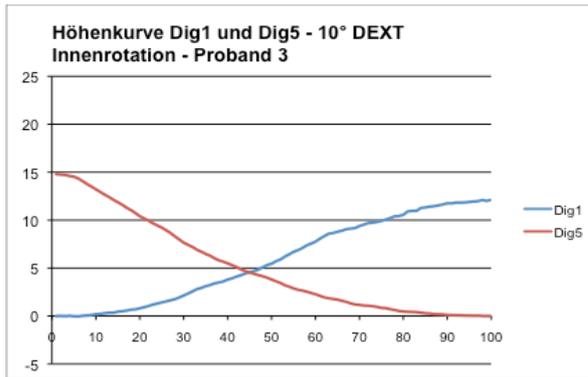
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



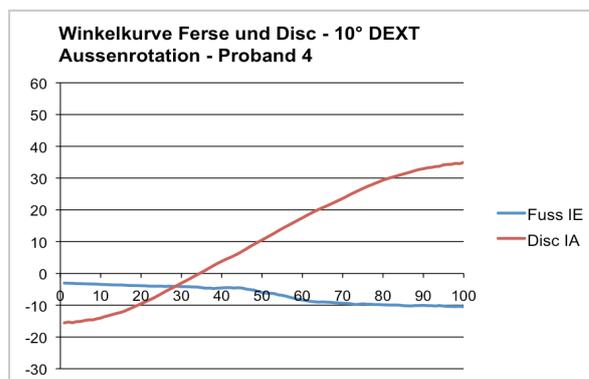
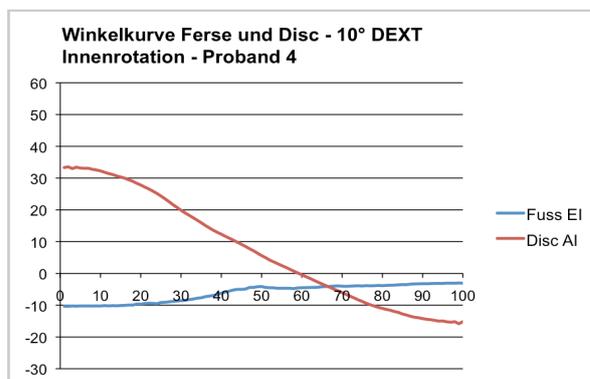
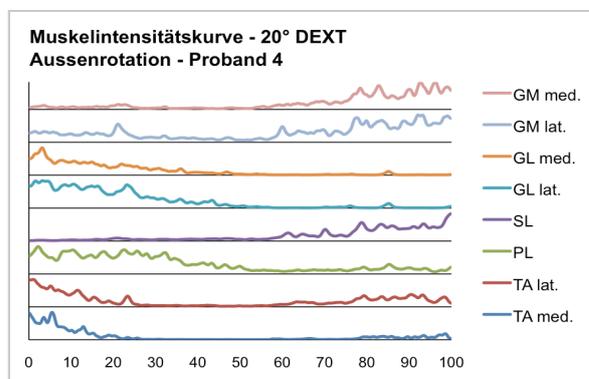
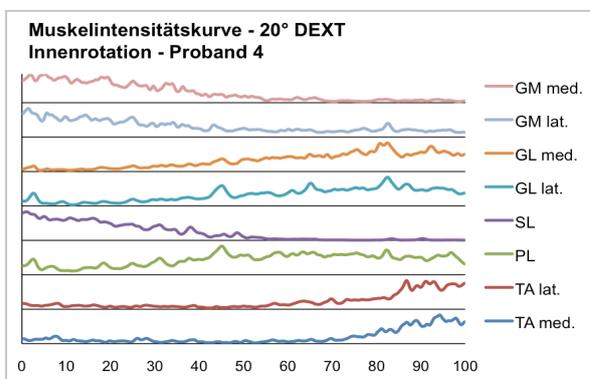
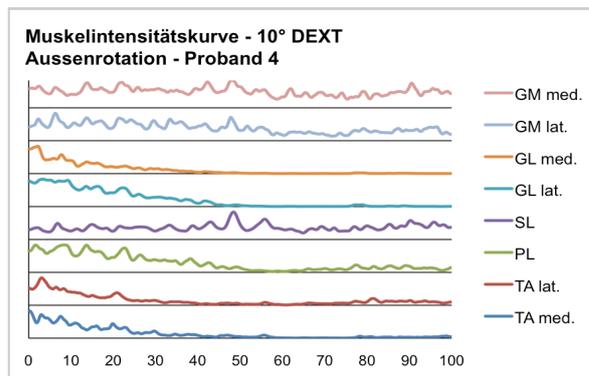
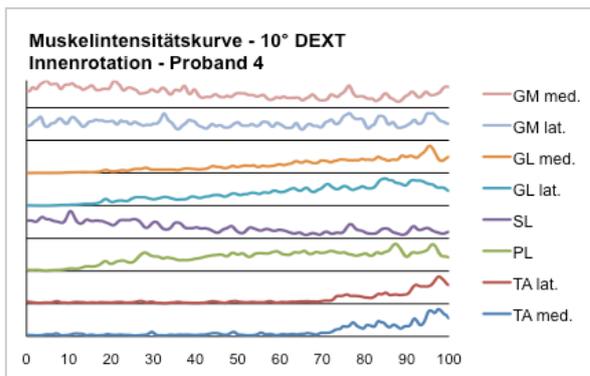
10.3. Datensammlung Proband 3



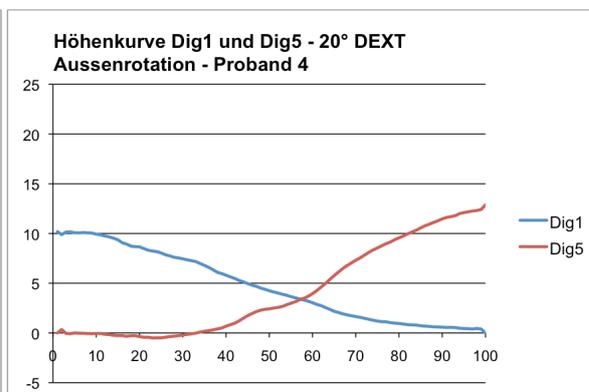
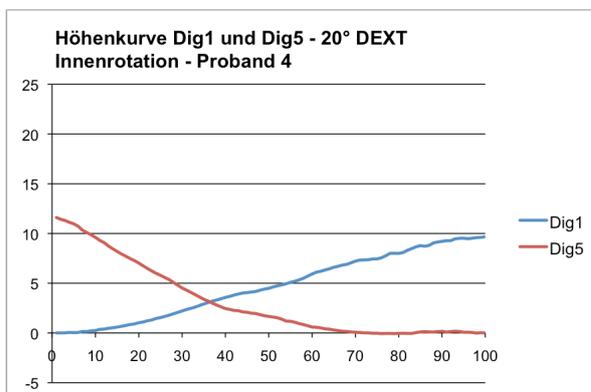
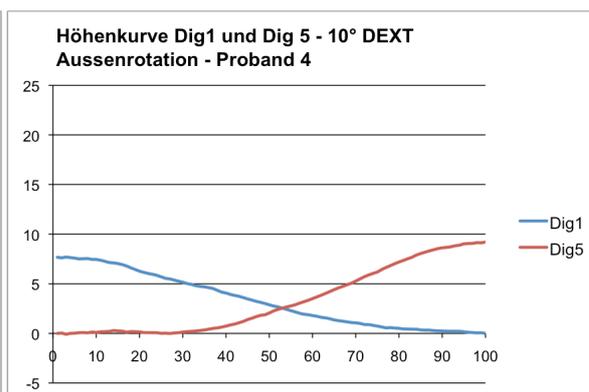
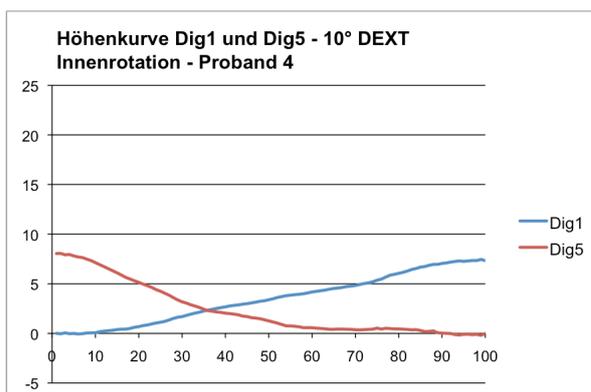
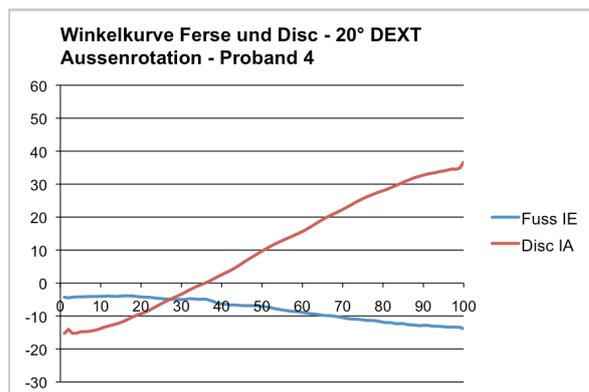
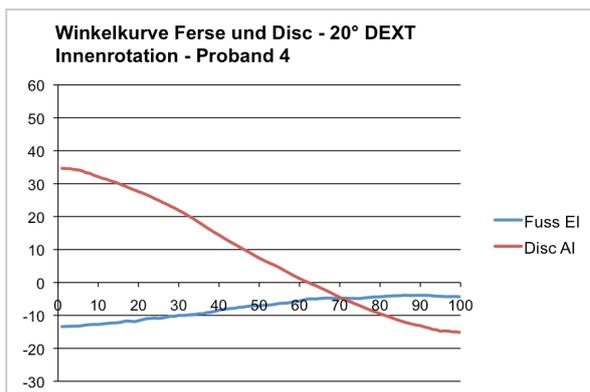
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



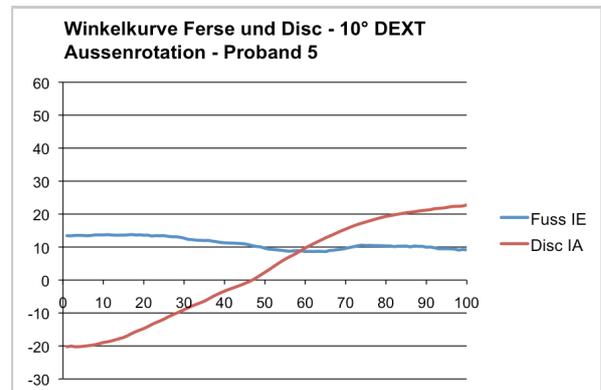
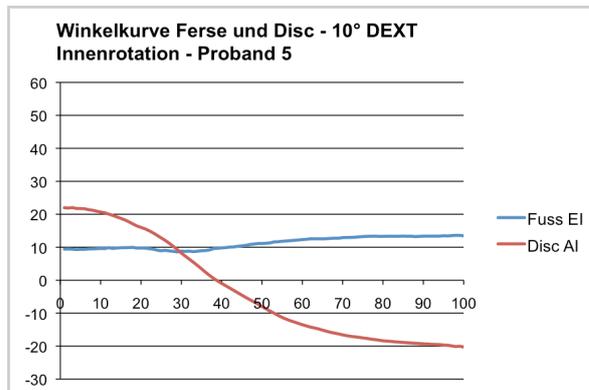
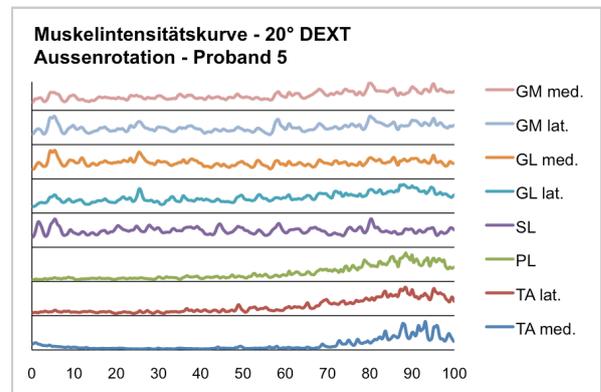
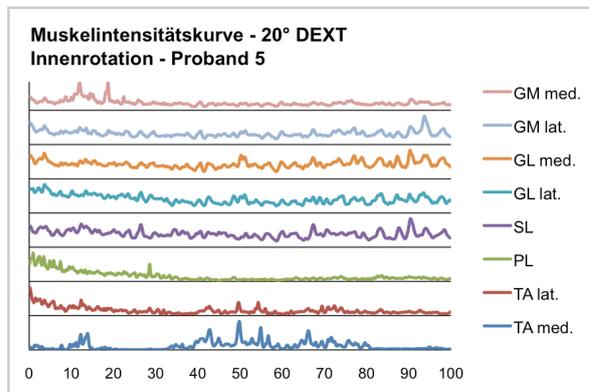
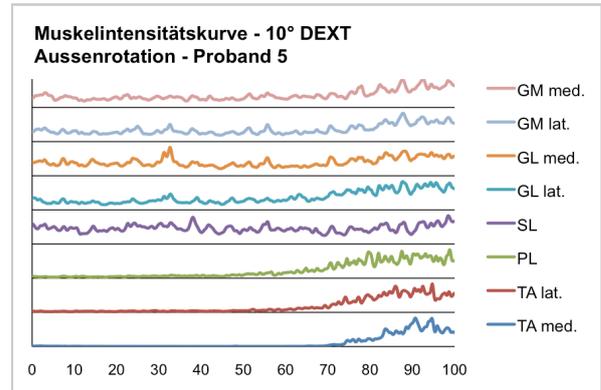
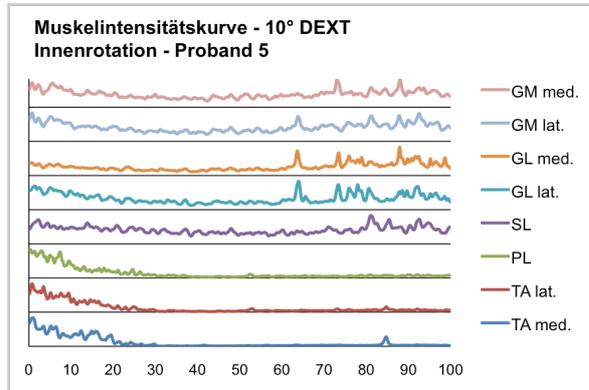
10.4. Datensammlung Proband 4



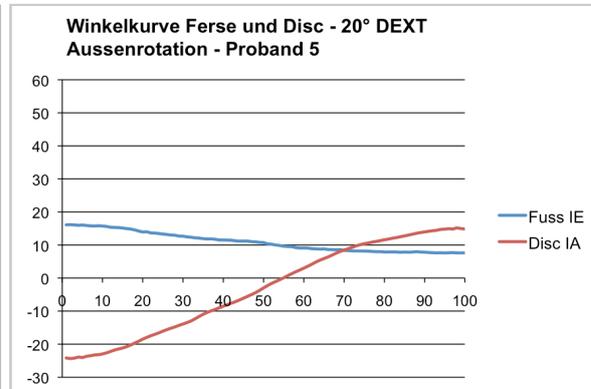
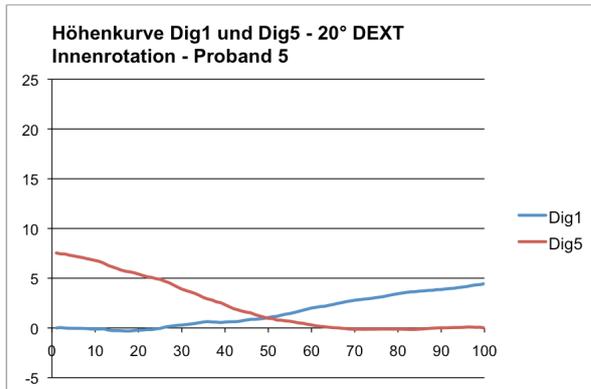
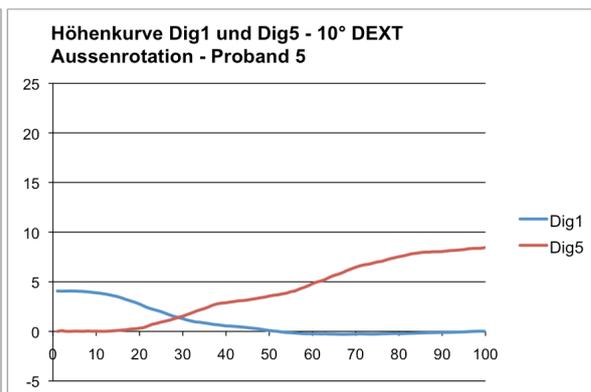
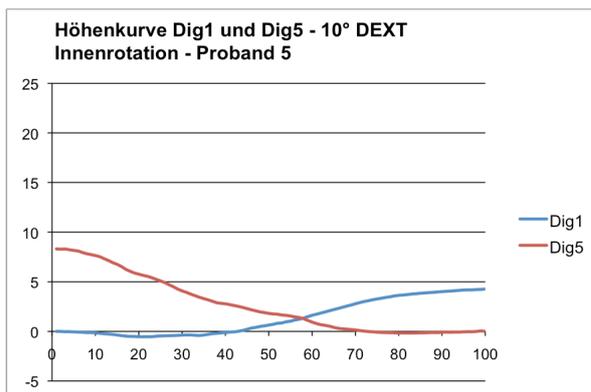
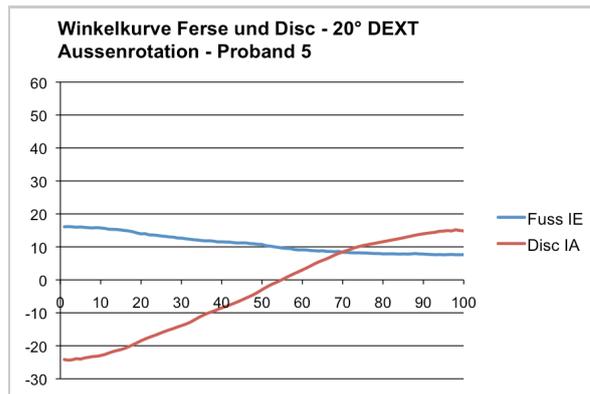
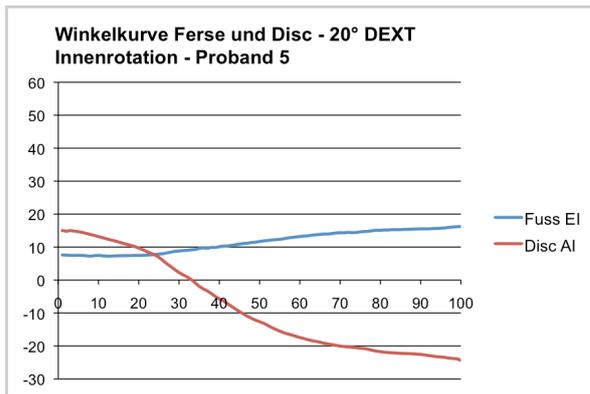
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



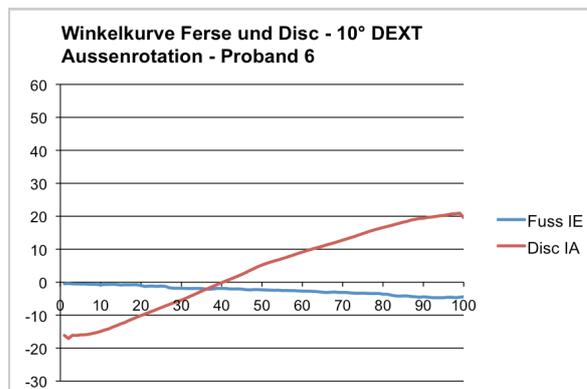
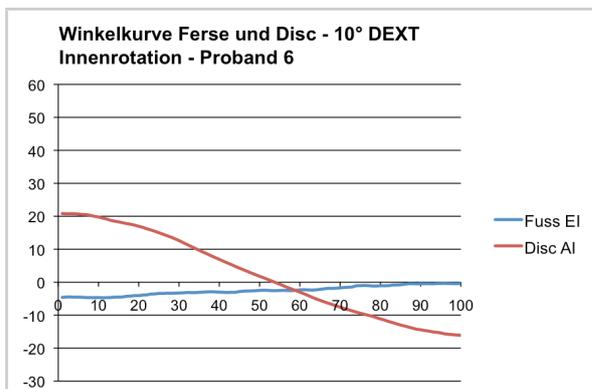
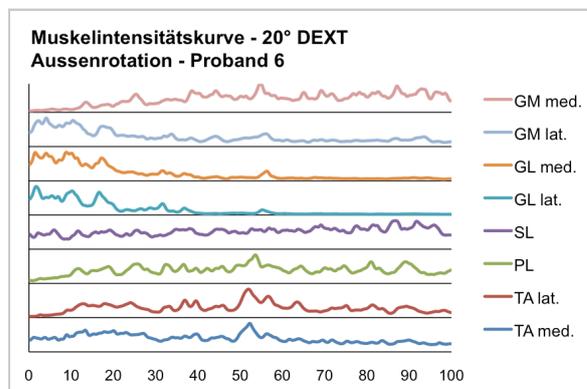
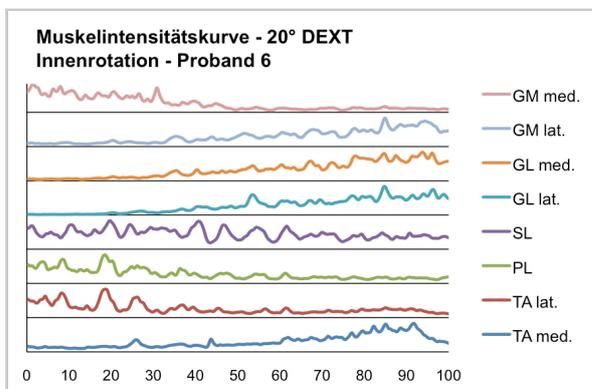
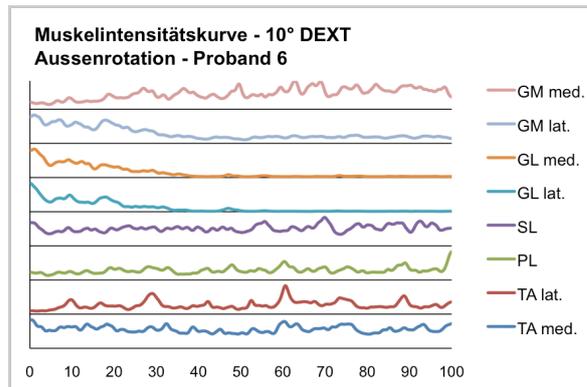
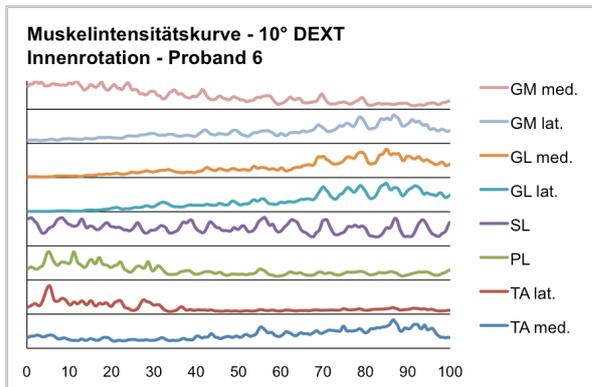
10.5. Datensammlung Proband 5



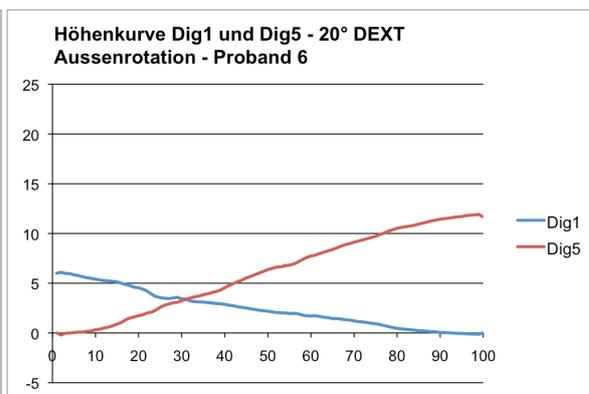
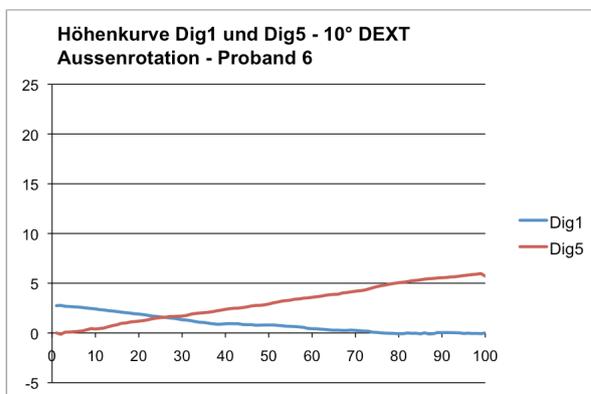
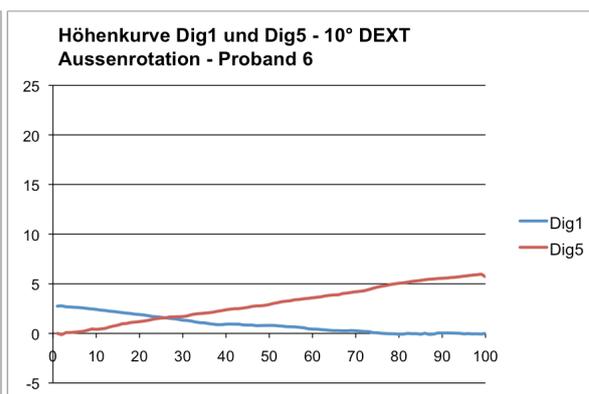
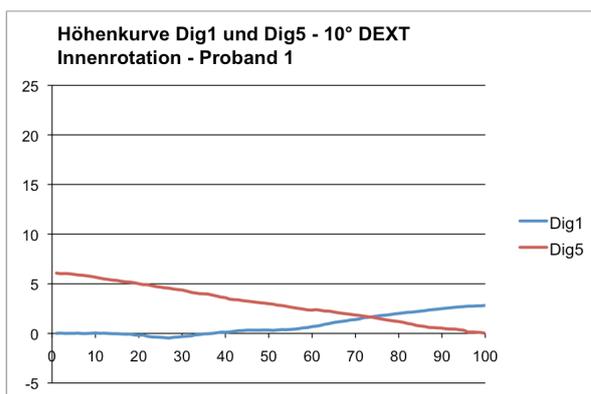
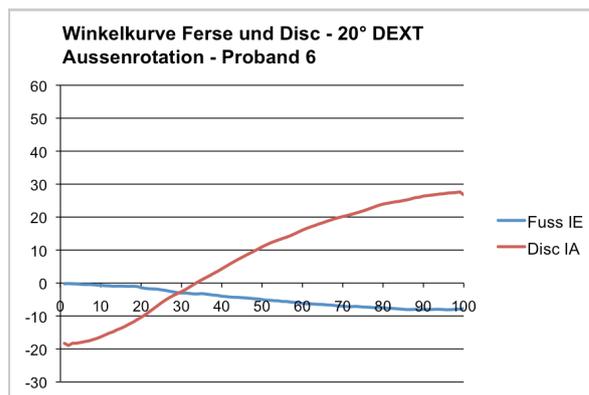
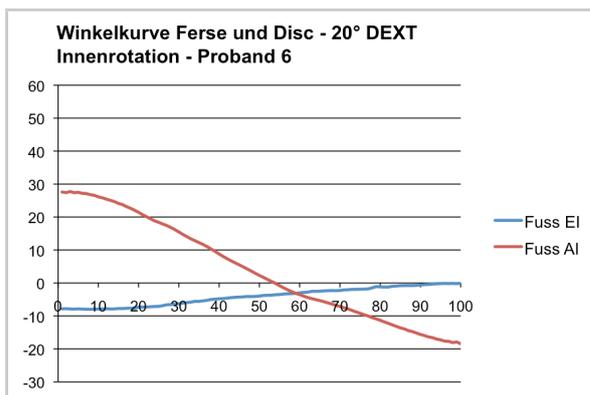
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



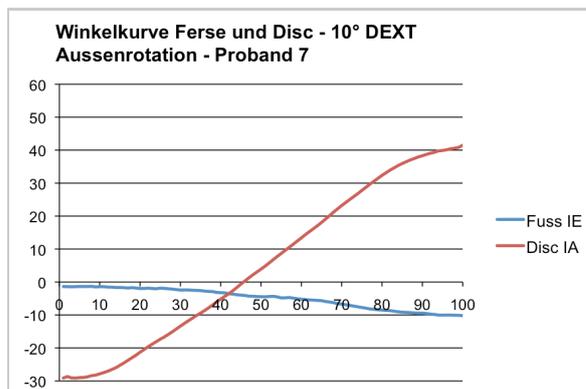
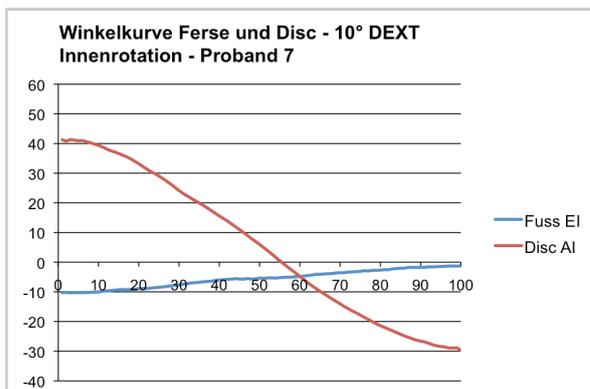
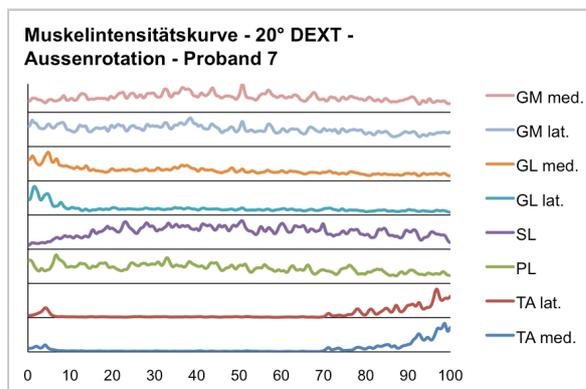
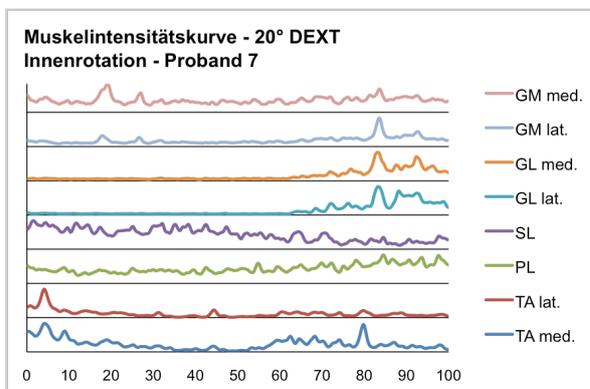
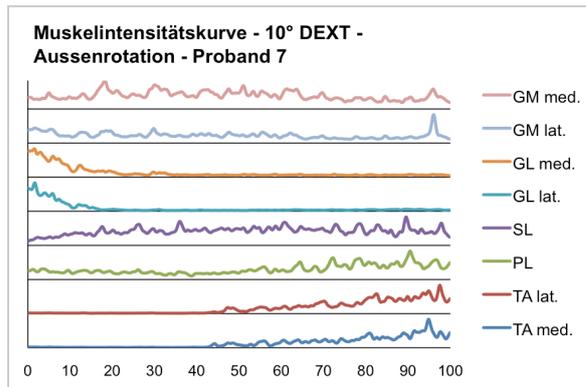
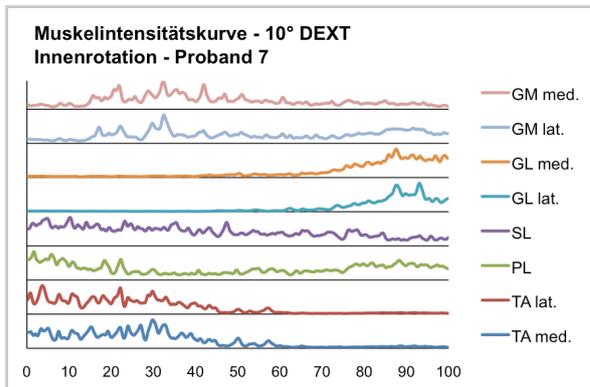
10.6. Datensammlung Proband 6



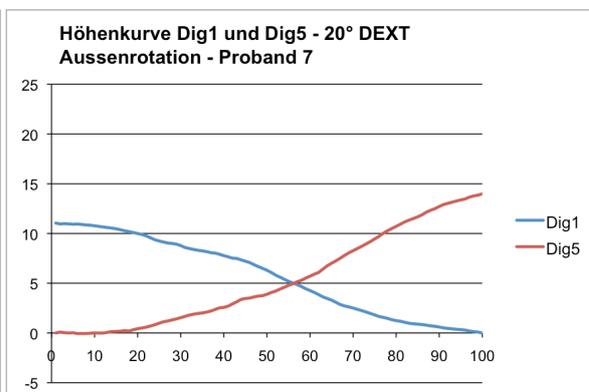
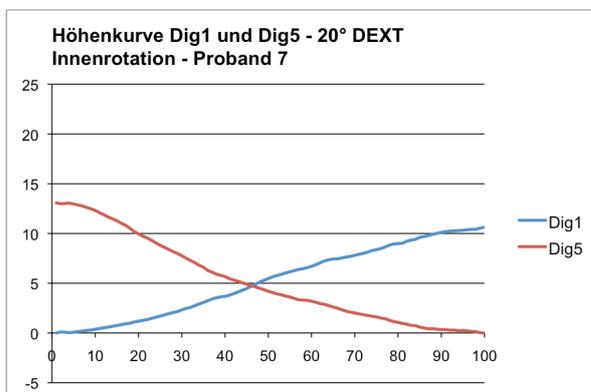
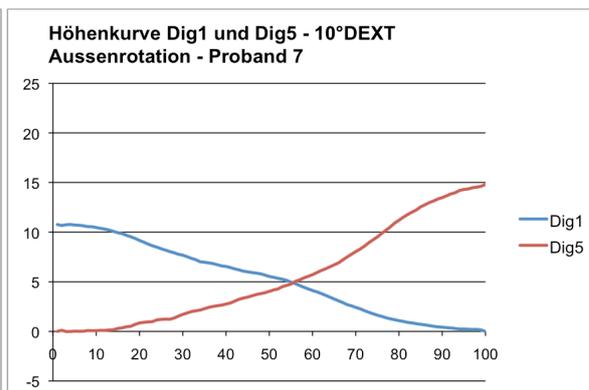
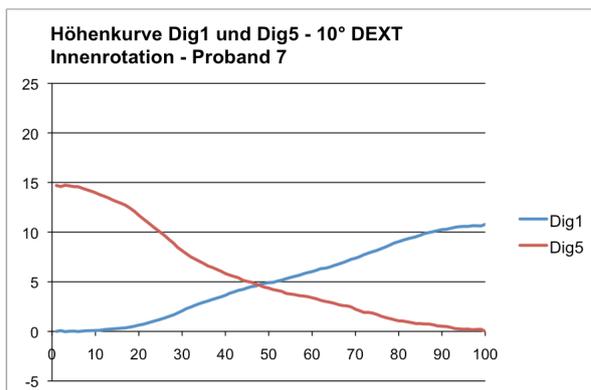
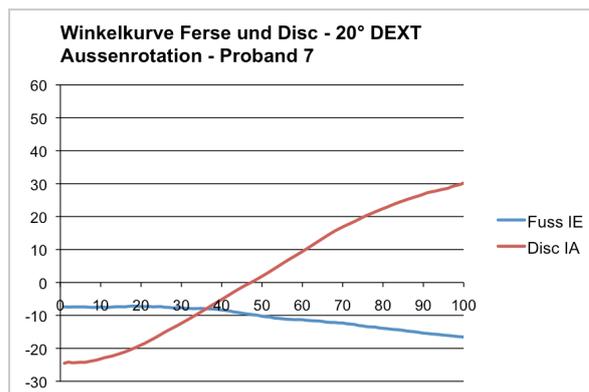
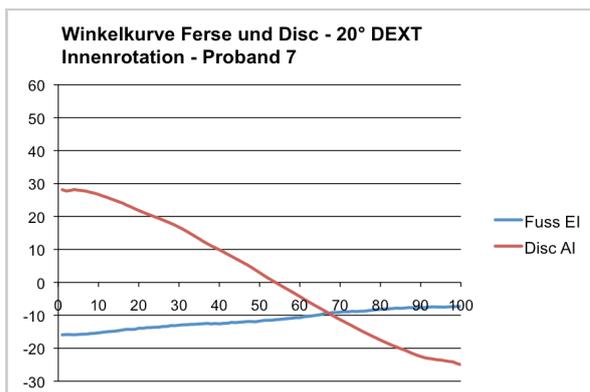
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



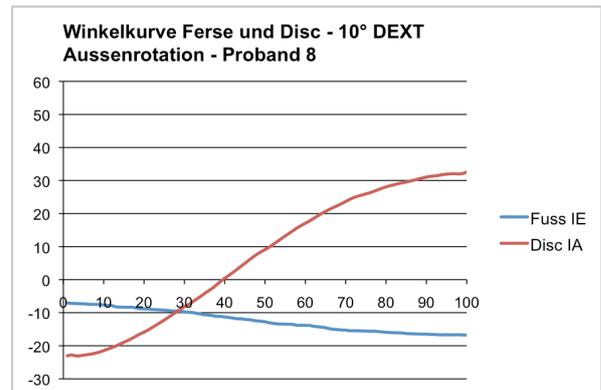
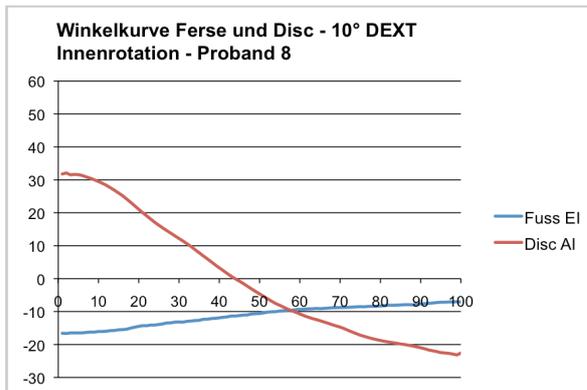
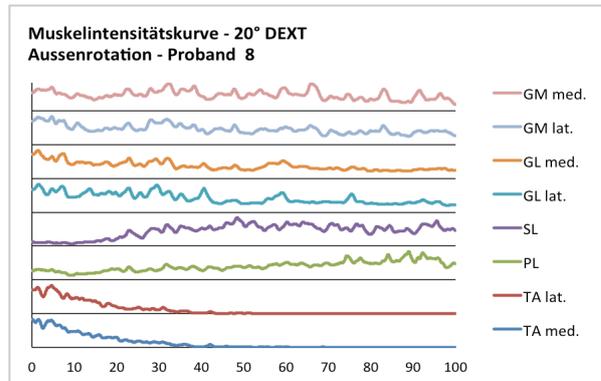
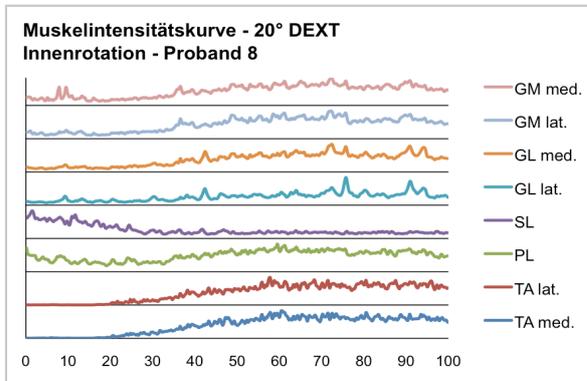
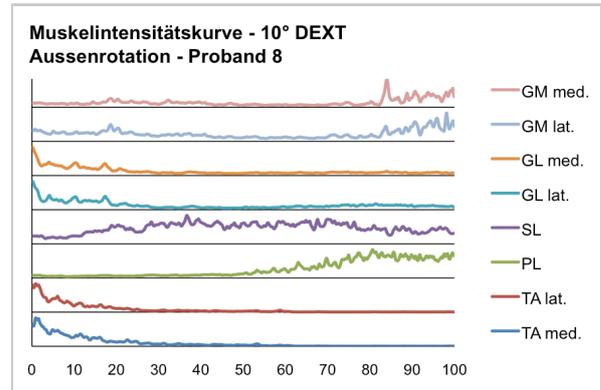
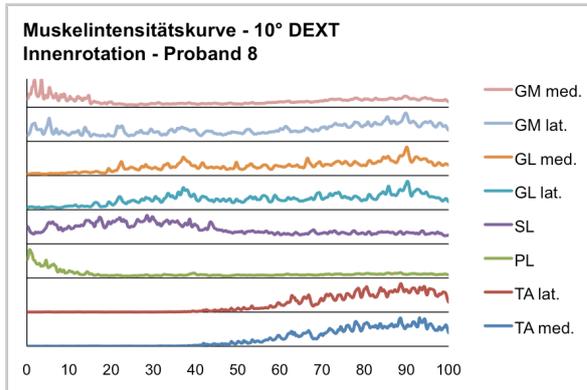
10.7. Datensammlung Proband 7



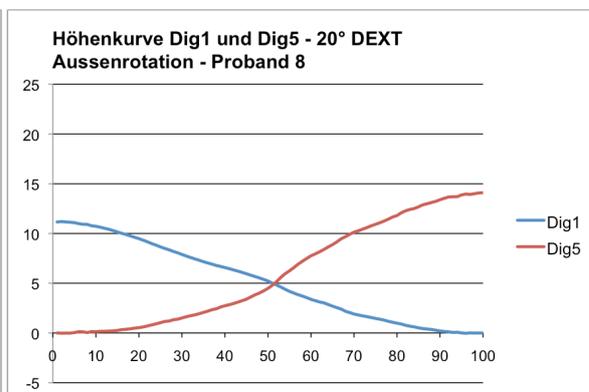
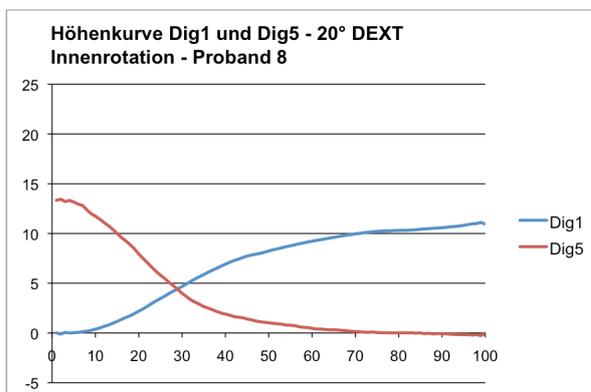
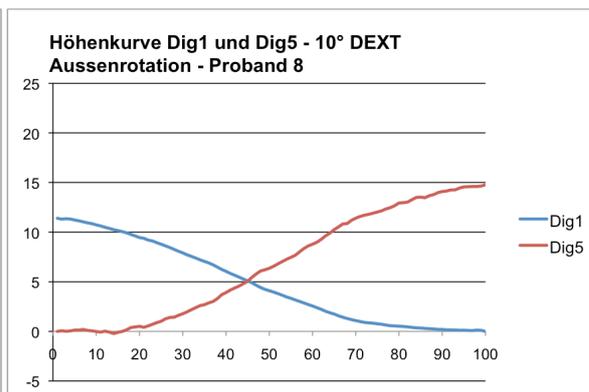
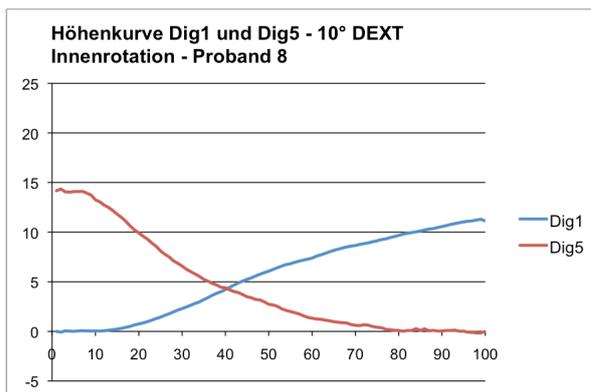
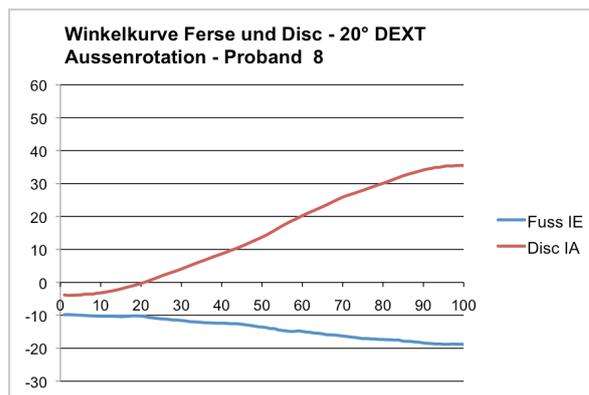
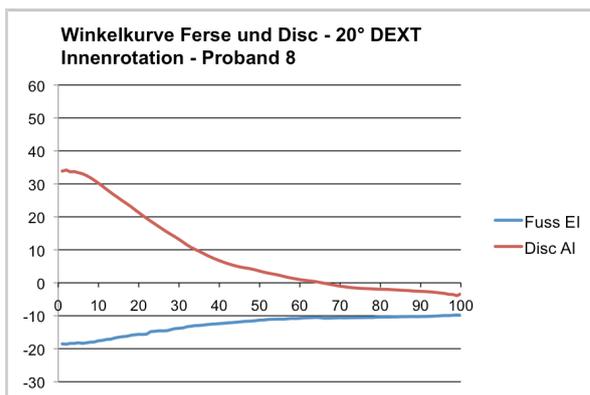
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



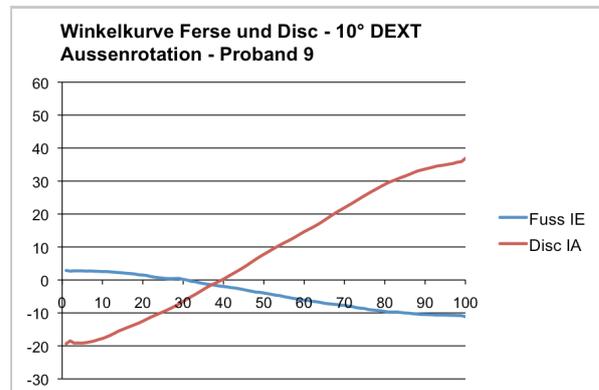
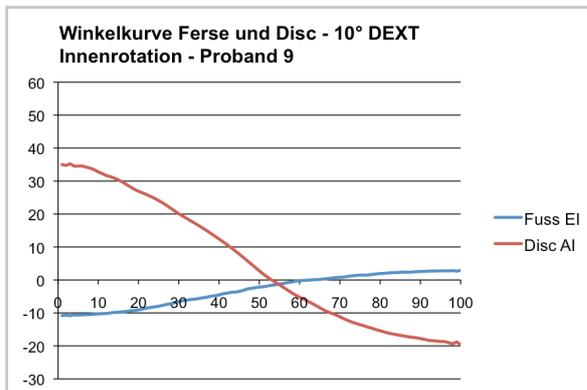
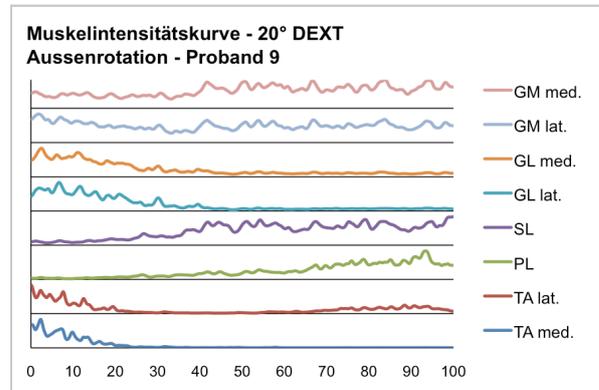
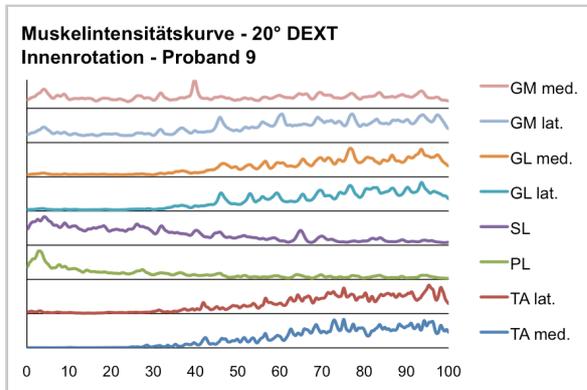
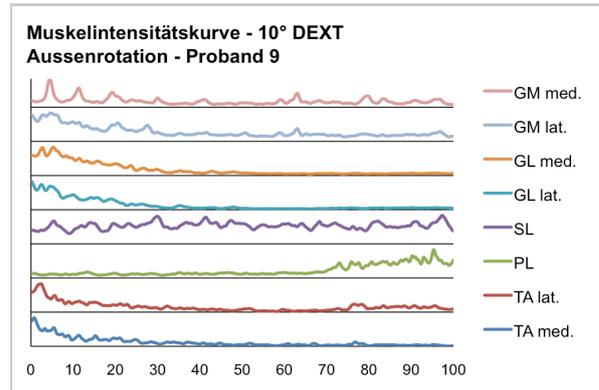
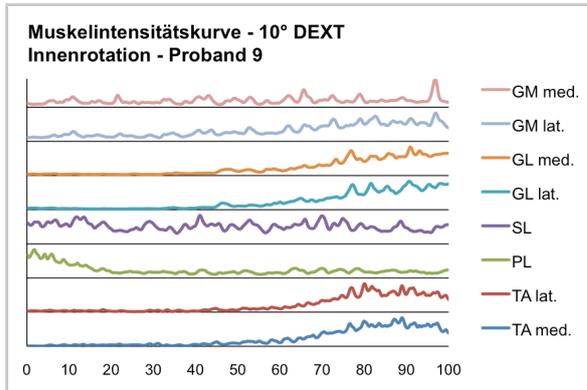
10.8. Datensammlung Proband 8



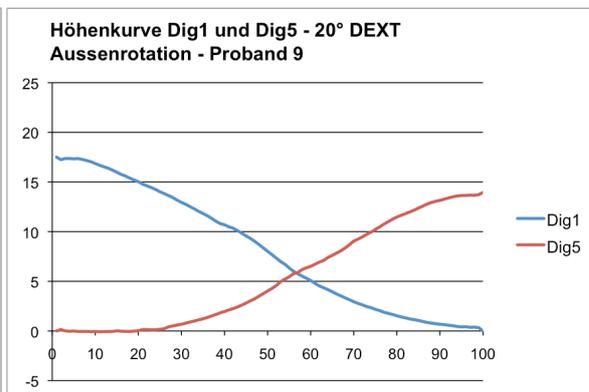
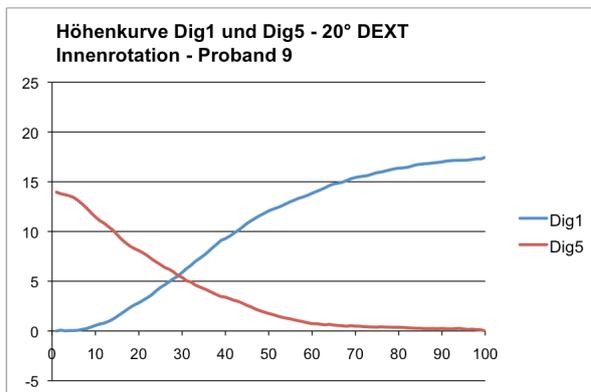
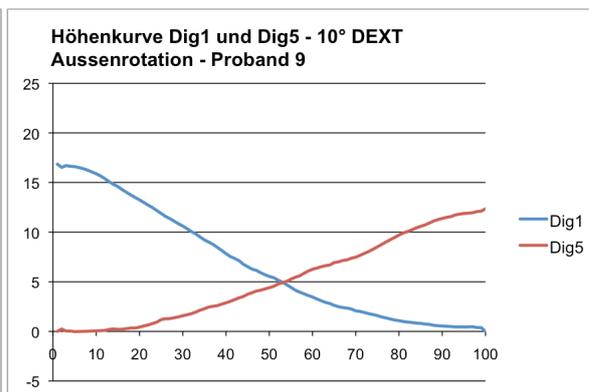
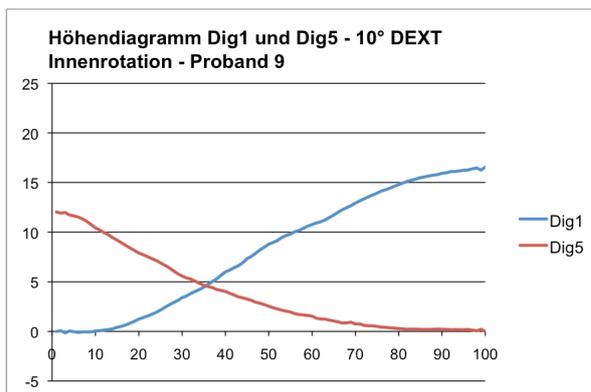
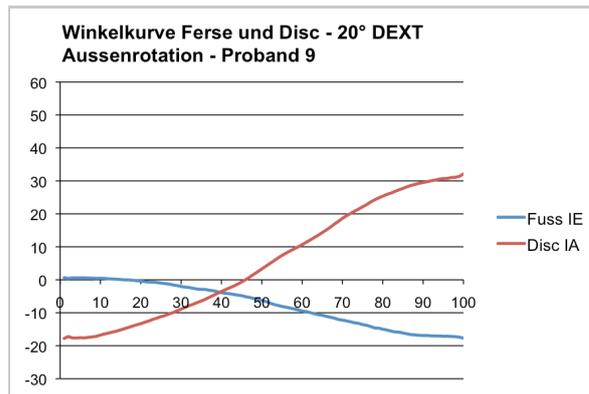
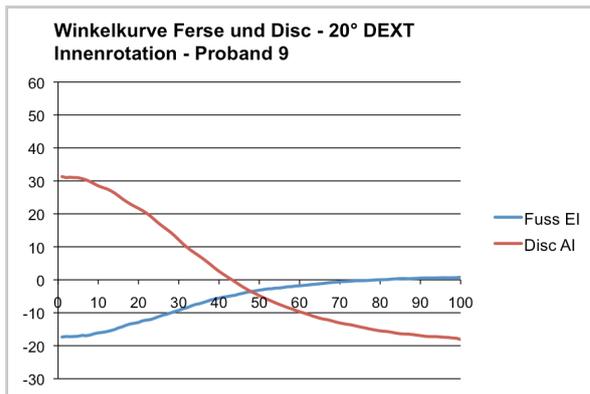
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



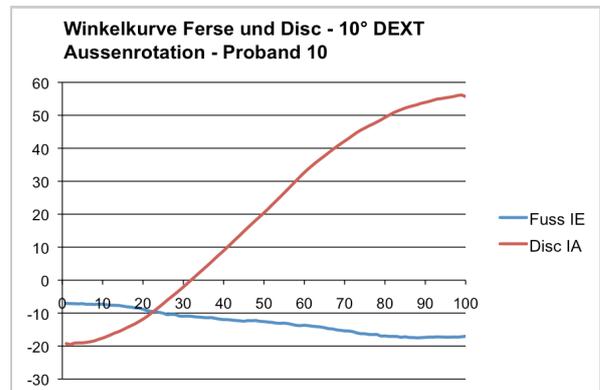
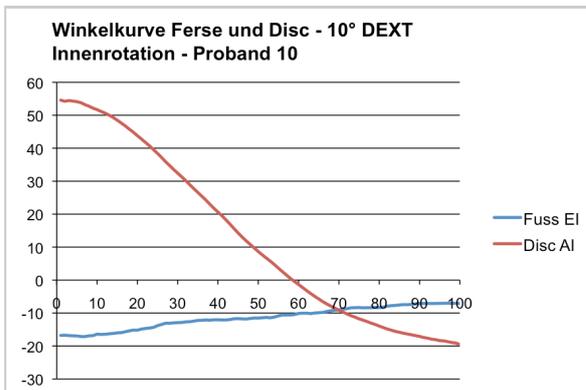
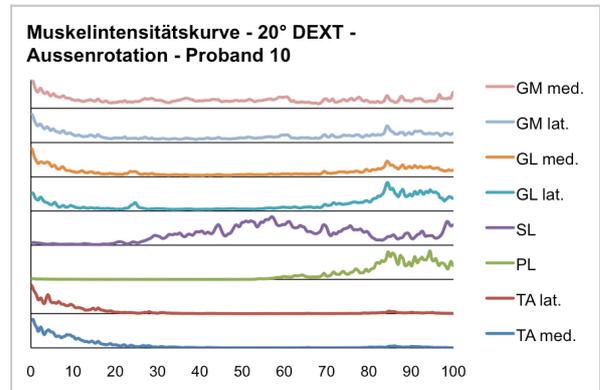
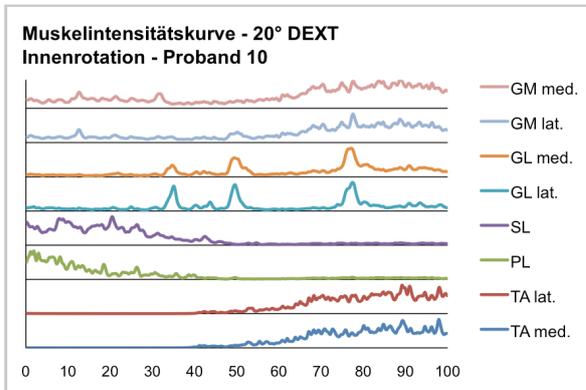
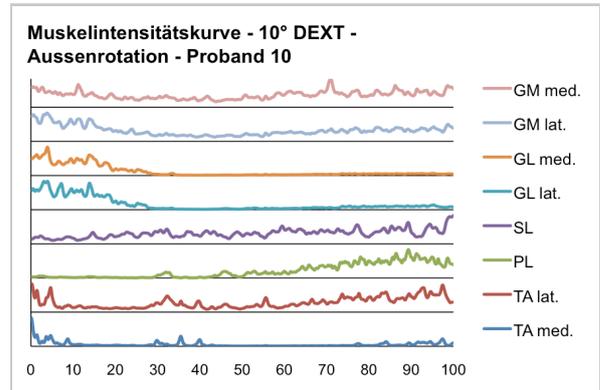
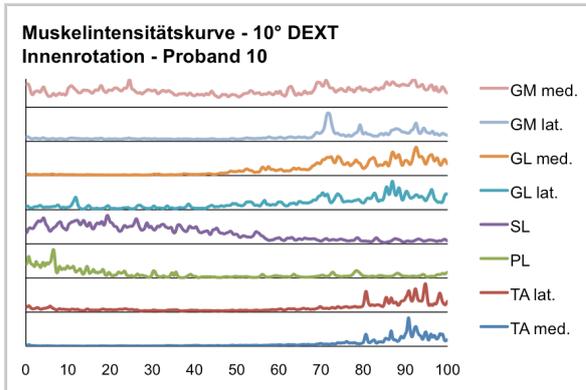
10.9. Datensammlung Proband 9



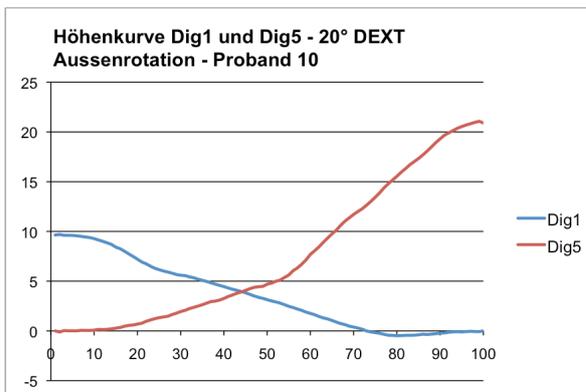
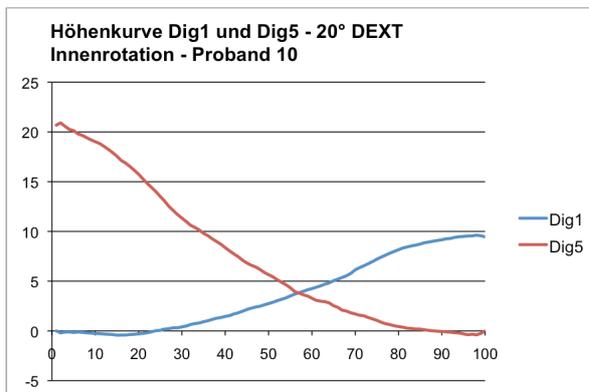
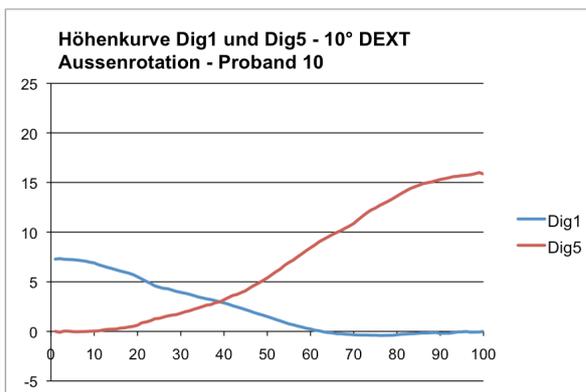
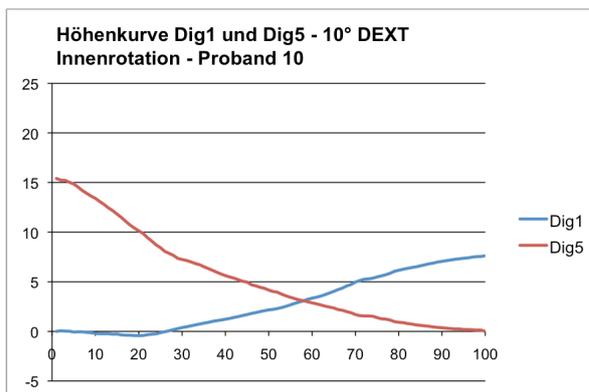
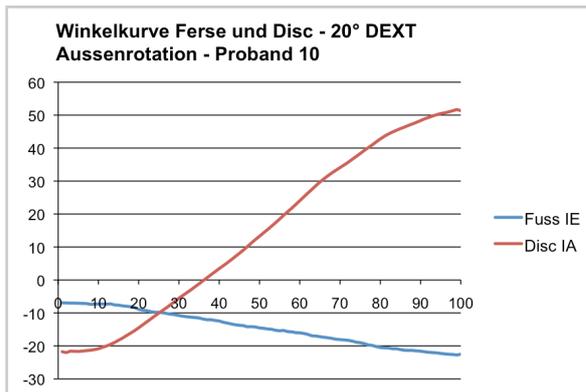
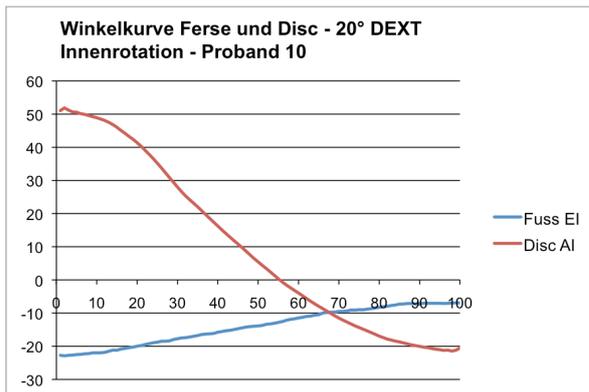
„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



10.10. Datensammlung Proband 10



„Synerg. Einflüsse des Triceps surae auf die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene“



10.11. Dokumente zur Studie

10.11.1. Einverständniserklärung für die Probanden

Schriftliche Einverständniserklärung des Probanden zur Teilnahme an einer klinischen Studie

- Bitte lesen Sie dieses Formular sorgfältig durch.
- Bitte fragen Sie, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wissen möchten.

Nummer der Studie:	
Titel der Studie: Masterthesis – MFKSc – Advanced Study Center – Uni Basel	Untersuchung der synergistischen Einflüsse des Triceps surae auf die Fusstabilität und die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene durch selektive Ansteuerung der einzelnen Anteile der Achillessehne unter Ausschaltung vertikaler Amplituden im oberen Sprunggelenk
Sponsor (vollständige Adresse):	entfällt
Ort der Studie:	Ganglabor des UKBB
Prüfer/Prüferin: Name und Vorname:	Hentschel Jens
Probandin/Proband Name und Vorname: Geburtsdatum:	X männlich <input type="checkbox"/> weiblich

- Ich wurde vom unterzeichnenden Prüfer mündlich und schriftlich über die Ziele, den Ablauf der Studie, über die zu erwartenden Wirkungen, über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert.
- Ich habe die zur oben genannten Studie abgegebene schriftliche Probandeninformation gelesen und verstanden. Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir zufriedenstellend beantwortet worden. Ich kann die schriftliche Probandeninformation behalten und erhalte eine Kopie meiner schriftlichen Einverständniserklärung.
- Ich hatte genügend Zeit, um meine Entscheidung zu treffen.
- **Falls zutreffend:** Ich bin darüber informiert, dass eine Versicherung Schäden deckt, falls solche im Rahmen der Studie auftreten.
- Ich weiss, dass meine persönlichen Daten nur in anonymisierter Form an aussenstehende Institutionen zu Forschungszwecken weitergegeben werden. Ich bin einverstanden, dass die zuständigen Fachleute (**Falls zutreffend:** des Studienauftraggebers, der Behörden und) der Kantonalen Ethikkommission zu Prüf- und Kontrollzwecken in meine Originaldaten Einsicht nehmen dürfen, jedoch unter strikter Einhaltung der Vertraulichkeit.
- Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil. Ich kann jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Zustimmung zur Teilnahme widerrufen. In diesem Fall werde ich zu meiner Sicherheit abschliessend medizinisch untersucht.
- **Falls zutreffend:** Ich bin mir bewusst, dass während der Studie die in der Probandeninformation genannten Anforderungen und Einschränkungen einzuhalten sind.
- Im Interesse meiner Gesundheit kann mich der Prüfer jederzeit von der Studie ausschliessen. Zudem orientiere ich den Prüfer über die Behandlung bei einem anderen Arzt sowie über die Einnahme von Medikamenten (vom Arzt verordnete oder selbständig gekaufte).

Ort, Datum	Unterschrift der Probandin/des Probanden
------------	--

Bestätigung des Prüfers: Hiermit bestätige ich, dass ich diesem Probanden/dieser Probandin Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie erläutert habe. Ich versichere, alle im Zusammenhang mit dieser Studie stehenden Verpflichtungen zu erfüllen. Sollte ich zu irgendeinem Zeitpunkt während der Durchführung der Studie von Aspekten erfahren, welche die Bereitschaft des Probanden/der Probandin zur Teilnahme an der Studie beeinflussen könnten, werde ich ihn/sie umgehend darüber informieren.

Ort, Datum	Unterschrift der Prüferin/ des Prüfers
------------	--

10.11.2. Probandeninformation

Prüfer:
Jens Hentschel
Physiotherapeut
MFKSc (Student des Advanced Study Center)
Baselmattweg 197
4123 Allschwil

Prüfungsort:
Ganglabor des UKBB
Spitalstrasse 33
4056 Basel

Probandeninformation:

Studientitel der Masterthesis MFKSc von Jens Hentschel:

Kurztitel:

Untersuchung des Einflusses der verschiedenen Wadenmuskeln auf die einzelnen Anteile der Achillessehne und die Biomechanik des Fusses.

Vollversion:

Untersuchung der synergistischen Einflüsse des Triceps surae auf die Fussstabilität und die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene durch selektive Ansteuerung der einzelnen Anteile der Achillessehne unter Ausschaltung vertikaler Amplituden im oberen Sprunggelenk

Sehr geehrter Proband,

Sie wurden für die Studie angefragt, weil Sie aufgrund ihres Alters (zwischen 18 und 30) und Geschlechts (männlich) und der Zusicherung der Sporttauglichkeit in den letzten 6 Monaten als Proband für diese Studie geeignet sind.

Ziel der Studie:

Das Ziel der Studie ist es zu belegen, dass die einzelnen Anteile der Wadenmuskulatur selektive Anteile der Achillessehne ansteuern können und dass dieser Effekt einen Einfluss auf die Positionierung des Fersenknochens hat. Die Bestätigung dieses biomechanischen Phänomens würde neue Erkenntnisse in der Erklärung von verschiedenen Verletzungsmechanismen der Achillessehne und Hintergrundwissen zur Begründung/Erweiterung verschiedener physiotherapeutischer Übungsformen liefern.

Allgemeine Informationen zur Studie:

Die Studie wird im Ganglabor des UKBB in Basel durchgeführt.
Alle Messungen an den einzelnen Probanden werden an einem Tag durchgeführt und es werden keine Vor- oder Nachuntersuchungen notwendig.
Insgesamt nehmen 10 Probanden an der Studie teil.
Die Studie wird nach Prüfung durch die Ethikkommission beider Basel und der Studienleitung nach international anerkannten Grundsätzen durchgeführt.
Die Studie dient dem Nachweis des im Ziel der Studie erklärten biomechanischen Phänomens.

Freiwilligkeit der Teilnahme:

Ihre Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig. Sie können Ihre Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie jederzeit zurückziehen, ohne Angabe von Gründen. Im Falle eines Widerrufs werden die bis zu diesem Zeitpunkt erhobenen Daten nicht weiter verwendet.

Studienablauf:

Die Studie dient zum Nachweis eines biomechanischen Phänomens. Dafür werden 10 Personen der festgelegten Zielgruppe (männlich zwischen 18 und 30 Jahren und seit 6 Monaten voll sporttauglich) im Ganglabor des UKBB biomechanischen Messungen am rechten Unterschenkel unterzogen.

Die Messungen werden pro Proband an einem Tag durchgeführt, eine Vor- oder Nachuntersuchung ist nicht notwendig.

Insgesamt werden pro Proband 15 Einzelmessungen a ca. 30 Sekunden in 2 verschiedenen Versuchsanordnungen durchgeführt. Dabei werden mittels Vicon3D-Scanner, Kraftmessplatte und EMG-Ableitungen Daten gesammelt.

Es werden keinerlei invasive Diagnostik- oder Untersuchungsverfahren benötigt.

Die einzige notwendige Vorbereitung besteht im Rasieren der Unterschenkelbehaarung des rechten Beins der Probanden.

Pflichten des Probanden:

Als Studienteilnehmer sind Sie verpflichtet den Anweisungen ihres Prüfers zu folgen und sich an den Studienplan zu halten.

Nutzen für den Probanden

Die Teilnahme an dieser klinischen Studie wird Ihnen keinen persönlichen Nutzen bringen. Dank Ihrer Studienteilnahme können die Ergebnisse anderen Personen zugute kommen.

Risiken und Unannehmlichkeiten:

Eine mögliche Unannehmlichkeit ist das vorherige Rasieren des rechten Unterschenkels bei vorhandener Behaarung um ein fehlerfreies Anbringen der Messelektroden auf der Haut zu ermöglichen. Gelegentlich kann es an den Stellen an denen die Messelektroden angebracht werden zu leichten Hautrötungen kommen.

Vertraulichkeit der Daten:

In dieser Studie werden persönliche Daten von Ihnen erfasst. Diese Daten werden anonymisiert. Sie sind nur Fachleuten zur wissenschaftlichen Auswertung zugänglich. Die zuständige Ethikkommission kann Einsicht in die Originaldaten nehmen. Während der ganzen Studie und bei den erwähnten Kontrollen wird die Vertraulichkeit strikt gewahrt. Ihr Name wird in keiner Weise in Rapporten oder Publikationen, die aus der Studie hervorgehen, veröffentlicht.

Kosten

Die in dieser Probandeninformation erwähnten Untersuchungen sind kostenlos.

Entschädigung für die Probanden

Für die Teilnahme an dieser Studie erhalten Sie keine Entschädigung.

Unfreiwilliger Studienabbruch

Ihre Teilnahme kann durch den Prüfer/Ihre Prüferin abgebrochen werden. Folgende Gründe können dazu führen: Falsche Angaben bezüglich der Zielgruppeneignung, Verletzungen vor Studienantritt.

Deckung von Schäden

Der Prüfer (Jens Hentschel) ersetzt Ihnen Schäden, die Sie gegebenenfalls im Rahmen des klinischen Versuchs erleiden. Zu diesem Zweck hat er zu Ihren Gunsten eine Versicherung bei „Die Mobiliar“, Generalagentur Basel, Aeschengraben 9, 4002 Basel abgeschlossen. Stellen Sie während oder nach dem klinischen Versuch gesundheitliche Probleme oder andere Schäden fest, so wenden Sie sich bitte an den verantwortlichen Prüfer (Jens Hentschel). Er wird für Sie die notwendigen Schritte einleiten.

Kontaktperson

Bei Unklarheiten, Notfällen, unerwarteten oder unerwünschten Ereignissen, die im Umfeld der Studie auftreten, können Sie sich jederzeit an die untenstehende Kontaktperson wenden:

Jens Hentschel, Baselmattweg 197, 4123 Allschwil

T:061 311 86 12, H:079 406 08 01, j.hentschel@stud.unibas.ch

10.11.3. Bewilligung der Ethikkommission beider Basel / EKBB

Ethikkommission beider Basel EKBB

Präsident
Prof. André P. Perruchoud
Vizepräsidenten
Prof. Thomas Kühne
Prof. Marius Kränzlin

Herrn
J. Hentschel
Baselmattweg 197
4123 Allschwil

Basel, 26. Juni 2013/em

122/13:

Untersuchung der synergistischen Einflüsse des Triceps surae auf die Fussstabilität und die Einordnung des Calcaneus in der Frontalebene durch selektive Ansteuerung der einzelnen Anteile der Achillessehne unter Ausschaltung vertikaler Amplituden im oberen Sprunggelenk

Sehr geehrter Herr Hentschel,

besten Dank für Ihr Schreiben vom 02. Juni 2013 samt Beilagen. Die Ethikkommission beider Basel hat die nachfolgend erwähnten Dokumente zur oben genannten Studie zustimmend zur Kenntnis genommen und genehmigt:

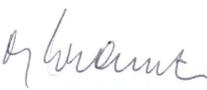
- angepasste Probandeninformation
- angepasstes Basisformular, unsigned und -datiert
- Curriculum Vitae Prof. Dr. N. F. Friederich.

Weiter hat die EKBB zur Kenntnis genommen, dass die Versicherung zum Zeitpunkt der Policenausstellung umfassend über den Inhalt der Studie informiert war.

→ Die Auflagen der EKBB wurden damit erfüllt.

Wir hoffen, Ihnen mit dieser Bestätigung zu dienen und wünschen Ihnen für die Durchführung der Studie viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen


Prof. M. Kränzlin
im Namen der Ethikkommission
beider Basel / EKBB


Prof. A. P. Perruchoud
Präsident der Ethikkommission
beider Basel / EKBB