Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Prof. Dr. Meinrad Beer

Belastungsbegleitende Muskelvolumetrie der Oberschenkel von Ultraläufern mittels mobilem MRT während eines transkontinentalen Ultramarathon über 4487,7km

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der

Medizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von:

Constantin Carlo Tassler

Geburtsort: Dortmund

2021

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Uwe Schütz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Klaus Huch

Tag der Promotion: 27. Oktober 2022

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **iv**

1. Einleitung **1**

1.1. Ultramarathon 1
1.2. TEFR Projekt 2
1.3. Muskuläre Belastung der OS-Muskulatur beim Laufen 2
1.4. Verletzungen beim Laufen 3
1.5. Auswirkungen langandauernder Ausdauerbelastungen auf Körperfett, Körpergewicht und Skelettmuskulatur 4
1.6. Veränderung der Skelettmuskelmasse bei UM bzw. MSUM 5
1.7. Methoden zur Bestimmung von Muskelvolumen/-masse 6
1.8. Zielsetzung 8

2. Material und Methoden **10**

2.1. Der TEFR 10
2.2. Studienkollektiv 10
2.3. Erhebung der MR Bilddaten 13
2.4. Auswertung der MR-Bilddaten 16
2.5. Statistische Auswertung der Daten 19

3. Ergebnisse **26**

3.1. Reliabilität 26
3.2. Messgenauigkeit bei reduzierter Schichtanzahl 30
3.3. Test auf Normalverteilung und Varianzhomogenität 30
3.4. MV Veränderungen im Verlauf des TEFR 30
3.5. Analyse von Zusammenhängen 47

4. Diskussion **57**

4.1. Reliabilität bei MRT Volumetrie 57

4.2. Erfassung von MV mittels MRT 58
4.3. Normierung von MV auf Körpergewicht (und Körpergröße) 60
4.4. Longitudinale MV Veränderungen 61
4.5. Vergleich der Ergebnisse zu MRT basierten MV Auswertungen bei Sprintern und der Normalbevölkerung 68
4.6. Limitationen 78
4.7. Ausblick 79

5. Zusammenfassung **80**

6. Literaturverzeichnis **82**

Tabellenverzeichnis **106**

Abbildungsverzeichnis **112**

A. Anhang **114**
A.1. Tabellenanhang 114
A.2. Danksagung 125
A.3. Lebenslauf 126

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
ACSA	anatomical cross section area
Adduktoren ...	ROI 6 "Adduktoren": Musculus adductor longus, Musculus adductor brevis, Musculus adductor magnus
ANOVA	Analysis of Variance; Varianzanalyse
antMK, aMK ..	anteriores Muskelkompartiment - Knie-Extensoren; beinhaltet: ROI 1 "Rektus", ROI 2 "Vastus"
BAD	Bland-Altmann Diagramm = Bland-Altmann plot (BAP)
BIA	Bioelektrische Impedanzanalyse
Biceps	ROI 4 "Biceps": Musculus biceps femoris
BM	Body mass (kg)
BMI	Body mass index (kg/m^2)
CT	Computertomographie
CV	Coefficient of Variation, Variationskoeffizient
DPSO	deformation of a parametric specific object
DUV	Deutschen Ultramarathon Vereinigung e.V
DXA	Dual Energy X-ray Absorptiometry; Doppelröntgenenergieabsorptiometrie
EKG	Elektrokardiographie
finisher	Läufer, die das Rennen erfolgreich beendet haben und bei denen bis zum Ende Messungen vorliegen (finisher, n=18)
FT	fast twitch Muskelfasern, Typ II
Gracilis, Grac .	ROI 7 "Gracilis": Musculus gracilis
ICC	intraclass correlation coefficient, Intraklassen-Korrelationskoeffizient
LMM	linear mixed model
LOA	limits of agreement
medMK, mMK	mediales Muskelkompartiment - Hüft-Adduktoren; beinhaltet: ROI 6 "Adduktoren", ROI 7 "Gracilis"

MI	Messintervall; Zeitpunkt des MRT (t0-t5)
MRT	Magnetresonanztomographie
MSUM	Multistage ultramarathon
MV	Muskelvolumen
OS	Oberschenkel
PCC	Pearsonscher Korrelationskoeffizienten
postMK, pMK .	posteriores Muskelkompartiment - Knie-Flexoren/Hüft-Extensoren; beinhaltet: ROI 4 "Biceps", ROI 5 "Semis"
Rektus, Rek ...	ROI 1 "Rektus": Musculus rectus femoris
ROI	region of interest
SA	Standartabweichung
Sartorius, Sar ..	ROI 3 "Sartorius": Musculus sartorius
SBS	space between slices, Schichtabstand
SEM	Standard Error of Measurement, Standartmessfehler
Semis	ROI 5 "Semis": Musculus semitendinosus, Musculus semimembranosus
SFV	Somatisches Fettvolumen, gemessen im Ganzkörper MRT (n=12)
SMV	Somatisches Magervolumen, gemessen im Ganzkörper MRT (n=12)
SPSS™	Statistical Package for the Social Sciences
ST	slice thickness, Schichtdicke
TEFR	Transeurope footrace
TSV	Totales somatisches Volumen, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)
TV	Totales Körpervolumen, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)
TVV	Totales viscerales Volumen, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)
UM	Ultramarathon
Vastus	ROI 2 "Vastus": Musculus vastus lateralis, Musculus vastus medialis, Musculus vastus intermedius
VolArme	Totales Volumen der Arme, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)
VolBeine	Totales Volumen der Beine, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)
VolOS	Volumen Oberschenkel, gemssen im Ganzkörper MRT (n=12)

1. Einleitung

Im Folgenden wird kurz auf die Definition eines Ultramarathons eingegangen. Danach folgt eine kurze Erläuterung zum TEFR Projekt, die aktuelle Arbeit ist ein Teil von diesem.
Nachfolgend werden zunächst die muskulären Belastungen des Oberschenkels (OS, Oberschenkel) und die Verletzungsrisiken beim Laufen dargestellt.
Aufgrund der geringen Studienanzahl bei vergleichbaren laufassoziierten Belastungen wird danach auf die aktuelle Studienlage zu den Auswirkungen auf den Körper von langandauernden Ausdauerbelastung eingegangen. Diese lassen sich insofern mit dieser Arbeit vergleichen, da bei allen eine meist über mehrere Tage andauernde Ausdauerbelastung eine Rolle spielt (Radfahren, Triathlon, Skifahren, o. Ä.) und die Arbeit hauptsächlich von der Muskulatur der unteren Extremitäten verrichtet wird.
Anschließend werden die Studien im Detail vorgestellt, die sich mit der Veränderung der Skelettmuskelmasse bei vergleichbaren Laufbelastungen beschäftigen. Studien mit direkt vergleichbarem Aufbau und der direkten volumetrischen Messung der Muskulatur der unteren Extremitäten mittels MRT gibt es, soweit bekannt, nicht.
Zuletzt folgt ein Überblick über die gängigen Messmethoden zur Bestimmung von Muskelvolumen (MV, Muskelvolumen).

1.1. Ultramarathon

Als Ultramarathon (UM) wird laut der Deutschen Ultramarathon Vereinigung e.V. (DUV) eine Laufstrecke definiert, die länger als eine Marathondistanz (42,195 km) ist. Besteht ein Lauf aus mindestens vier Etappen, von der jede über 42,195 km lang ist, wird dies als Mehretappen Ultramarathon (MSUM, Multistage ultramarathon) bezeichnet.
Bei dem der Arbeit zugrunde liegenden Rennen, dem Transeuropalauf 2009 (Transeurope footrace, TEFR), handelt es sich um einen MSUM. Er umfasste eine Laufdistanz von 4487,7 km, welche in 64 Tagen/Etappen gelaufen wurde.

1.2. TEFR Projekt

Im Rahmen des TEFR wurden neben den von mir ausgewerteten Daten der MRT OS Muskelvolumetrie noch verschiedene weitere Daten und Messungen erhoben (MRT Schädel, MRT Ganzkörper, MRT Hüfte, MRT Knie, MRT Herz, MRT Unterschenkel, MRT Fuß, MRT Gefäße, Schmerz-Tests, SWE Fragebogen (Skala zur allgemeinen Selbstwirksamkeitserwartung), TCI Fragebogen (Temperament- und Charakterinventar-Fragebogen), Langzeit EKG, 12-Kanal EKG, Urinprobe, Blutabnahme, Gewichtsmessung und Körperfettmessung) und ausgewertet mit dem Ziel, die Auswirkungen einer solchen Extrembelastung auf verschiedenen Ebenen zu analysieren und das weite Spektrum der Anpassungsmechanismen zu untersuchen [173, 174, 175, 176, 177, 178].
Die aus den bisherigen Studien des TEFR Projektes relevanten Ergebnisse werden an entsprechenden Stellen genannt.

1.3. Muskuläre Belastung der OS-Muskulatur beim Laufen

Energetisch betrachtet, verrichtet die Muskulatur der unteren Extremitäten die größte muskuläre Arbeit beim Laufen. Basierend auf der Analyse von Kontrastverschiebungen in T2w-MR-Bildern (1,5 T), analysierten Sloniger et al., dass beim Laufen auf gerader Strecke die Beinmuskeln in einem Umfang von 41 bis 90% aktiviert werden und sich die hauptsächliche Aktivierung (Prozent des aktiven MV) der einzelnen OS-Muskeln wie folgt verhält: Adduktoren Gruppe (90 ±5%), M. semitendinosus (86±13%), M. gracilis (76±20%), M. biceps femoris (76±12%) und M. semimembranosus (75±12%). Die am wenigsten aktiven Muskeln sind: M. soleus (41±18%), Vastus Gruppe (53±11%), M Sartorius (53±22%) und M. iliopsoas (59±15%).
Die T2 Mittelwerte, welche die Intensität der Muskelaktivität widerspiegeln, reichen von 32,1 bis 37,2 ms während der horizontalen Laufbelastung (zum Vergleich: Mittelwert T2 in Ruhe: 29,7±0,6 ms). Die Muskeln, die hierbei die höchsten T2 Werte und somit die intensivste Nutzung zeigen, sind die Gluteus Gruppe (37,3±1,4 ms), Adduktoren Gruppe (36,9±1,2 ms), semitendinosus (36,9±1,8 ms) und semimembranosus (35,0±1,0 ms). Die geringsten Intensitäten haben der Iliopsoas (32,1±1,1 ms), rectus femoris (32,2±1,9 ms) und die Vastus Gruppe (32,8±1,1 ms)
Die Korrelation der Aktivierung des MV (Prozent des Aktiven MV) und der Intensität

der Muskelaktivität (T2 Werte) ist hierbei nur mäßig (r=50,63) [183].

1.4. Verletzungen beim Laufen

Es ist bekannt, dass die exzentrische Komponente beim Laufen zu einem Schaden der Skelettmuskelzellen (Entzündungsreaktionen bis zu Muskelfasernekrosen) führt [11, 12, 66, 83, 108, 165, 181, 182].
Eine Metastudie von van Gent et al. aus dem Jahr 2007 stellt dar, dass die Verletzungsrate der unteren Extremitäten bei Langstreckenläufen (zwischen 5 km bis hin zur Marathondistanz) 19,4% bis 79,3% beträgt. Als Verletzungen werden je nach Studie Verletzungen gewertet, welche Schmerzen nach einer Laufetappe beinhalteten, bis zu Verletzungen, die zu einer Beeinträchtigung des Trainings führten (z. B. Reduktion der Laufdistanz, der Laufgeschwindigkeit oder der Lauffrequenz).
Hohe wöchentliche Trainingsdistanzen (bei Männern) und eine Vorgeschichte von Verletzungen gelten hier als Risikofaktoren für Verletzungen. Die meisten Verletzungen betreffen das Knie [201].
Eine weitere Metastudie von van der Worp et al. aus dem Jahre 2015 zeigt ein geringeres Verletzungsrisiko für Frauen. Eine Vorgeschichte von Verletzungen wird auch hier als Risikofaktor dargestellt. Für Frauen kann zudem ein größerer Zusammenhang des Verletzungsrisikos mit zunehmendem Alter, Teilnahme an einem Marathon und hohen wöchentlichen Laufdistanzen (48 km bis 62km) nachgewiesen werden. Für Männer kann ein höherer Zusammenhang mit einer geringen Lauferfahrung (0-2 Jahre) und Laufdistanzen von über 64 km pro Woche nachgewiesen werden [200].
Auch Van Middelkoop et al. geben eine 1-Jahres Prävalenz von Verletzungen bei 720 Hobby Sportlern vor oder während des Rotterdam Marathons 2005 von 54,8% an. Während des Marathons selber traten bei 18,2% der Sportler Verletzungen auf. Die erfassten Verletzungen hatten kaum Folgen. Sie hatten nach einer Woche lediglich noch eine geringe Schmerzstärke und kaum Auswirkungen auf die Arbeit oder die täglichen Aktivitäten [202].

1.5. Auswirkungen langandauernder Ausdauerbelastungen auf Körperfett, Körpergewicht und Skelettmuskulatur

In diesem Kapitel folgt eine kurze Übersicht über die Auswirkungen von langandauernden Ausdauerbelastungen auf das Körperfett, das Körpergewicht und die Skelettmuskulatur. Da es nur wenige Studien zur Auswirkung bei MSUS gibt, sind hier auch Auswertungen bei anderen Sportarten (z. B. Radfahren, Triathlon, Skifahren, o. Ä.) angeführt, bei denen es sich jeweils um extreme Belastungen handelt, die meist über mehrere Tage andauern und sich insofern mit der aktuellen Belastung im TEFR vergleichen lassen.

Körperfettanteil Da das Körperfett bei langandauernden Ausdauerbelastungen der Hauptenergielieferant ist [68, 81, 161, 163], kommt es unter langandauernden Ausdauerbelastungen zu einer Abnahme der Körperfettmasse. [25, 100, 101, 103, 105, 107, 160, 161].
In der Arbeit aus dem TEFR Projekt von Schütz et al. zeigt sich, dass das viscerale Fettvolumen im Verlauf des TEFR am meisten relativ abnimmt (-0,8 kg bzw. -64,5%), das subkutane (somatische) Fett aber aufgrund seiner Menge den höheren absoluten Anteil an Fettvolumenreduktion ausmacht (-4,0 kg bzw. -48,7%). Zusammen beträgt der Verlust an Fettgewebe 91,8% des Verlustes des Körpergewichtes [175].

Körpergewicht Zur Beurteilung des Körpergewichtes spielt der Wasserhaushalt eine wichtige Rolle, da ein Verlust an Körperwasser zu einem Verlust an Körpergewicht führt.
Barr und Costill z. B. weisen einen Flüssigkeitsverlust während Marathonläufen von 600 bis 2000 $\frac{ml}{h}$ nach [18] und Noakes et al. weisen bei einer maximalen Flüssigkeitsaufnahme von 300 to 600 $\frac{ml}{h}$ während einer Ausdauerbelastung (Laufbelastungen zwischen 170 - 340 Minuten) nach, dass nur ca. 50% des Flüssigkeitsverlustes ausgeglichen werden kann [145].
Somit liegt nach der Ausdauerbelastung selber ein Volumendefizit vor [13, 53, 162].
Im Gegensatz hierzu lässt sich bei MSUM (also Ausdauerbelastungen über mehrere Tage mit definierten Pausen) insgesamt eine Zunahme des Körperwassers beobachten. [104, 135]. Ursache dafür schient hier einerseits das erhöhte Plasmavolumen auf-

grund einer erhöhten Natriumretention durch eine erhöhte Aldosteron Aktivität zu sein [31, 63, 97, 118, 143, 185]. Außerdem lässt sich bei länger andauerndem Energiedefizit ein fortlaufender Proteinkatabolismus nachweisen, der zu einer Abnahme des Albumins und des Gesamtproteins führt [57, 118, 165], sodass Ödeme als Auswirkung von langandauernden Ausdauerbelastungen beschrieben sind [31, 41, 104, 165].

Daher werden hier in Bezug auf die Bewertung des Körpergewichtes ausschließlich Studien evaluiert, bei denen eine extreme Ausdauerbelastung zugrunde lag, die sich über mehrere Tage ohne Tagespausen erstreckte:
In diesen zeigt sich, dass es zu einer Abnahme des Körpergewichtes kommen kann [25, 81, 103, 144, 160] oder das Körpergewicht konstant bleiben kann [57, 101, 105, 142]. Aus der Arbeit von Schütz et al. ist bekannt, dass es zu einer signifikanten Reduktion des Körpergewichtes von 5,23kg (SA 3,72 kg) bis zum Ende des TEFR kommt. [175]

Skelettmuskulatur Bezüglich der Auswirkungen von langandauernden Ausdauerbelastungen auf die Skelettmuskulatur kann dargestellt werden, dass das Volumen dieser gleich bleiben kann [50, 57, 68, 107, 160, 163] oder abnehmen kann [25, 81, 100, 101, 103, 103, 105, 106].
Studien beschreiben zudem die Zunahme des Wassergehaltes in der Muskulatur als eine mögliche Ursache für eine Zunahme der fettfreien Körpermasse trotz energiedefizitärer Langzeitausdauerbelastung [101, 106]. In der Arbeit von Schütz et al. ist ein nicht signifikanter Verlust des somatischen Magervolumens, das zum Großteil aus Muskulatur besteht, nachgewiesen [175].

1.6. Veränderung der Skelettmuskelmasse bei UM bzw. MSUM

Die Studienlage zur Messung der Veränderung der Skelettmuskelmasse während eines UM oder MUSM ist begrenzt und wurde hauptsächlich durch die Forschergruppe um Beat Knechtle vorangebracht:
Raschka et al. untersuchten in einer Studie aus dem Jahr 1991 42 Männer und 13 Frauen, die an einem 1000 km Lauf in 20 Tagen teilnahmen. Hier wird beschrieben,

dass der Umfang der OS signifikant zunimmt. (Die gesamte fettfreie Körpermasse, die durch einen anthropometrischen Ansatz ermittelt wurde, nimmt signifikant ab). [161]
Knechtle und Bircher begleiteten bei einer Fallstudie aus dem Jahr 2005 einen männlichen Läufer, der in 6 Tagen 501,6 km lief. Es wird eine kontinuierliche Reduktion des OS-Umfanges um insgesamt 12,3% beobachtet. [101]
Im Jahr 2007 puplizierten sie eine Fallstudie über eine Laufdistanz von 100 km. Sie zeigen die Abnahme der Skelettmuskelmasse bei einem Mann, die Skelettmuskelmasse bei einer Frau bleibt dagegen gleich. [106]
Knechtle und Kohler untersuchten in einer Studie aus dem Jahr 2007 die Auswirkungen einer Laufdistanz von 338 km in 5 Tagen an 22 Männern. Sie fanden heraus, dass sich hier Körpergewicht und Körperfett nicht verändern, aber ein signifikanter Verlust von Skelettmuskelmasse (vor allem in der ersten Etappe) vorliegt. [105].
Knechtle et al. beobachteten in einer Studie aus dem Jahr 2009 eine signifikante Abnahme der Skelettmuskelmasse bei 24 Männern, die bei einem Lauf über 1200 km in 17 Tagen teilnahmen. [102]
Bei all diesen Studien, welche die Muskelmasse im Rahmen von UM oder MSUM bestimmt haben, erfolgte die Ermittlung über einen anthropometrischen Ansatz (siehe auch Kapitel 1.7)

1.7. Methoden zur Bestimmung von Muskelvolumen/-masse

Um MV oder Muskelmassen zu messen, gibt es verschiedenste Methoden, die sich bezüglich Kosten, Aufwand (Komplexität, Verfügbarkeit) und/oder Genauigkeit unterscheiden.
In Feldstudien werden aufgrund des geringen Aufwandes am häufigsten indirekte Methoden verwendet, welche einen **anthropometrischen** Ansatz haben. Bereits 1921 gab es erste anthropometrische Ansätze, um die Skelettmuskelmasse zu bestimmen. [125] Es gibt verschiedenste Formeln zur anthropometrischen Bestimmung der Skelettmuskelmasse. Häufige Parameter, anhand derer die Skelettmuskelmasse über empirisch ermittelte Formeln im Sinne einer Schätzung berechnet werden, sind: Größe, Gewicht, Alter, Geschlecht, Rasse, Hautfaltenmessungen, Umfangsmessungen und auch bioelektrische Impedanzmessungen. Mit zunehmender Genauigkeit der Volumenmessmethoden (MRT, CT, Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DXA)) wurden immer genauere

Formeln entwickelt, um die Muskelmasse eines Probanden zu bestimmen. Insgesamt sind die anthropometrischen Methoden durch die interindividuelle Zusammensetzung von Gewebe und die Veränderungen im Alter dennoch nur begrenzt zuverlässig bzw. nicht präzise.
Beispiele sind die Formel nach Al-Gindan et al. für Männer:
Skelettmuskelmasse = 39,5 + 0,665 * Körpergewicht (kg) + 0,185 * Taillenumfang + 0,418 * Hüftumfang - 0,08 * Alter [8]
oder die Formel nach Lee et al.:
Skelettmuskelmasse = Größe * (0,0074 * Hautfalten-korrigierter-Arm-Umfang^2 + 0,00088 * Hautfalten-korrigierter-OS-Umfang^2 + 0,00441 * Hautfalten-korrigierter-Unterschenkel-Umfang^2)+ 2,4 * Geschlecht - 0,048 * Alter + Subspezies + 7,8 (wobei bei dem Geschlecht und der Subspezies bestimmten Werte eingesetzt werden) [116].

Eine weitere Methode zur Bestimmung der Skelettmuskelmasse erfolgt über die Ausscheidung von bestimmten **Markern im Urin**. Methoden über die Bestimmung von Kreatinin sowie Ntau-methylhistidine (3-methylhistidine) sind beschrieben [82, 120, 204]. Auch über die Einnahme von deuteriertem Kreatinin kann über Massenspektrometrie die Gesamt-Kreatininmenge eines Probanden bestimmt werden und somit die Gesamt-Skelettmuskelmasse ermittelt werden [43]. Da die Sammlung eines 24h Urins und eine fleischfreie Ernährung notwendig ist, ist eine hohe Probanden Compliance notwendig.
Neuere Methoden verwenden **die Sonographie** zur Bestimmung von Muskelquerschnittsflächen und auch MV [3, 169]. Da Ultraschallmessungen durch die Unterschiede in Orientierung oder Druck des Schallkopfes stark untersucherabhängig sind, ist die Reproduzier- und Standardisierbarkeit limitiert.
Bei der **Bioimpedanzanalyse** wird ein schwacher Wechselstrom mit hoher Frequenzzahl durch den Körper geleitet und die Leitfähigkeit des durchdrungenen Gewebes gemessen: Wasser- und Elektrolytreiche Gewebe leiten den Strom besser (z. B. Skelettmuskelmasse), wasserarme Gewebe (z. B. Knochen, Fett) leiten den Strom schlechter. Inzwischen gibt es verschiedene BIA-Systeme, die durch verschiedene Algorithmen unter anderem auch die Muskelmasse eines Probanden berechnen [89]. Insgesamt besteht bei der BIA immer die Messabhängigkeit vom Zustand des Probanden in Bezug auf den Hydratationszustand, Zeitpunkt der Messung, Elektrolythaushalt und vielen weiteren

Faktoren.

Bildgebende Methoden eignen sich, um MV mit hoher Genauigkeit zu bestimmen. [1, 34, 35, 64, 72, 89, 110, 164, 166, 167]. So kann mittels **CT** anhand der erfassten hochauflösenden Querschnittsflächen das MV berechnet werden. Dies kann manuell oder (Semi-)automatisch erfolgen. Unter der Berücksichtigung der Dichte von Muskelgewebe (i. d. R. mit 1,04g/cm^3 bis 1,06g/cm^3 angegeben [69, 199, 205]) kann sekundär die Muskelmasse errechnet werden. Da jeder Pixel im CT einen bestimmten Houndsfield Wert beinhaltet, wobei dieser die Abschwächung der Röntgenstrahlung in verschiedenen Gewebetypen angibt, kann auf die unterschiedliche Dichte eines Muskels geschlossen werden und neben der Quantität auch etwas über die Qualität eines Muskels ausgesagt werden [73].
Nachteil der CT ist die Exposition der Probanden von Röntgenstrahlung.
Bei der **DXA-Messung** werden zwei energetisch leicht unterschiedliche Röntgenquellen eingesetzt, um verschiedene Gewebearten unterscheiden zu können (Knochen- und Fett- und sonstige Gewebe). Hieraus lässt sich u. a. auch die Muskelmasse errechnen [98]. Die Messungen sind nur in bestimmten Körperregionen möglich (z. B.: Kopf, Körperstamm, Arme, Beine), eine Berechnung von einzelnen Muskeln oder Muskelgruppen ist nicht möglich.
Mittels **MRT** lässt sich über die manuelle oder (semi-)automatische Auswertung über Muskelquerschnittsflächen das MV berechnen. Der größte Vorteil gegenüber der CT ist die fehlende Anwendung von Röntgenstrahlen, da das MRT über Anregung bestimmter Atome im Körper in einem starken Magnetfeld ein Bild ermittelt. Es lassen sich exakte Messungen der Volumen von einzelnen Muskeln und Muskelgruppen durchführen.
Die MRT wird meist als Goldstandard zur Ermittlung des MV angegeben [4, 7, 79, 128, 136, 139, 140, 168, 192, 194, 196] und wurde aufgrund der fehlenden Strahlenbelastung der Probanden bei den mehrfachen Anwendungen zur Evaluation der Muskelvolumenveränderungen über die Laufdistanz auch in der aktuellen Studie verwendet.

1.8. Zielsetzung

Bis zum TEFR-Projekt wurde die **Veränderung der Skelettmuskelmasse unter UM oder MSUM Belastungen** (Siehe Kapitel 1.6) nur im Rahmen von anthropometrisch-

basierten Feldstudien (Fallstudien [101, 106], kleine Probandengruppen [102, 105, 161]) mit einem maximalen Laufumfang von bis zu 1200 km evaluiert.

In dieser Studie werden erstmals Ergebnisse zu Änderungen der OS-MV von 18 Probanden präsentiert, welche direkt volumetrisch mittels mobilem MRT während eines transkontinentalen MSUM, dem TEFR 2009 (Laufpensum von 4487,7 km in 64 Tagen), gemessen wurden.

Das Ziel der Arbeit ist es, die Frage zu beantworten, ob die tägliche Ultra-Laufbelastung über mehr als neun Wochen zu einer signifikanten Änderung der OS-MV (Gesamtmuskulatur und Einzel-MV) führt. Aus den bisherigen Daten gibt es Hinweise, dass es zu einer Abnahme der Arbeitsmuskulatur bei MSUM-Läufen kommt. Diese Hypothese (**Abnahme der OS-MV im Verlauf des TEFR**) wird überprüft.

Begleitend werden Tests auf Unterschiede bzgl. Geschlecht, Alter, Muskelgruppen und Seitensymmetrie durchgeführt. Geprüft wird auf relevante Einflussfaktoren wie Laufleistung, Laufszeit, Laufstecke.

2. Material und Methoden

Das Projekt wurde von der Ethikkommission der Universität Ulm (UHU, No.:270/08-UBB/se) in Übereinstimmung mit den Regeln der Deklaration von Helsinki genehmigt und von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert.

2.1. Der TEFR

Der TEFR startete am 19. April 2009 in Bari (Süditalien) und endete am 21. Juni 2009 am Nordkap (Norwegen). Er dauerte somit 64 Tage und umfasste eine Gesamtdistanz von 4487,7km. Die 64 Einzeletappen hatten eine durchschnittliche Etappenlänge von 70,1km (entspricht dem 1,7 fachen einer Marathon Distanz; SA 11,8 km, Spannweite 44 - 95,1km). Die durchschnittliche Temperatur betrug 15,2°C (SA 4,7°C, Spannweite 3,7°C bis 25,1°C).
Der tägliche Rennablauf war wie folgt: 5:00 Frühstück, 6:00 Etappenstart. Insgesamt gab es 428 Verpflegungspunkte, 5 bis 10 pro Etappe. Zwischen 17:00 und 21:00 Abendessen, 21:00 bis 4:00 Schlafenszeit mit Übernachtung in Gemeinde-, Sport- oder Messehallen. Insgesamt hatten die Sportler, abhängig von der Etappenlänge und der individuellen Etappenlaufzeit, eine tägliche Erholungszeit von 7 bis 13 Stunden. Viele haben sich zusätzlich individuell mit Nahrungsmitteln versorgt.
Auf der Abbildung 1 ist der Rennverlauf dargestellt.

2.2. Studienkollektiv

67 Teilnehmer aus 12 verschiedenen Nationen starteten insgesamt beim TEFR.
An 22 dieser Probanden wurden, nach Einholung der schriftlichen Einverständniserklärungen, MRT Untersuchungen des OS durchgeführt.
Es handelte sich dabei um 20 Männer und 2 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 49,3 Jahren (26 - 65 Jahre).

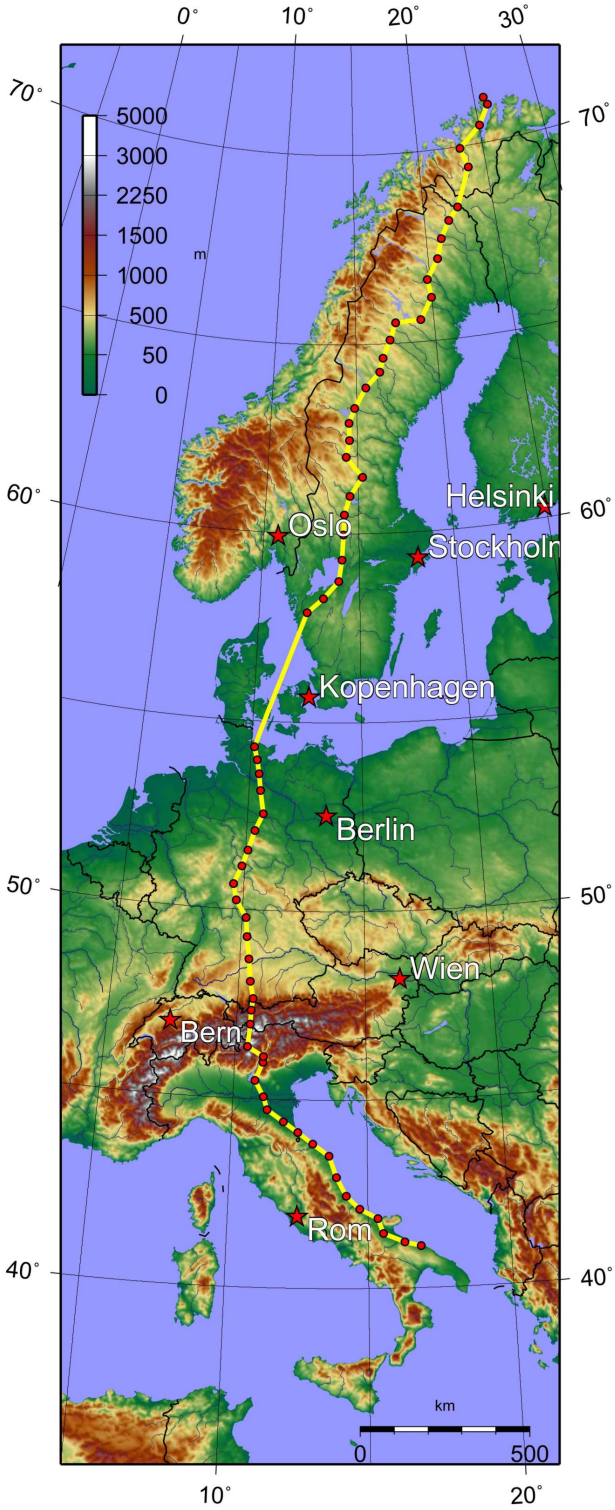

Abbildung 1.: Streckenverlauf des Transeurope-Footrace 2009 auf der Karte; Grafik aus `http://www.transeurope-footrace.org/tel_09/images/tel_09.jpg` (27.02.2012)

Bei den Probanden wurde regelmäßig das Körpergewicht und der Körperfettanteil gemessen (Gewicht auf 0,1 kg genau; Körperfettanalyse mittels BIA; Gerät: Tanita BC-545 (Tanita, Arlington Heights, IL, USA)). Neben dem mittels BIA ermittelten Körperfettanteil erfolgte die Berechnung des Körperfettanteils nach der aktualisierten Formel nach Ball et al. [15] mittels Alter und sieben Hautfaltenmessungen (Brust, Axillär, Triceps, Subscapular, Abdomen, Becken, OS), die mit einem Hautfaltenmessgerät (GPM, Silber and Hegner, Zürich, Schweiz: auf 2 mm genau) durchgeführt wurden. Der Muskelprozentanteil wurde nach dem Prognosemodell bei nichtadipösen Erwachsenen nach Lee et al. [116] durch Geschlecht, Alter, Subspezies, Größe, drei Hautfaltenmessungen und Extremitätenumfängen (Oberarm, OS, Unterschenkel) ermittelt. Die Körpergröße wurde zum Start auf 5 mm genau von jedem Probanden mit einem Standard Stadiometer ermittelt. Zudem wurde zu jedem MI der body mass index (BMI) ermittelt (siehe Tabelle 1).
In der Tabelle 2 ist zudem eine Übersicht über die Trainingsgeschichte der Probanden dargestellt.

Tabelle 1.: Anthropometrische Daten der Probanden zum Startzeitpunkt des Transeurope-Footrace 2009, n=22
a) errechnet durch die aktualisierte DC Formel (DXA Kriterien) nach Ball et al. [15]
b) errechnet durch das Prognose Modell bei nicht-adipösen Erwachsenen nach Lee et al. [116]
BMI=body mass index, BIA= Bioelektrische Impedanzanalyse, SA= Standardabweichung

Parameter	**Mittelwert (SA)**
Alter [Jahren]	50,3 (9,6)
Größe [cm]	175 (6)
Gewicht [kg]	70,4 (7,5)
BMI [kg/m^2]	22,9 (1,8)
Körpefettanteil, mittels BIA [%]	11,0 (4,1)
Körperfettanteil, errechnet [a] [%]	15,5 (3,2)
Muskelprozentanteil, errechnet [b] [%]	49,7 (4,7)

Die Auswertung erfolgte anhand der Daten von 18 Probanden (finisher, n=18), die das Rennen erfolgreich beendeten und bei denen bis zum Ende MRT Messungen vorliegen: 19 dieser 22 Probanden beendeten das Rennen erfolgreich (finisher). 3 beendeten

Tabelle 2.: Trainingsgeschichte der Probanden des Transeurope-Footrace 2009, n=22
SA= Standardabweichung

	Durchschnitt (SA)
Jahre mit regelmäßigem Ausdauertraining	19,1 (7,5)
Beendete Marathons	62,0 (93,4)
Beendete Ultramarathons (UM)	81,1 (59,0)
Beendete Mehretappen-Ultramarathons (MSUM)	5,1 (4,1)

das Rennen nicht (non-finisher) (Aufgabe nach 3082 km, 1915 km und 317 km). Gründe für die Aufgabe waren medizinische Probleme, bei zwei Probanden kam es zu Überlastungssymptomen, bei einem Probanden zu einer vorderen Beckenringstressfraktur. Ein Proband beendete die Messungen vorzeitig aufgrund vom Compliance Problemen, er wird auch zu den non-finishern gezählt.

2.3. Erhebung der MR Bilddaten

Bei dem MRT-Gerät, das für die Datenerhebung verwendet worden ist, handelte es sich um ein mobiles 1,5 Tesla Ganzkörper MRT-Gerät (Magnetom Avanto^{TM}mobiles MRT 02.05, Software Version: Syngo^{TM}MR B15, Siemens Ltd., Erlangen, Deutschland) mit einer Gradientenstärke von 45mT/m, implementiert auf einem speziell hergestellten MR-Trailer (MRT-Anhänger Model Mob.MRI 02.05, SMIT Mobile Equipment B.V., Division AK Specialty Vehicles, Farnham, UK), gezogen von einer Zugmaschine. Ein interner Diesel Generator und ein zusätzlicher externer Dieselgenerator (150 KVA, Strom Rent^{TM}e.k., Dortmund, Deutschland, gezogen von einem extra Versorgungswagen) wurden verwendet, um das mobile MRT über die Wochen mit Heliumkühlung permanent betriebsbereit zu halten. Insgesamt hatten die Fahrzeuge ein Gewicht von über 45 Tonnen und in Kolonne eine Länge von fast 30 Metern.
Die MRT Aufnahmen wurden zwischen 14:30 Uhr bis 21:00 Uhr durchgeführt.

2.3.1. MRT Protokoll

Die Messungen der OS erfolgten in Rückenlage mit einer T1-SPE-Sequenz mit folgenden Parametern: Pulswinkel (flip angle, FA) 90°, Echozeit (echo time, TE) 13 ms,

Repetitionszeit (repetition time, RT) 626 ms, Schichtdicke (slice thickness, ST) 5 mm, Schichtabstand (space between slices, SBS) 5 mm, Untersuchungsfeld (field of view, FOV) 1050x1050 mm (=11,025 cm^2), Matrixgröße (matrix size, MS) 512x336 pixel, Pixelgröße (pixel size, PS) 0,78 mm iso (=0,61 mm^2), Pixelbandbreite (pixel bandwith, PB) 115 Hz/pixel, Gesamtaufnahmezeit (total acquisition time, TAT) 1:54 min:sec.

2.3.2. MR-Messbereich

Der Messbereich beginnt an der Unterkante des Femurkopfes und endet im unteren Drittel des OS, sodass die meisten Muskeln nicht komplett erfasst wurden. Lediglich die Adduktoren sind distal bis in den Bereich des muskulotendinösen Überganges des M. adduktor magnus und somit nahezu vollständig erfasst. Bei der Lage im MRT gab es meist kleine Abweichungen, da die Lage der Probanden im MRT nicht immer genau reproduziert werden konnte.
In Abbildung 2 ist der Messbereich des MRT an einem Coronarschnitt exemplarisch dargestellt.

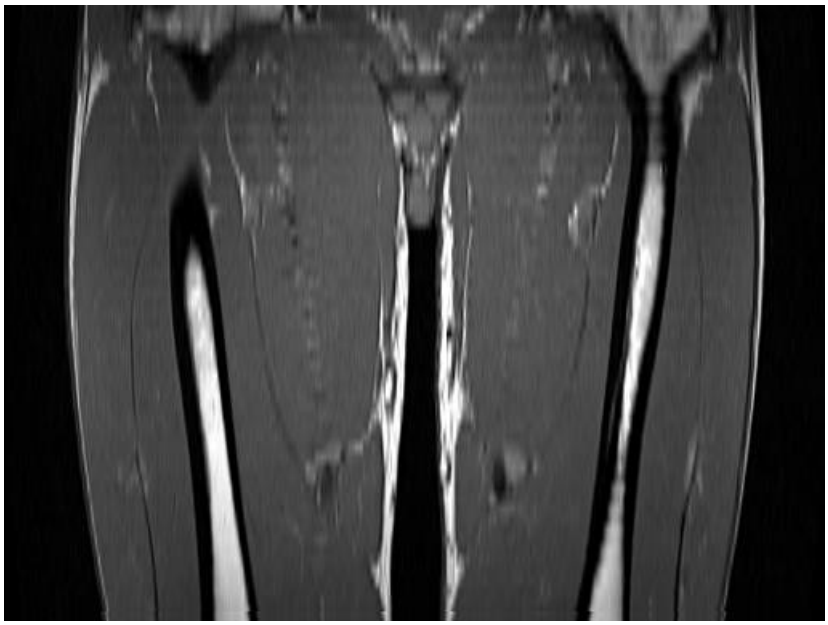

Abbildung 2.: Exemplarischer MRT Messbereich der Oberschenkel im Coronarschnitt eines Probanden des Transeurope-Footrace 2009

2.3.3. MR-Messintervalle

Im Planungsprotokoll wurden jedem Probanden im TEFR Verlauf 6 MR-Zeitpunkte (t0-t5) zugewiesen mit der Erstmessung (t0) vor dem TEFR Start in Bari (Süditalien) und den Folgemessungen (t1-t5) im Abstand von je ca. 800 km. Aufgrund von Einflussfaktoren am Etappenort, technischen Defekten/Problemlagen, differenten Etappenlängen, zu berücksichtigenden tagesabhängigen Befindlichkeiten der Probanden (wechselnde Compliance), Verletzungen etc. wichen die MR-Messintervalle (MI) vom Planungsprotokoll regelhaft ab (siehe Tabelle 3). Bei 5 Probanden wurde nicht an allen geplanten Zeitpunkten ein MRT durchgeführt, die somit je nach statistischer Auswertungsmethode nicht immer berücksichtigt werden konnten.
Insgesamt liegen 103 MRT Messungen/Messintervalle der Auswertung zugrunde.

Tabelle 3.: Messintervalle t1-t5 für alle finisher (n=18) des Transeurope-Footrace 2009 mit Etappen, Laufstrecke, Laufzeit, BM(I): Mittelwert (SA), Spannweite
BM= body mass, BMI= body mass index, SA= Standardabweichung

Messintervall (MI)	**t1**	**t2**	**t3**	**t4**	**t5**
Etappen Nr.	7-14	17-24	27-37	39-50	56-63
Gesamt Laufstrecke bis zum MI [km]	686 (158), 407-926	1300 (191), 1025-1635	2117 (234), 1802-2516	3027 (216), 2633-3432	4136 (165), 3800-4442
Gesamt Laufzeit bis zum MI [h]	91,4 (21,5), 40-123	171,3 (37,9), 106-230	273,7 (53,9), 186-361	384,5 (70,2), 265-522	525,3 (74,2), 376-643
Strecke seit dem letzten MI [km]	686 (158), 407-926	614 (132), 404-896	816 (164), 497-1041	911 (174), 645-1176	1108 (180), 749-1339
Laufzeit seit dem letzten MI [h]	91,4 (21,5), 40-123	79,8 (24,6), 51-132	102,4 (24,9), 72-150	110,8 (30,1), 72-169	140,8 (22,3), 97-186
Strecke der letzten Etappe [km]	65,3 (11,1), 50,0-84,8	73,3 (7,9), 60,1-81,0	66,4 (13,5), 44,0-85,9	67,9 (10,1), 56,2-79,1	76,5 (12,7), 62,1-92,6
Laufzeit letzte Etappe [h]	8,1 (1,6), 4,4-11,5	9,4 (2,0), 5,0-12,2	8,3 (2,6), 3,7-12,7	8,3 (2,2), 5,1-11,5	9,7 (1,5), 5,4-11,9
BM [kg]	68,4 (7,0), 57,7-77,7	67,6 (7,1), 57-79,2	65,8 (7,0), 54-76,1	65,0 (7,2), 53,6-76,3	64,8 (7,2), 52-77,6
BMI [kg/m^2]	22,1 (1,7), 20,1-25,5	21,8 (1,8), 19,5-25,7	21,3 (1,6), 18,9-24,1	21,2 (1,8), 18,8-24,5	20,9 (1,6), 18,2-23,9

2.4. Auswertung der MR-Bilddaten

Für die Auswertung der MRT Daten wurde das Software Programm "3D-Doctor" (Able Software™, FDA 510K Zulassung, http://www.ablesw.com/3d-doctor/) verwendet. 3D-Doctor ist ein vektorbasiertes Bilddatenmessprogramm unter anderem für die MRT Bilddatenauswertung. [76, 91, 154]

2.4.1. Normierung der Lageabweichungen

Zunächst wurden die Lageabweichungen der Probanden im MRT ausgeglichen. Hierzu wurde als Referenzschicht der Trochanter minor an seiner größten a.p. Ausdehnung gewählt, da dieser gut erkennbar und in allen Messreihen vorhanden war.

2.4.2. Muskelquerschnitte

In den T1 Schichten wurden jeweils 7 ROIs (region of interest) zur Bestimmung der Muskelquerschnitte (Anatomische Muskelquerschnittsflächen, ACSA: anatomical cross section area)) manuell kartiert. Muskelbezogen wurden folgende ROIs definiert:

ROI 1 "Rektus" Musculus rectus femoris

ROI 2 "Vastus" Musculus vastus lateralis, Musculus vastus medialis, Musculus vastus intermedius

ROI 3 "Sartorius" Musculus sartorius

ROI 4 "Biceps" Musculus biceps femoris

ROI 5 "Semis" Musculus semitendinosus, Musculus semimembranosus

ROI 6 "Adduktoren" Musculus adductor longus, Musculus adductor brevis, Musculus adductor magnus

ROI 7 "Gracilis" Musculus gracilis

Es wurde die Entscheidung getroffen die Vastus Gruppe und Adduktoren Gruppe jeweils als Ganzes zu messen, da eine Unterscheidung der einzelnen Muskelbäuche, insbesondere ursprungsnah, meist nicht sicher möglich ist. [17, 28, 75, 139, 146] Die

Methode nach Barnouin et al. [17], die einzelnen Muskelanteile des Vastus getrennt zu messen, wurde nicht verwendet, da die distalen Anteile der OS-Muskulatur nicht miterfasst wurden (siehe auch Kapital 2.3.2).
Die Fläche innerhalb der ROIs (ACSA) wurde vom System automatisch berechnet.

In Abbildung 3[1] ist eine gemessene Schicht exemplarisch dargestellt.

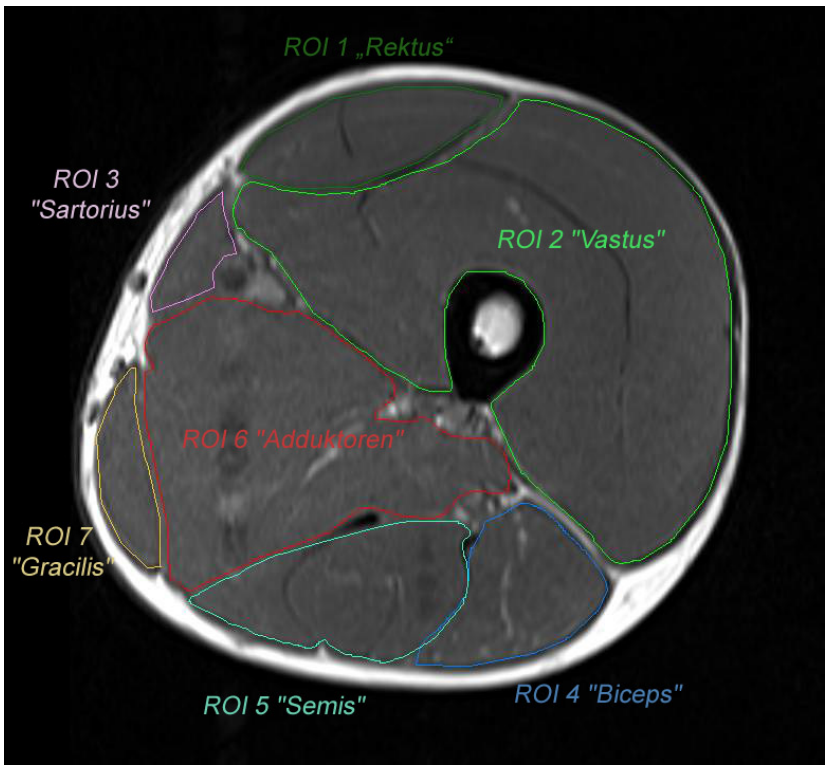

Abbildung 3.: Beispiel: gemessene Muskelgruppen im MRT Querschnitt in Höhe des mittleren Oberschenkels eines Probanden des Transeurope-Footrace 2009
ROI= region of interest

2.4.3. MV Berechnungen

Die ACSA wurden in jedem dritten Schichtbild (SBS 15 mm) gemessen, da die eigene Fehleranalyse diesbezüglich eine tolerable Messunschärfe aufzeigte (siehe Kapitel 3.2)

[1] Abbildung aus 3D-Doctor, Bearbeitung mit Adobe Photoshop CS2

und auch in der Literatur entsprechende Toleranzen evaluiert wurden. In der Literatur [16, 146, 197] sind, wie z. B. nach Barnouin et al. [16] minimale Fehler (unter 1%) der MV bei Schichtabständen von unter 5 cm angegeben. Die Volumenbestimmung erfolgte nach der Cavalieri Methode [121]: Multiplikation der ACSA mit dem entsprechenden Schichtabstand und zuletzt Summation dieser Schichtvolumen.

2.4.4. Einteilung in funktionelle Muskelkompartimente

Die 7 ROIs wurden entsprechend der funktionellen OS-Muskulatur in 3 Kompartimente eingeteilt:

1. **anteriores Muskelkompartiment (antMK) - M. quadriceps femoris - Funktion: Knie-Extension**
   a) ROI 1 "Rektus" (zusätzlich: Hüft-Flexion)
   b) ROI 2 "Vastus"
2. **posteriores Muskelkompartiment (postMK) - Ischiokrurale Muskulatur - Funktion: Knie-Flexion/Hüft-Extension**
   a) ROI 4 "Biceps" (zusätzlich: Hüft-Abduktion, Knie-Außenrotation)
   b) ROI 5 "Semis" (zusätzlich: Hüft-Adduktion, Knie-Innenrotation)
3. **mediales Muskelkompartiment (medMK) - Funktion: Hüft-Adduktion**
   a) ROI 6 "Adduktoren" (zusätzlich: Hüft-Flexion (M. adductor longus) bzw. Hüft-Extension (M. adductor magnus) und Hüft-Außenrotation (M. Adduktor longus/brevis) bzw. Hüft-Innenrotation (M. adductor magnus)
   b) ROI 7 "Gracilis" (zusätzlich: Hüft-Flexion, Knie-Flexion und Knie-Innenrotation)
4. **M. sartorius - Funktion: Knie-Flexion/ Hüft-Flexion/ Hüft-Außenrotation/ Knie-Außenrotation**
   a) ROI 3 "Sartorius"

2.5. Statistische Auswertung der Daten

2.5.1. Datenanalyse und Präsentation

Für die Dokumentation, Analyse und Auswertung der erhobenen Messdaten wurden folgende Programme verwendet: Microsoft™Office Excel™(release-1812, 2016, Microsoft Inc.), SPSS™(release-25.0, 2017, IBM™-Statistics) bzw. SigmaPlot™(release-12.5., 2011, Systat Inc.).

2.5.2. Deskriptive Statistik

Die gemessenen Volumen werden als absolute Volumenwerte (ml) und relative Änderungen (%) zur Anfangsmessung (t0) für die finisher Kohorte (n=18) dargestellt.
Absolute Werte werden als Mittelwert, SA und Spannweite angegeben. Für jedes Messintervall (MI: t1 - t5) wird die Messwerteverteilung grafisch als box-plot Figur dargestellt (Median, 25%/75% Perzentile, 10%/90% Perzentile und Spannweite).
Im Vergleich zur Anfangsmessung (t0) werden für jedes MI (t1-t5) sowohl die relativen Volumenveränderungen als auch die relativen Volumenveränderungen in Bezug auf das Körpergewicht/den BMI grafisch als line-plot Figuren dargestellt (Mittelwert, SA)

2.5.3. Reliabilitätsanalyse

Validität

Durch Verwendung der Gold-Standard-Methode MRT wird größtmögliche Messvalidität erreicht.

Reliabilität

Zur Bestimmung der Reliabilität (Reproduzierbarkeit) des hier angewandten volumetrischen Messverfahrens mit Generierung von verhältnisskalierten Daten wurden, entsprechend den stochastischen Empfehlungen [14, 20, 26, 36, 38, 85], mehrere statistische Parameter evaluiert: Bland and Altman's 95% LOA Methode (LOA, limits of agreement), der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC, intraclass correlation coefficient), der Variationskoeffizient (CV, Coefficient of Variation) und der Standardmessfehler (SEM, Standard Error of Measurement) .

Die Reliabilität wurde für jede ROI (Muskel/Muskelgruppe) und für die Gesamtmuskulatur für beide Seiten ermittelt.

Intra- und inter-rater Reliabilität Zur Bestimmung der **intra-rater Reliabilität (test-retest Reliabilität)** wurde vom gleichen rater (Autor) bei 20 Probanden (n=20) ein zufälliges Messintervall nach acht Wochen (nach der initialen Messung) erneut gemessen. Es wurden also 140 MV (in ml) oder 2435 ACSA (in cm^2) zum Vergleich generiert.
Zur Bestimmung der **inter-rater Reliabilität (Maß der Objektivität)** wurde von einem zweiten rater mit 10 jähriger Erfahrung auf dem Gebiet der muskuloskelettalen Radiologie bei 15 Probanden (n=15) ein zufälliges Messintervall erneut gemessen. Hier wurden 105 MV (in ml) oder 1830 ACSA (in cm^2) zum Vergleich generiert.
Die Reliabilitätsanalysen erfolgten in Bezug auf die Messergebnisse jeweils verblindet.

Korrelationskoeffizient Da der **Pearsonscher Korrelationskoeffizient (PCC)** nur ein Maß der Korrelation ist und auch stark von der Größe der Spannweite der Messwerte abhängt, ist er nicht ideal für die Messung der Reliabilität und wurde hier nicht verwendet [20, 27].
Stattdessen wurde der **Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC)** verwendet, der von vielen sportwissenschaftlichen Autoren für die Reliabilitätsbestimmung angewandt wird [193].
Es gibt verschiedene Methoden, den ICC zu berechnen. In der verwendeten SPSS^{TM}Version erfolgt die ICC Berechnung gemäß der Terminologie von McGraw and Wong [126].
Die Analyse der **intra rater Reliabilität** erfolgt auf einem 'single rater' Typ, 'Two-way mixed effects' Modell bei 'absolute agreement'.
Die Analyse **inter rater Reliabilität** erfolgt auf einem 'single rater' Typ, 'Two-way random effects' Modell bei 'absolute agreement'. [109, 180]
Ein ICC von 1 würde eine perfekt zuverlässige Merkmalseinschätzung durch die Beurteiler bzw. durch den gleichen Beurteiler angeben. Um eine ausreichende Beurteilbarkeit zu gewährleisten, sollten mindestens 30 verschiedene Messungen verglichen werden ($n \geq 30$). Unter diesen Bedingungen gelten nach Koo und Li ICC Werte von unter 0,5 als schlechte Reliabilität, Werte zwischen 0,5 und 0,75 als mittlere Reliabilität, Werte zwischen 0,75 un 0,9 als gute Reliabilität und Werte über 0,9 als exzellente Reliabili-

tät. Letztlich erfolgt hier die Interpretation des ICC anhand des entsprechenden 95% Konfidenzintervalls, um auch der Streuung der Messergebnisse Rechnung zu tragen [109].

Bland-Altman Diagramm, Limits of agreement Bland und Altman [26] beschreiben eine grafisch-statistische Methode (Bland-Altman Diagramm, Bland-Altman plot, BAP) zur Darstellung der Reliabilität. Diese zeigt die absoluten Unterschiede (Y-Achse) gegen ihren Mittelwert (X- Achse) auf. Zusätzlich werden die entsprechenden 95% LOA Werte im BAP dargestellt. Diese berechnen sich aus: 1,96 * SA (der Volumenunterschiede der Auswertungen). Es wird erwartet, dass (mit annähernd 95% Wahrscheinlichkeit) die Differenz zwischen den zwei Mess-Auswertungen innerhalb dieser LOA liegt. Ob Homo- oder Heteroskedastizität vorliegt, lässt sich in diesem Diagramm auch grafisch erkennen: Heteroskedastizität beschreibt die Tatsache, dass die Varianz verschiedener Gruppen ungleich ist (keine Varianzhomogenität, z. B. hohe Schwankung/hohes Streumaß bei größeren Werten; Homoskedastizität beschreibt das Gegenteil) [14, 26]

Variationskoeffizient Der CV (%) berechnet sich aus dem Quotienten der SA zum Mittelwert. Er berücksichtigt, dass große Werte/Mittelwerte bei den Messergebnissen auch in der Regel höhere Streuungen besitzen (Heteroskedastizität, siehe Abschnitt 2.5.3) und macht diese vergleichbar. Ein kleiner CV bedeutet also eine kleinere relative Streuung.

Standartmessfehler Der SEM hat eine ähnliche Bedeutung wie die Standardabweichung und ist auch ein Maß der Streuung der zwei verglichenen Messauswertungen. Er wird hier wie folgt berechnet: SEM = SA * $\sqrt{1 - ICC}$. Je kleiner der SEM ist, desto verlässlicher sind die Messungen. Der Wert berücksichtigt keine Heteroskedastizität [60].

2.5.4. Messgenauigkeit bei reduzierter Schichtanzahl

Zur Bestimmung des Messfehlers der entsteht, da nur jede dritte Schicht gemessen wurde, erfolgte die erneute Messung von 10 zufälligen Messintervallen acht Wochen nach der ersten Messung (jeweils eine Seite, alle 7 ROIs) vom gleichen rater (Autor),

sodass 70 (7*10) Vergleichs-MV für die Auswertung generiert wurden. Die Messung aller Schichten erfolgte in Bezug auf die initiale Messung verblindet.

2.5.5. Analyse von MV-Veränderungen

Die statistische Auswertung der MV-Unterschiede erfolgte für jede Muskelgruppe (ROI) einzeln (Rektus, Vastus, Sartorius, Biceps, Semis, Adduktoren, Gracilis), für die funktionellen Muskelgruppen (siehe Kapitel 2.4.4) und als Gesamt-OS-MV jeweils für jede Seite (links, rechts) separat.
Wenn es nicht speziell angegeben ist, wurde für alle statischen Tests ein alpha Level (p-Wert) von 0,05 verwendet.

Test auf Normalverteilung und Homogenität

Voraussetzung für eine Varianzanalyse (ANOVA) ist Normalverteilung der gemessenen MV. Diesbezüglich wurde ein Shapiro-Wilk Test durchgeführt für jedes Messintervall (t0-t5). Um auf Varianz Homogenität der gemessenen MV zwischen den verschiedenen Messintervallen zu testen, wurde der Lavene's Test durchgeführt. Bei $p>0{,}05$ gilt Normalverteilung bzw. Varianzhomogenität.

Signifikanzanalyse von MV Veränderungen

Um auf statistisch signifikante Veränderungen der MV im Verlauf des TEFR zu testen, erfolgte eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung. Voraussetzungen für die Durchführung der einfaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung sind, dass die abhängige Variable (hier: MV) mindestens intervallskaliert ist, die abhängige Variable normalverteilt ist und Sphärizität gegeben ist. Die Sphärizität der Daten wurde mit dem Mauchly Test bewiesen. Lag keine Sphärizität vor (signifikanter Mauchly test = $p<0{,}05$), wurde die Greenhouse-Geisser Korrektur in SPSS^{TM}verwendet. Bei fehlenden Messwerten in einem der Intervalle (t0-t5) musste die spezifische Messung aus der Varianzanalyse ausgeschlossen werden (siehe Kapitel 2.3.3). Bei Vorliegen einer Signifikanz in der Varianzanalyse, also dem Vorliegen einer signifikanten MV-Differenz, erfolgte im Anschluss ein Post-Hoc-Test, um durch Paarvergleiche (t1-t5 zu t0) herauszufinden, wo genau der signifikante Unterschied lag. Das Signifikanzniveau wurde hierbei nach der Bonferroni-Methode korrigiert. Um zu analysieren, ob die MV-Differenzen einem

Trend folgen (linear oder polynomial), wurde die Signifikanz der Innersubjektkontraste berechnet. [51]

Analyse auf maximalen MV-Differenzen

Um relevante Volumenveränderungen zum Ende des TEFR zu sehen, erfolgte noch ein Zweistichproben-t-Test für abhängige Stichproben (abhängiger T-Test, Paardifferenztest). Um maximale MV-Veränderungen auszuwerten, wurde das letzte Messintervall (t5) mit dem Intervall der größten MV-Differenz (t0-t4) verglichen. Diesbezüglich wurde die Effektgröße nach Cohen berechnet. (Cohen's d: große Effektgröße d=0,8, mittlere Effektgröße d=0,5, kleine Effektgröße d=0,3) [44, 45, 67].

Test auf Seitendifferenzen der MV

Um auf das Vorliegen von signifikanten Seitendifferenzen (links, rechts) der MV zu testen, erfolgte ein Zweistichproben-t-Test für abhängige Stichproben.

Test auf Altersunterschiede von MV

Um Unterschiede in den MV von verschiedenen Altersgruppen zu evaluieren, wurde das TEFR Kollektiv in zwei signifikant vom Alter sich unterscheidende Altersgruppen eingeteilt (Alter >50Jahre, n=10; Alter <=50Jahre, n=8) und es erfolgte ein ungepaarter T-Test, um signifikante Differenzen der MV zwischen den Altersgruppen zu evaluieren. Auch hier wurden Differenzen der absoluten und der normierten MV untersucht.

Unterschiede der MV zwischen finisher und non-finisher und Frauen und Männern

Da nur 4 non-finisher (von denen 2 bereits vor der Hälfte aus dem Rennen ausschieden) und nur 2 Frauen in der Untersuchungsgruppe waren, konnte bezüglich finischer/non-finisher bzw. geschlechtsspezifisch nicht auf MV-Unterschiede getestet werden.

2.5.6. Analyse von Zusammenhängen

Korrelationsanalyse von MV und BM/BMI sowie normierte Auswertung der MV auf den BMI Eine Korrelationsanalyse der MV Veränderungen zu Veränderungen

des BM oder BMI erfolgte mittels multipler linearer Regression für feste/fixe Effekte in SPSS (linear mixed models (LMM) for fixed effects) .
Da in anderen Arbeiten bereits gezeigt wurde, dass die MV der unteren Extremitäten vom Körpergewicht und auch vom Produkt aus Körpergewicht und Körpergröße abhängen [78], wurden in dieser Arbeit die MV zusätzlich auf den BMI normiert, um die Effekte der Körpergröße und der Veränderungen des Körpergewichtes auf die MV Veränderungen zu eliminieren.
Hierzu erfolgte die Normierung der MV auf den jeweiligen BMI zum Zeitpunkt des MI [$cm^3/(kg/m^2)$] und erneut eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung und nachfolgendem Post-Hoc-Test, ein gepaarter t-test um maximale Volumendifferenzen zu analysieren mit der Angabe der Effektstärke nach Cohen, sowie eine Analyse auf das Vorliegen eines Trendes (Innersubjektkontraste) entsprechend dem Vorgehen der absoluten MV.

Korrelationsanalyse von MV und Laufbelastung- und Laufleistungsindikatoren
Eine Korrelationsanalyse der MV Veränderungen zu Indikatoren der Laufbelastung und -leistung wurde mittels multipler linearer Regression für feste/fixe Effekte in SPSS evaluiert (LMM for fixed effects). Es wird das Signifikanzniveau (p-Wert) angegeben, so kann bestimmt werden, ob der angegebene Indikator(Einflussfaktor) eine (signifikante) Auswirkung auf die Variable (das MV) hat.
Die evaluierten Indikatoren sind:

Laufbelastungsindikatoren Etappen-Nr., totale Laufdistanz (km), totale Laufzeit (h), Laufdistanz (km) und Laufzeit (h) seit dem letzten MI und Laufzeit (h) am aktuellen Tag der Durchführung des MRT

Laufleistungindikatoren mittlere Laufgeschwindigkeit (km/h) bis zu dem Tag der Durchführung des MRT

Korrelationsanalyse von MV zu Volumenveränderungen der Körperkompartimente Der Zusammenhang der MV-Veränderungen zu den Veränderungen anderer Körperkompartimente (gemessen mittels Ganzkörper-MRT-Messungen (Gesamtkörpervolumen, Magergewebe, Fettgewebe)) einer (separaten) TEFR Läufergruppe aus

[175] wurde mittels des PCC (r) berechnet, da metrische Daten vorliegen und von einem linearen Zusammenhang ausgegangen wird.

Die entsprechenden Leistungsdaten der separaten Ganzkörper-MRT Gruppe sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4.: Messintervalle (MI) t1-t5 des Transeurope-Footrace 2009 mit Etappen, Laufstrecke, Laufzeit, BM(I) der finisher-Gruppe, die ein Ganzkörper MRT bekommen haben (n=12): Mittelwert (SA), Spannweite, aus Schütz et al. [175]
SA= Standardabweichung, BM= body mass; BMI= body mass index

MI	t1	t2	t3	t4	t5
Etappen Nr.	5 - 12	18-24	37-39	47-53	58-63
Gesamt Laufstrecke bis zum MI [km]	596 (163), 317-789	1481 (150), 1191-1643	2603 (49), 2516-2666	3373 (131), 3234-3669	4187 (130), 4037-4440
Strecke seit dem letzten MI [km]	596 (163), 317-789	885 (90), 780-1040	1121 (140), 947-,410	770 (124), 633-1003	814 (175), 511-1082
BM [kg]	71,0 (11,5), 51,9-93,0	69,0 (10,9), 51,6-91,9	67,7 (10,2), 50,7-89,7	67,7 (10,3), 51,0-88,5	67,2 (10,2), 51,9-88,3
BMI [kg/m^2]	23,0 (2,5), 20,0-28,7	22,3 (2,3), 20,3-28,4	21,9 (2,2), 19,8-27,7	21,9 (2,1), 20,1-27,3	21,8 (2,0), 19,8-27,3

3. Ergebnisse

3.1. Reliabilität

Sowohl die inter- als auch die intra-rater Reliabilität der MV-Messungen zeigt in Bezug auf das entsprechende 95% KI des ICC eine sehr hohe Korrelation zwischen den beiden Messgruppen und kann als exzellent interpretiert werden (Tabelle 5, 95% ICC). Nur für die Biceps MV-Messungen der intra-rater Reliabilität zeigt sich ein gutes bis exzellentes Ergebnis.
Der SEM zeigt sehr gute Werte, er weist bei den Muskeln mit hohen Volumen bei der inter- und intra-rater Reliabilität (aufgrund der dort vorliegenden Heteroskedastizität) einen höheren Wert auf (Tabelle 5, SEM). Dies bestätigt sich durch die LOA Werte (Tabelle 5, LOA), welche im BAP grafisch dargestellt sind (Abbildung 4, Abbildung 5). In diesen lässt sich auch optisch eine leichte Heteroskedastizität erkennen. Sartorius und Gracilis als Muskeln mit den kleinsten Volumen (Abbildung 9) zeigen auch die kleinsten LOA Werte, die Muskeln mit den größten Volumen (Vastus, Adduktoren) zeigen die größten LOA Werte. Dies zeigt sich sowohl für die MV-Messungen als auch für die zugrundeliegenden ACSA-Messungen.
Es zeigt sich für das Gesamt-OS-MV ein Messfehler bei den intra-rater Messungen von 0,63% und bei den inter-rater Messungen von 0,84%. Zusammen mit einem mittleren LOA Wert von 12,65ml für den intra-rater Fehler und 28,52ml für den inter-rater Fehler ist die Reliabilität der angewandten Muskelmessung sehr gut. Auch der Variationskoeffizient (CV) der Messungen ist klein (Tabelle 5, CV, LOA).

Tabelle 5.: Reliabilitätsindizes der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009
1) Mittelwert absoluter Messfehler (Mean Absolute Error, MAE) [ml] ± LOA (limits of agreement) = 1,96*SA der Volumendifferenzen [ml], siehe auch Abbildungen 4, 5
2) SEM (Standartmessfehler) = SA * $\sqrt{1 - ICC}$
3) ICC (Intraklassen-Korrelationskoeffizient)[109, 180]:
a ICC-1: 'two-way mixed effects' Modell, 'single rater' Typ für 'absolute agreement'
b ICC-2: 'two-way random effects' Modell, 'single rater' Typ für 'absolute agreement'
4) Gesamte Oberschenkel (OS) Muskeln = Alle ROIs als Gruppe
CI= Konfidenzintervall, CV= Variationskoeffizient

Muskel-ROIs /Gruppen	n_i	Reliabilitätsauswertungen					
		CV (%)	MAE±LOA[1]	SEM[2] (ml)	ICC[3]	95%-CI of ICC (p<0,001)	Interpretation [109]
intra-rater							
OS Muskeln[4]	140	0,28	-2,43±12,65	0	$1,000^a$	1,000-1,000	exzellent
Rektus	20	0,21	-0,53±6,60	2,49	$0,998^a$	0,996-0,999	exzellent
Vastus	20	0,07	-2,06±13,37	7,80	$0,999^a$	0,998-0,999	exzellent
Biceps	20	0,78	-5,77±8,12	2,94	$0,983^a$	0,781-0,996	gut bis exzellent
Semis	20	0,09	-1,06±11,85	2,40	$0,998^a$	0,996-0,999	exzellent
Adduktoren	20	0,20	-7,80±21,90	4,33	$0,99^a$	0,994-0,999	exzellent
Sartorius	20	0,06	0,17±3,56	0,58	$0,999^a$	0,997-0,999	exzellent
Gracilis	20	0,19	0,08±3,63	0,60	$0,999^a$	0,997-1,000	exzellent
inter-rater							
OS Muskeln[4]	105	0,42	2,6±28,52	14,72	$0,999^b$	0,998-0,999	exzellent
Rektus	15	0,17	-0,77±16,81	5,87	$0,990^b$	0,969-0,997	exzellent
Vastus	15	0,27	4,32±25,11	26,40	$0,999^b$	0,996-0,999	exzellent
Biceps	15	1,33	10,75±21,10	7,45	$0,966^b$	0,903-0,989	exzellent
Semis	15	1,47	1,04±27,54	9,41	$0,974^b$	0,923-0,991	exzellent
Adduktoren	15	1,35	4,01±58,37	19,45	$0,978^b$	0,936-0,993	exzellent
Sartorius	15	0,76	-0,9±7,09	2,44	$0,986^b$	0,958-0,995	exzellent
Gracilis	15	1,18	-0,23±6,58	2,28	$0,984^b$	0,953-0,995	exzellent

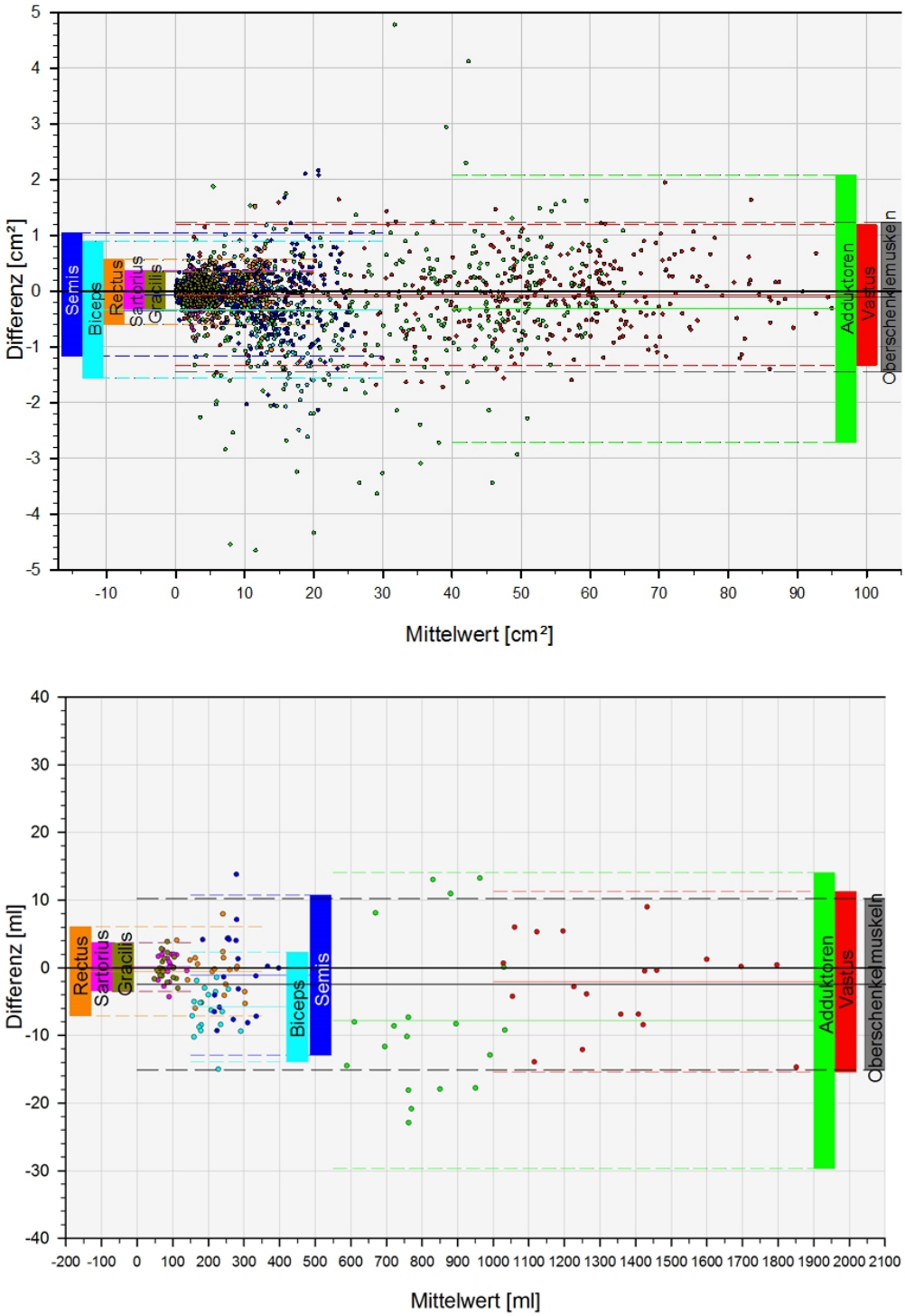

Abbildung 4.: Intra rater Reliabilität der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009: Bland Altman Diagramm mit LOA für alle Muskelquerschnittsmessungen (n=2435, in cm^2) und für alle Muskelvolumen (n=140, in ml)

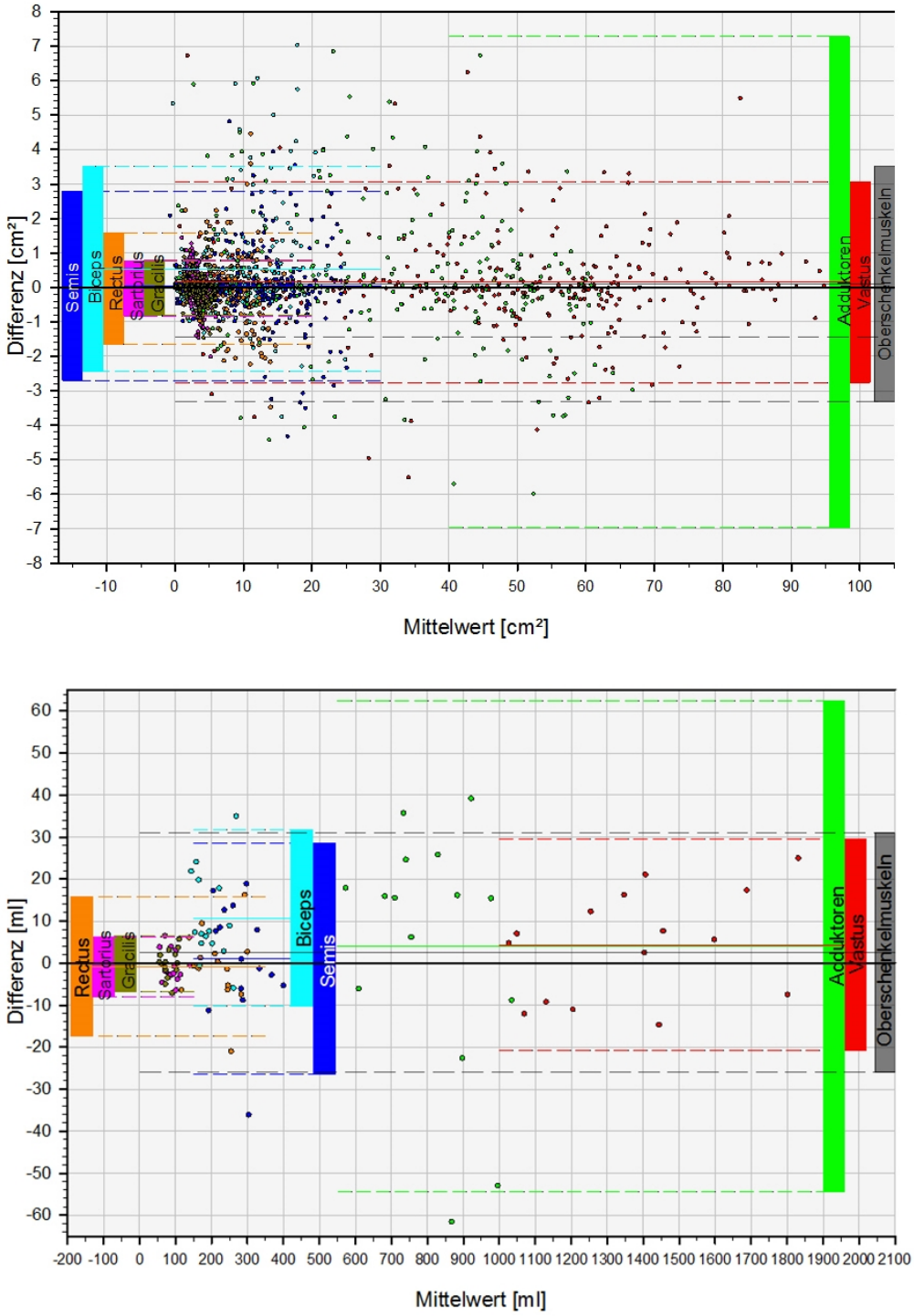

Abbildung 5.: Inter rater Reliabilität der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009: Bland Altman Diagramm mit LOA für alle Muskelquerschnittsmessungen (n=1830, in cm^2) und für alle Muskelvolumen (n=105, in ml)

3.2. Messgenauigkeit bei reduzierter Schichtanzahl

In dieser Arbeit ergibt sich ein Messfehler beim Gesamt OS-MV von 0,76% zwischen den Messung in jeder Schicht (SBS 5 mm) und den Messungen in jeder dritten Schicht (SBS 15 mm) (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6.: Messunterschied/-fehler (in %) zwischen den MRT Messungen in jeder Schicht (SBS 5mm) und den Messungen in jeder dritten Schicht (SBS 15mm), Transeurope-Footrace 2009

Muskelgruppe	Rektus	Vastus	Biceps	Semis	Adduktoren	Gracilis	Sartorius	Total
Messfehler (in %)	1,68	0,54	1,36	1,19	1,22	1,47	2,71	0,76

3.3. Test auf Normalverteilung und Varianzhomogenität

In den verschiedenen MI (t0-t5) zeigen sich keine relevanten Ausreißer (Siehe Abbildung 6). Die Messungen sind normalverteilt für jede Muskelgruppe an allen MI (siehe Tabelle 7, Shapiro Wilk-Test; Ausnahme: Sartorius links t0-t5 und Sartorius rechts t1 und t4) und Varianz Homogenität ist für die individuellen Muskelgruppen gegeben (siehe Tabelle 7, Lavene's Test). Somit sind die Voraussetzungen für die Auswertung der Messergebnisse mittels einfaktorieller ANOVA mit Messwiederholung gegeben.

3.4. MV Veränderungen im Verlauf des TEFR

Für alle Muskel ROIs (außer Gracilis rechts und Rektus bds.), alle funktionellen Muskelgruppen (außer postMK rechts) und **insbesondere für die Gesamtmuskulatur kann eine signifikante MV-Abnahme im Verlauf des TEFR nachgewiesen werden** (siehe Tabelle 8, ANOVA).
Die Hypothese (**Abnahme der OS-MV im Verlauf des TEFR**) kann somit bestätigt werden.
Darüber hinaus kann für alle Muskel-ROIs (außer Rektus bds.), für alle funktionellen Muskelgruppen und auch die Gesamtmuskulatur bds. eine konstante Abnahme des MV, welche immer (annähernd) einem linearen Trend folgt, nachgewiesen werden (siehe Tabelle 8, linearer Innersubjektkontrast).

Tabelle 7.: Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, SW) und Varianz Homogenität (Levene's Test, Levene) der gemessenen Muskelvolumen im MRT für jede Muskel ROI (region of interest) für jedes Intervall, Transeurope-Footrace 2009, n=18 Die ausgegebene Werte zeigen die entsprechenden P-Werte. **Fett geduckte Werte** sind signifikant; Wenn P>0,05, dann liegt Normalverteilung vor (Shapiro-Wilk-Test) bzw. Varianz Homogenität (Levene's Test), MI=Messintervall

	Rektus		Vastus		Biceps		Semis		Adduktoren		Sartorius		Gracilis	
MI	SW	Levene	SW	Levene	SW	Levene	SW	Levene	SW	Levene	SW	Levene	SW	Levene
rechts														
t0	0,205		0,662		0,133		0,640		0,990		0,206		0,364	
t1	0,783		0,896		0,354		0,769		0,703		**0,029**		0,863	
t2	0,657	0,986	0,937	0,997	0,267	0,766	0,787	0,994	0,321	0,953	0,057	0,980	0,896	0,960
t3	0,452		0,643		0,292		0,623		0,844		0,184		0,783	
t4	0,758		0,767		0,350		0,276		0,664		**0,008**		0,809	
t5	0,761		0,690		0,473		0,215		0,782		0,101		0,872	
links														
t0	0,287		0,581		0,994		0,230		0,736		**0,004**		0,276	
t1	0,539		0,592		0,456		0,094		0,845		**0,002**		0,205	
t2	0,407	0,954	0,606	0,999	0,891	0,921	0,258	0,937	0,540	0,906	**0,000**	0,975	0,130	0,939
t3	0,138		0,645		0,451		0,165		0,504		**0,000**		0,075	
t4	0,257		0,783		0,975		0,169		0,467		**0,000**		0,298	
t5	0,201		0,866		0,957		0,761		0,841		**0,001**		0,396	

Der abhängige t-Test (Paardifferenztest) zeigt beim Test auf die höchste Volumenveränderung im Vergleich zum Ende des TEFR (t5) durchgehend signifikante Volumendifferenzen mit einer hohen Effektstärke beim Biceps bds. und bei dem posterioren Muskelkompartiment. Lediglich für den Rektus bds, den Sartorius rechts und den Gracilis links zeigt sich eine kleine Effektstärke, für alle restlichen Muskeln, Muskelkompartimente und die Gesamtmuskulatur eine mittlere Effektstärke.

Tabelle 8.: Auswertung der Muskelvolumenveränderungen im Verlauf des Transeurope-Footrace (TEFR) 2009: Mauchly's Test auf Sphärizität, einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung, abhängiger t-Test und Analyse auf das Vorliegen eines Trends (linear oder polinominal), n=13
Fett gedruckte Werte sind signifikant (P-Werte)
a) 'Greenhouse-Geisser' Korrektur wurde angewandt
b) Signifikanter Linearer Trend mit hoher Teststärke
c) Signifikante Volumendifferenz mit hoher Effektstärke nach Cohen (Cohen's d > 0,8) am Ende des TEFR (t5) relativ zur größten Veränderung (t0-t4)
antMK= anteriores Muskelkompartiment, posMK= posteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, OS= Oberschenkel

Seite	Muskeln	n	Mauchly-Test	ANOVA		gepaarter t- Test (n=18)		linearer Innersubjektkontrast		polinominal
			P-Wert	P-Wert	Teststärke	P-Wert	Effektstärke: Cohen's d	P-Wert	Teststärke	P-Wert
rechts	Rektus	13	**<0,001**	0,300[a]	0,257	**<0,001**	0,31	0,350	0,146	0,123
	Vastus		**0,044**	**<0,001**[a]	1,000	**<0,001**	0,54	**<0,001**[b]	1,000	0,129
	Biceps		**0,003**	**0,005**[a]	0,874	**<0,001**	0,85[c]	**<0,001**[b]	0,999	0,412
	Semis		0,157	**0,038**	0,751	**<0,001**	0,72	**0,023**[b]	0,671	0,711
	Adduktoren		0,071	**<0,001**	0,999	**<0,001**	0,57	**0,001**[b]	0,984	0,178
	Gracilis		0,169	0,079	0,654	**<0,001**	0,59	**0,018**[b]	0,710	0,274
	Sartorius		0,070	**<0,001**	0,994	**<0,001**	0,48	**0,003**[b]	0,930	0,082
	antMK		**0,015**	**<0,001**[a]	1,000	**<0,001**	0,51	**<0,001**[b]	1,000	0,241
	posMK		0,064	**<0,001**	0,981	**<0,001**	0,91[c]	**<0,001**[b]	0,996	0,274
	medMK		0,117	**<0,001**	0,999	**<0,001**	0,6	**0,001**[b]	0,986	0,346
	OS Muskeln		**0,032**	**<0,001**[a]	1,000	**<0,001**	0,62	**<0,001**[b]	1,000	0,390
links	Rektus	13	**0,004**	0,187[a]	0,369	**<0,001**	0,4	0,191	0,248	0,126
	Vastus		**0,020**	**<0,001**[a]	0,999	**<0,001**	0,54	**<0,001**[b]	0,999	0,753
	Biceps		**0,034**	**<0,001**[a]	0,989	**<0,001**	0,98[c]	**0,001**[b]	0,976	**0,025**
	Semis		0,478	**<0,001**	0,986	**<0,001**	0,6	**0,002**[b]	0,941	0,463
	Adduktoren		0,665	**<0,001**	0,994	**<0,001**	0,61	**0,001**[b]	0,968	0,370
	Gracilis		0,381	**<0,001**	0,989	**<0,001**	0,42	**0,004**[b]	0,910	0,262
	Sartorius		**0,005**	**0,001**[a]	0,969	**<0,001**	0,75	**0,001**[b]	0,990	0,185
	antMK		**0,009**	**<0,001**[a]	0,997	**<0,001**	0,53	**<0,001**[b]	0,994	0,764
	posMK		0,128	**<0,001**	1,000	**<0,001**	0,87[c]	**0,001**[b]	0,977	0,439
	medMK		0,588	**<0,001**	0,996	**<0,001**	0,61	**0,001**[b]	0,974	0,375
	OS Muskeln		**0,010**	**<0,001**[a]	0,999	**<0,001**	0,64	**<0,001**[b]	0,999	0,406

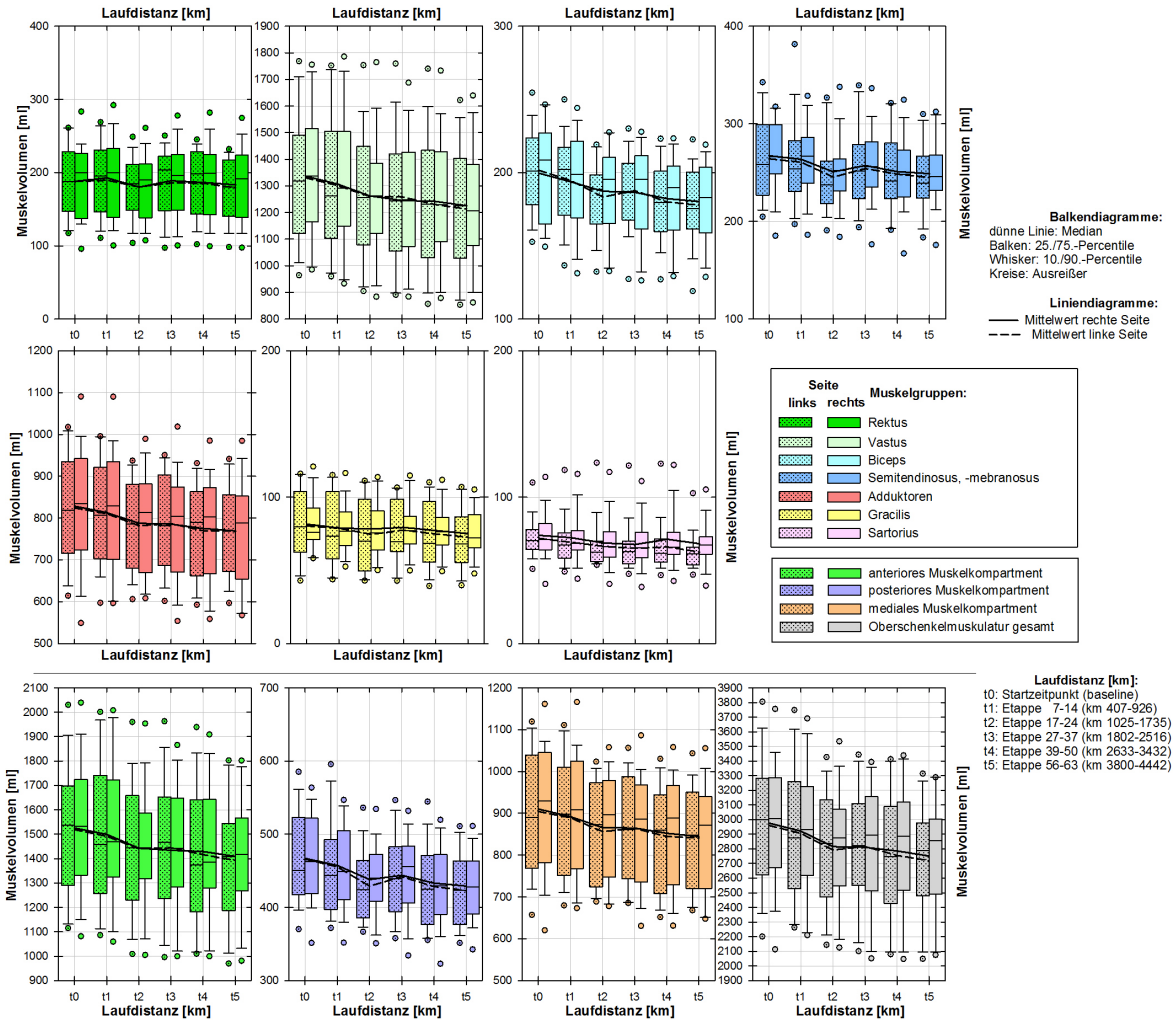

Abbildung 6.: Absolute Oberschenkelmuskelvolumen des MRT Messbereiches der finisher Gruppe (n=18) des Transeurope-Footrace 2009

Der anschließend durchgeführte paarweise Post-hoc Vergleich zeigt, dass es Muskeln bzw. Muskelgruppen gibt, die bereits recht früh einen signifikanten Verlust an MV hatten: z. B. die Gesamtmuskulatur, der Vastus oder das anteriore Muskelkompartiment rechts (bereits ab MI t0-t3) oder der Biceps und das posteriore Muskelkompartiment links (bereits ab MI t0-t2) (siehe Tabelle 9). Für die Gesamtmuskulatur der rechten Seite ergibt sich eine mittlere Volumenabnahme von 181,2 ml, für die linke Seite von 201,6 ml.

Für den Rektus lässt sich auf beiden Seiten zu keinem Abschnitt eine signifikante MV Abnahme nachweisen.

Tabelle 9.: Paarweiser Vergleich (Post-Hoc-Test) der Muskelvolumen (MV) des MRT Messbereiches zu den verschiedenen Messintervallen (MI, t0-t5), Transeurope-Footrace 2009, n=16-18
Angezeigte Werte sind die Mittelwerte der MV-Differenzen im entsprechenden Vergleichsintervall (linke Spalte, MIs) in ml
Fett gedruckte Werte sind signifikant (P-Werte, Anpassung der p-Werte bei multiplen Vergleichen nach Bonferroni erfolgt). Rek= Messbereich Rektus, Vast= Messbereich Vastus, Bic= Messbereich Biceps, Semi= Messbereich Semis, Add= Messbereich Adduktoren, Grac= Messbereich Gracilis, Sar= Messbereich Sartorius, aMK= anteriores Muskelkompartiment, mMK= mediales Muskelkompartiment, pMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur.

rechts

MIs	Rek	Vast	Bic	Semi	Add	Grac	Sar	aMK	pMK	mMK	Total
0-1	3,7	-11,0	-3,3	-1,0	-8,9	-3,0	-2,4	-7,3	-4,4	-12,0	-26,0
0-2	2,6	-48,5	-7,8	-7,6	-30,3	-2,3	-3,9	-45,8	-15,4	-32,6	-97,8
0-3	-0,1	**-74,0**	-12,0	-5,3	-40,1	-2,8	**-5,3**	**-74,1**	-17,3	-43,0	**-139,7**
0-4	0,4	**-71,7**	-13,1	**-10,4**	-42,3	-5,1	-3,1	**-71,3**	**-23,5**	-47,4	**-145,3**
0-5	-2,9	**-88,4**	**-15,1**	**-10,0**	**-53,1**	-5,8	-5,9	**-91,3**	**-25,1**	**-58,8**	**-181,2**
1-2	-1,1	**-37,5**	-4,5	-6,6	-21,4	0,7	-1,5	**-38,5**	-11,1	-20,7	**-71,8**
1-3	-3,7	**-63,1**	**-8,6**	-4,3	-31,2	0,2	-2,9	**-66,8**	-13,0	-31,0	**-113,7**
1-4	-3,3	**-60,7**	**-9,8**	-9,4	-33,4	-2,0	-0,7	**-64,0**	**-19,2**	-35,4	**-119,3**
1-5	-6,6	**-77,4**	**-11,8**	-9,0	**-44,2**	-2,7	-3,5	**-84,0**	**-20,8**	**-46,9**	**-155,2**
2-3	-2,7	-25,6	-4,1	2,2	-9,8	-0,5	-1,4	-28,3	-1,9	-10,3	-41,9
2-4	-2,2	**-23,3**	-5,2	-2,8	-12,0	-2,7	0,8	**-25,5**	-8,1	-14,7	**-47,5**
2-5	-5,5	-40,0	-7,3	-2,4	-22,8	-3,4	-2,0	**-45,5**	-9,7	-26,2	-83,3
3-4	0,5	2,3	-1,1	-5,1	-2,2	-2,2	2,2	2,8	-6,2	-4,4	-5,6
3-5	-2,8	-14,4	-3,2	-4,6	-13,0	-2,9	-0,6	-17,2	-7,8	-15,9	-41,5
4-5	-3,3	-16,7	-2,0	0,4	-10,8	-0,7	-2,8	-20,0	-1,6	-11,5	-35,8

links

MIs	Rek	Vast	Bic	Semis	Add	Grac	Sar	aMK	pMK	mMK	Total
0-1	4,5	-14,3	-6,5	-0,8	-8,7	-1,7	-3,0	-9,8	-7,2	-10,5	-30,6
0-2	0,8	-44,1	**-13,7**	-9,5	-27,3	-4,9	-5,4	-43,4	**-23,2**	-32,2	-104,2
0-3	-0,2	**-64,2**	**-15,4**	-6,4	-32,7	-3,7	-5,6	-64,4	**-21,8**	-36,4	-128,2
0-4	-0,8	**-73,1**	**-18,2**	-11,8	-36,9	-5,6	-5,5	-73,9	**-30,0**	-42,5	**-152,0**
0-5	-5,3	**-97,4**	**-21,8**	**-16,5**	**-44,2**	**-6,9**	**-9,5**	**-102,7**	**-38,2**	**-51,2**	**-201,6**
1-2	-3,7	-29,8	-7,3	-8,7	-18,6	-3,1	-2,4	-33,5	-15,9	-21,7	-73,6
1-3	-4,7	**-49,9**	-8,9	-5,7	-24,0	-2,0	-2,6	-54,6	-14,6	-26,0	**-97,7**
1-4	-5,3	**-58,7**	-11,8	-11,1	-28,2	-3,9	-2,5	**-64,0**	-22,8	-32,1	**-121,4**
1-5	-9,8	**-83,1**	-15,3	-15,7	-35,5	-5,2	-6,5	**-92,9**	-31,0	-40,7	**-171,0**
2-3	-1,0	-20,0	-1,7	3,0	-5,4	1,2	-0,2	-21,0	1,4	-4,2	-24,0
2-4	-1,6	-28,9	-4,5	-2,4	-9,6	-0,8	-0,1	-30,5	-6,9	-10,3	-47,8
2-5	-6,1	**-53,3**	-8,0	-7,0	-16,9	-2,1	-4,0	**-69,4**	-15,0	-19,0	-97,4
3-4	-0,6	-8,9	-2,8	-5,4	-4,2	-1,9	0,1	-9,5	-8,2	-6,1	-23,7
3-5	-5,1	-33,3	-6,4	-10,0	-11,5	-3,2	-3,9	-38,3	-16,4	-14,8	-73,4
4-5	-4,5	-24,4	-3,5	-4,6	-7,3	-1,3	-3,9	-28,9	-8,2	-8,7	-49,6

3.4.1. Relative MV Veränderungen im Verlauf des TEFR

In den Grafiken 7 und 8 sind die relativen MV-Veränderungen im Verlauf des TEFR dargestellt. Für die Gesamt-OS-Muskulatur (zwischen t0-t5) ergibt sich links eine Abnahme von -7,98% und rechts von -7,46%.
Die einzelnen Muskeln und Muskelkompartimente verlieren im Verlauf des Rennens (t0-t5) wie folgt relativ an Volumen (links/rechts):

"Rektus" -3,88%/-2,44%

"Vastus" -8,85%/-8,36%

"Biceps" -11,70%/-9,13%

"Semis" -6,97%/-6,52%

"Adduktoren" -6,47%/-6,78%

"Gracilis" -8,85%/-7,61%

"Sartorius" -12,92%/-7,40%

"anteriores MK" -8,22%/-7,59%

"posteriores MK" -8,92%/-7,71%

"mediales MK" -6,68%/-6,87%

"Gesamte OS Muskulatur" -7,98%/-7,46%

Beim Rektus fällt auf, dass sich auf beiden Seiten ein (nicht signifikanter) Volumenzuwachs im ersten Abschnitt (t0-t1) zeigt: +3,7ml rechts bzw. +4,5ml links; entspricht links bis +2,4%.

Auffällig ist zudem, dass die Gesamt-MV-Abnahme im Verlauf der TEFR zwischen dem MI t3 und t4 (km 2117 - 3027) links deutlich abflacht (Siehe Grafik 7) bzw. es rechts in diesem Abschnitt sogar zu einer Zunahme kommt (Siehe Grafik 8). Auch bei den einzelnen Muskeln lässt sich dies in unterschiedlicher Ausprägung entsprechend beobachten.

Aufgrund ihres relativ großen Volumenanteils (siehe 9) tragen der Vastus und die Adduktoren den größten Anteil zur Veränderung der Gesamt-MV bei.

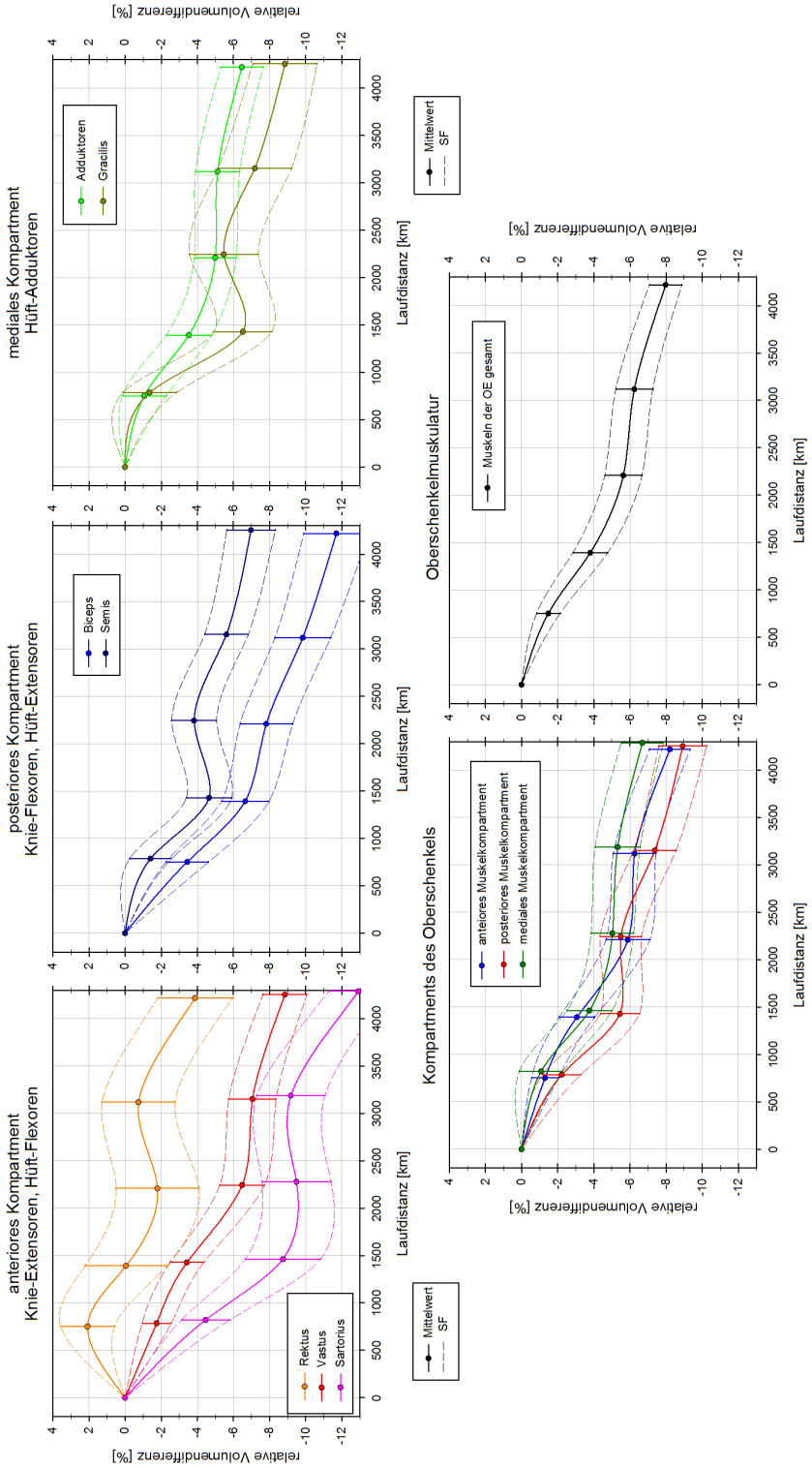

Abbildung 7.: Relative Volumenveränderungen der Muskeln des linken Oberschenkels, Transeurope-Footrace 2009, n=18

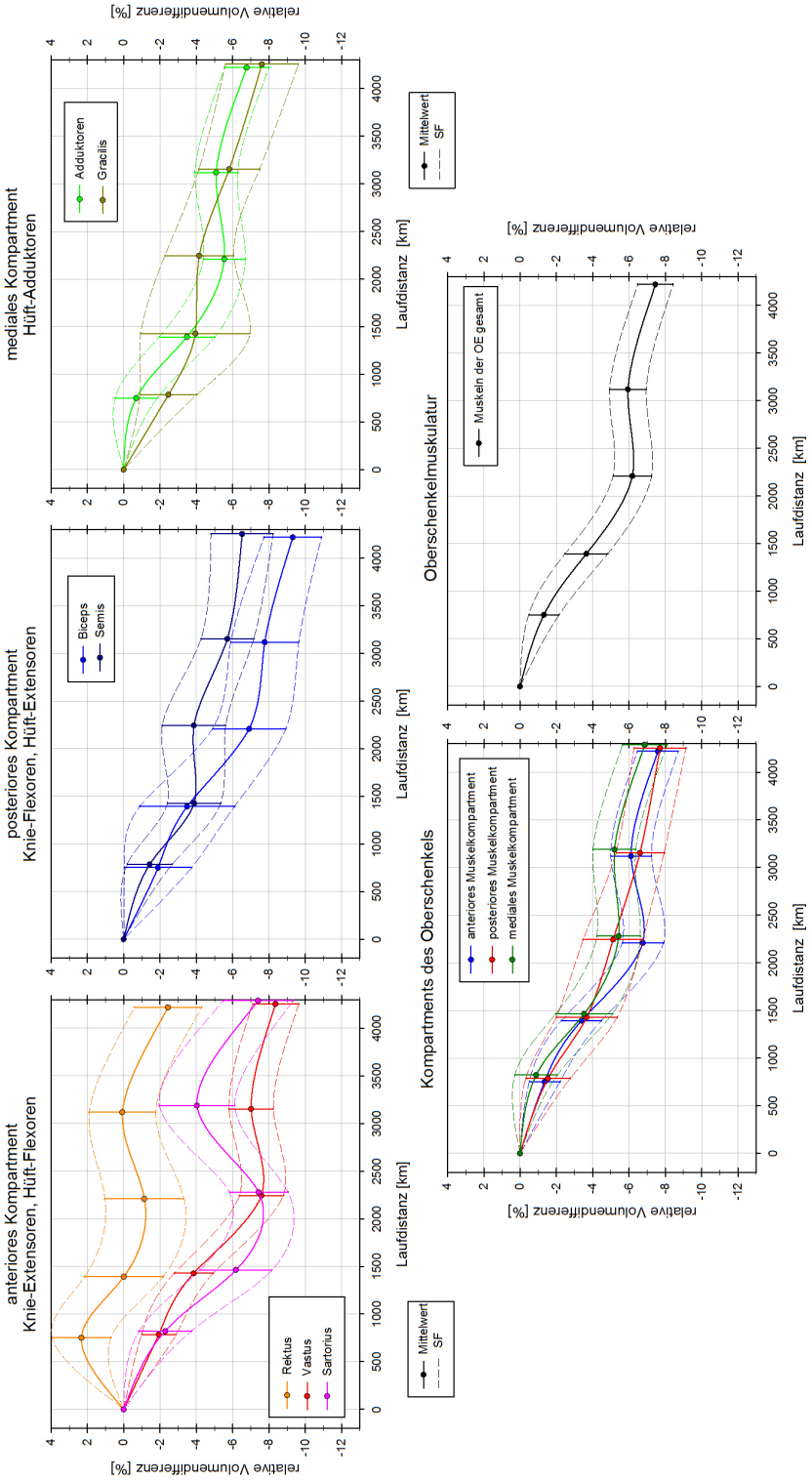

Abbildung 8.: Relative Volumenveränderungen der Muskeln des rechten Oberschenkels, Transeurope-Footrace 2009, n=18

3.4.2. Seitendifferenzen

Mit Ausnahme des Sartorius bei MI t4 und t5 (der bei diesen MI links und bzgl. des MI T4 auch rechts keine Normalverteilung aufweist, siehe Kapitel 3.3) können zu keinem Zeitpunkt signifikante Seitendifferenzen der MV(-Gruppen) festgestellt werden (Siehe Tabelle 10, Abbildung 9 zeigt die MV-Verteilungen bei MI t0, Abbildung 10 zeigte die Seitendifferenzen der absoluten MV (rechts minus links) zu allen MI t0-t5).
Schaut man sich die absoluten Mittelwerte der Seitendifferenzen an, zeigt sich meist eine Zunahme der Mittelwerte von t0 - t5, das spricht für eine Veränderung der MV im Verlauf des Rennens zugunsten der rechten Seite (Siehe Tabelle 10, Mittelwert Differenz, nicht signifikant, außer Sartorius). Auch grafisch lässt sich dieses nachvollziehen (siehe Abbildung 10 für die dargestellten Seitendifferenzen der MV oder auch in Abbildung 6 durch die Darstellung der absoluten MV-Veränderungen im Verlauf des TEFR).

Tabelle 10.: Gepaarter T Test auf Seitendifferenz der Muskelvolumen [ml] (rechts minus links, n=16-18) der angegebenen Messbereiche, Transeurope-Footrace 2009
MK= Muskelkompartiment, OS= Oberschenkel, ROI= region of interest
Fett geduckte Werte sind signifikant

			Gepaarter T-Test		
Muskel ROIs/Gruppen	MI	n	Mittelwert Differenz	T	P-Wert
Rektus	t0	18	0,34	0,064	0,950
	t1	17	3,20	0,486	0,634
	t2	16	-0,30	-0,046	0,964
	t3	17	3,12	0,495	0,627
	t4	17	1,08	0,169	0,868
	t5	18	4,18	0,703	0,492
Vastus	t0	18	6,52	0,520	0,610
	t1	17	5,16	0,315	0,757
	t2	16	2,62	0,160	0,875
	t3	17	-13,71	-0,891	0,386
	t4	17	11,87	0,910	0,376
	t5	18	12,34	0,732	0,474
Biceps	t0	18	-1,96	-0,417	0,682
	t1	17	-0,89	-0,200	0,844
	t2	16	3,80	0,732	0,476
	t3	17	-1,18	-0,251	0,805
	t4	17	2,22	0,446	0,661
	t5	18	2,53	0,485	0,634
Semis	t0	18	3,08	0,594	0,560
	t1	17	2,99	0,481	0,637
	t2	16	5,33	0,939	0,363
	t3	17	3,05	0,487	0,633

	t4	17	2,56	0,465	0,648
	t5	18	3,91	0,696	0,496
Adduktoren	t0	18	4,70	0,352	0,729
	t1	17	2,81	0,193	0,850
	t2	16	6,02	0,444	0,663
	t3	17	-1,12	-0,080	0,938
	t4	17	5,56	0,371	0,715
	t5	18	1,14	0,083	0,935
Sartorius	t0	18	2,06	1,042	0,312
	t1	17	3,14	1,311	0,209
	t2	16	2,36	1,126	0,278
	t3	17	2,60	1,094	0,290
	t4	17	5,35	2,315	**0,034**
	t5	18	5,67	2,646	**0,017**
Gracilis	t0	18	1,27	0,382	0,707
	t1	17	0,18	0,045	0,965
	t2	16	3,74	0,850	0,408
	t3	17	1,89	0,567	0,579
	t4	17	2,32	0,681	0,506
	t5	18	2,56	0,945	0,358
anteriores MK	t0	18	6,86	0,579	0,570
	t1	17	8,36	0,512	0,616
	t2	16	2,32	0,146	0,886
	t3	17	-10,59	-0,704	0,491
	t4	17	12,94	1,091	0,292
	t5	18	16,51	1,164	0,260
posteriores MK	t0	18	1,12	0,221	0,828
	t1	17	2,10	0,382	0,707
	t2	16	9,14	1,698	0,110
	t3	17	1,86	0,307	0,763
	t4	17	4,78	0,974	0,345
	t5	18	6,43	1,087	0,292
mediales MK	t0	18	5,97	0,439	0,666
	t1	17	2,98	0,200	0,844
	t2	16	9,76	0,737	0,472
	t3	17	0,77	0,57	0,956
	t4	17	7,88	0,518	0,612
	t5	18	3,66	0,269	0,791
OS Muskeln	t0	18	16,02	0,745	0,466
	t1	17	16,58	0,646	0,528
	t2	16	23,59	1,066	0,303
	t3	17	-5,35	-0,262	0,797
	t4	17	30,95	1,793	0,092
	t5	18	32,28	1,842	0,083

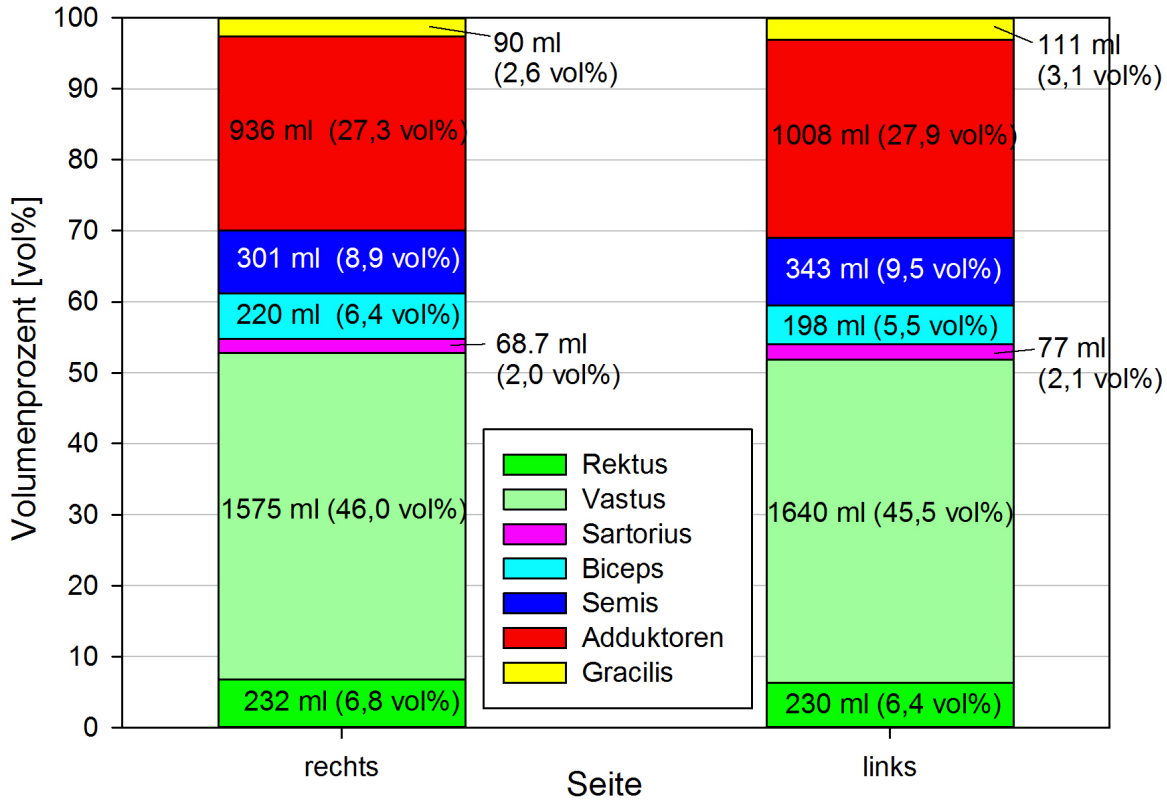

Abbildung 9.: Verteilung der Muskelvolumen (in %) zum Startzeitpunkt (t0) auf den Seiten (rechts, links), Transeurope-Footrace 2009, n=18

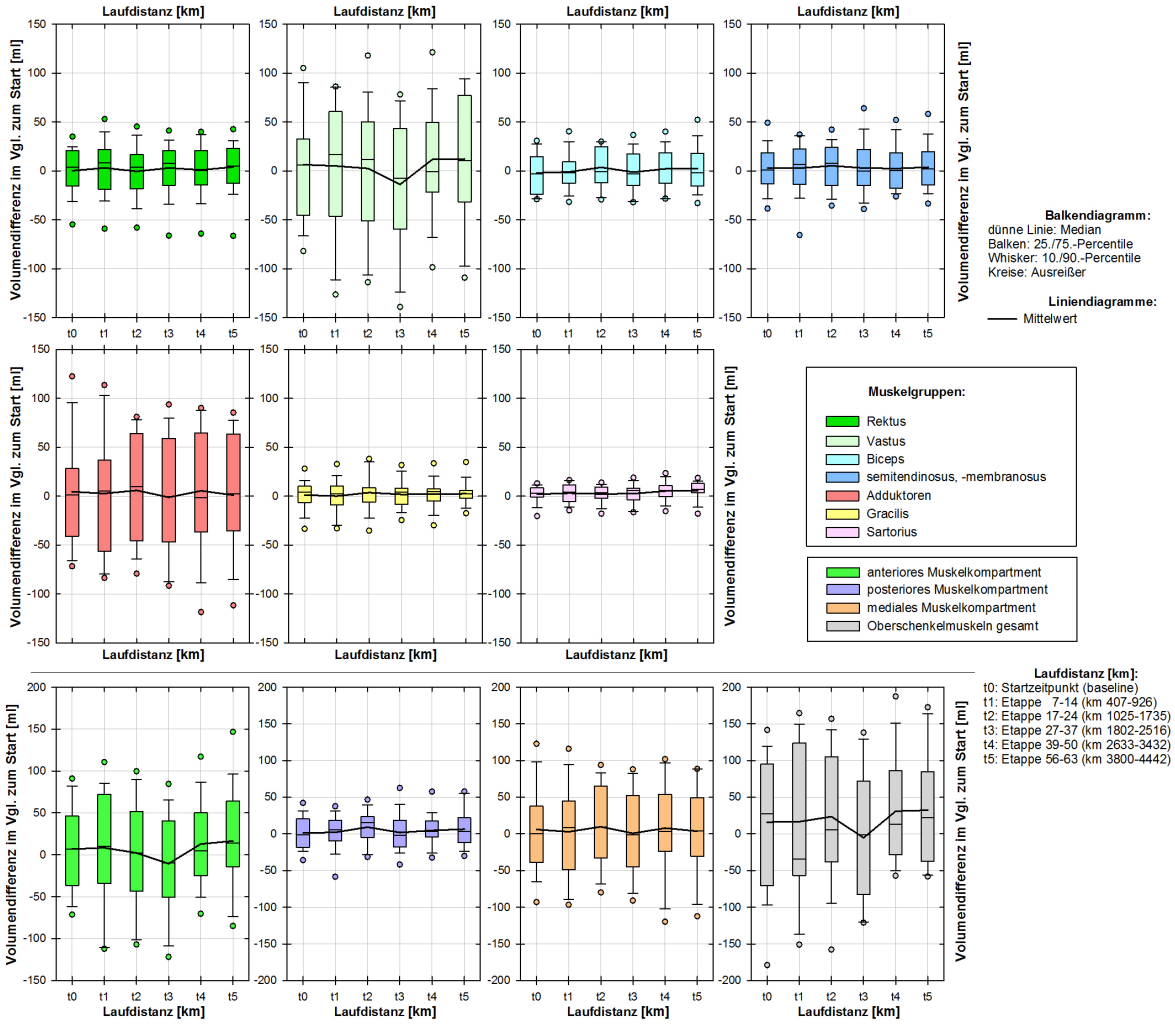

Abbildung 10.: Seitendifferenzen der absoluten Muskelvolumen (rechts minus links) der Oberschenkelmuskeln, Transeurope-Footrace 2009, n=18

3.4.3. Veränderungen der Volumenaufteilung der OS-Muskulatur im Verlauf des TEFR

In Bezug auf die Veränderungen der prozentualen Verteilung der MV im Verlauf des TEFR zeigt sich gegen Ende (t5) eine Zunahme des MV-Anteils des Rektus bds., der Semis bds. und der Adduktoren links (+0,2% bis +0,4%). Eine relative Abnahme des MV Anteils kann für den Vastus bds. beobachtet werden (-0,4%) . Die weiteren Volumen der einzelnen Muskeln wie auch die funktionellen Muskelgruppen zeigen prozentual keine größeren Veränderungen zueinander (siehe auch Abbildung 11).

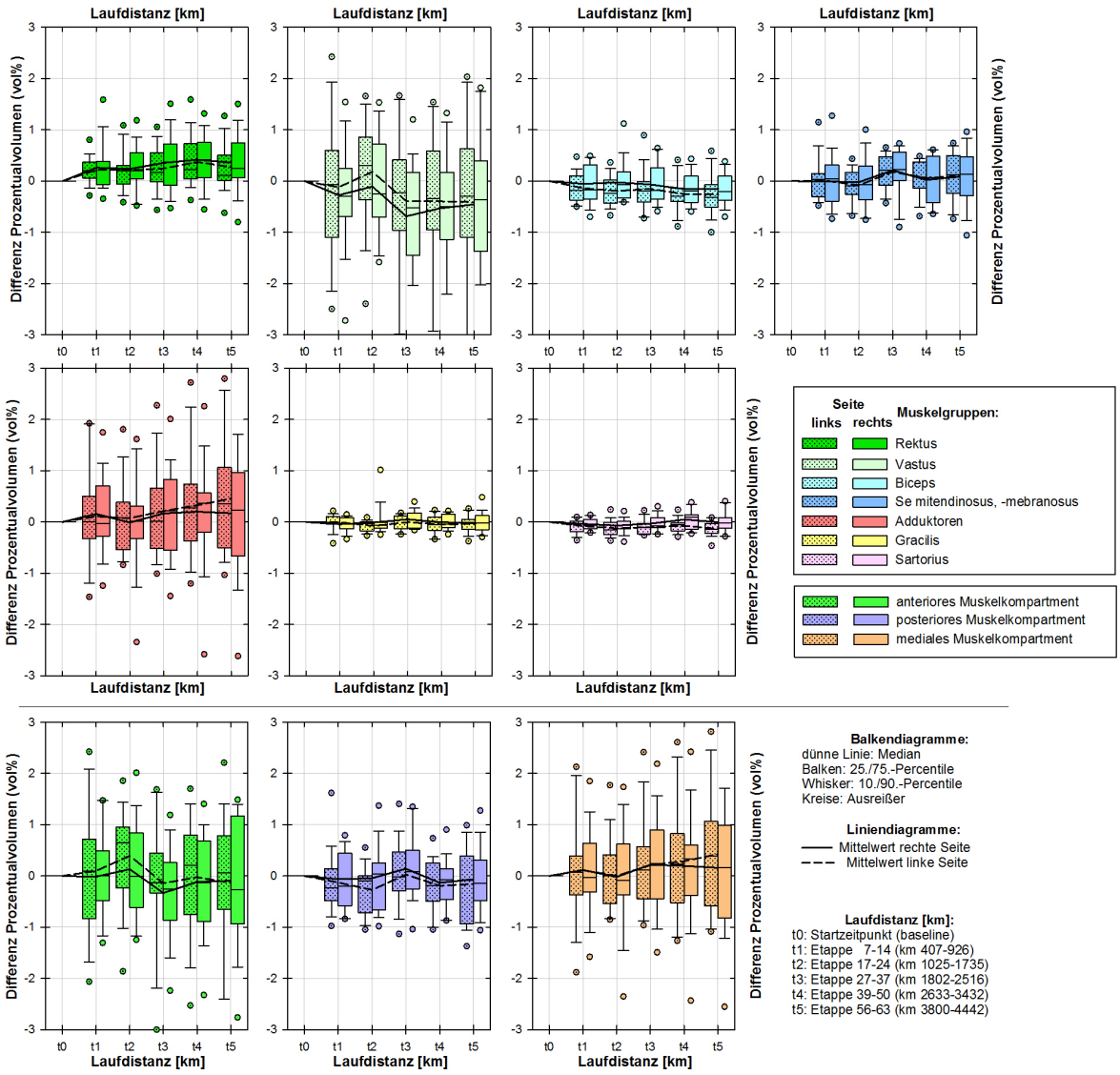

Abbildung 11.: Veränderungen der prozentualen Muskelvolumenverteilung der Oberschenkelmuskulatur, Transeurope-Footrace 2009, n=18

3.4.4. Altersunterschiede

Bei der Analyse auf unterschiedliche MV (Summe rechts + links) (zum Messzeitpunkt t0) bei den Altersgruppen <50 Jahren (Mittelwerte(SA): Alter:42,1(9), Größe: 176cm(5) BM: 72,9(7), BMI: 23,5(2)) und ≥50 (Mittelwerte(SA): Alter: 56,2(4,6), Größe: 175cm(7) BM: 68,5(8), BMI: 22,4(2)) Jahren zeigen sich signifikante Unterschiede der MV des Vastus, des Sartorius und des antMK und der Gesamt-OS-Muskulatur, welche bei der älteren Gruppe jeweils kleiner sind. (siehe Tabelle 11)

Tabelle 11.: Analyse auf signifikante Unterschiede der Muskelvolumen (MV) zum Zeitpunkt t0 des Transeurope-Footrace 2009 zwischen den Altersgruppen (<50 Jahre und ≥50 Jahre) mittels ungepaartem T-Test, Angabe jeweils als Summe aus rechts + links in cm^3, Mittelwert (Standartabweichung), n=18
a= Werte der Analyse auf signifikante Unterschiede der auf den BMI normierten Muskelvolumen (cm3/(kg/m2)) zum Zeitpunkt t0 zwischen den Altersgruppen mittels ungepaartem T-Test (n=18)
Fett gedruckte Werte sind signifikant
antMK= anteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, postMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur

Muskel(gruppe)	Altersgruppe		**T-Test**	**T-Test**[a]
	<50 (n=8)	**≥50 (n=10)**	p-Wert	
	42,1 (9)	56,2 (4,6)	**0,0005**	
Rektus	404(97,2)	353,6(85,3)	0,2589	0,3963 [a]
Vastus	2960,5(478,8)	2433,8(318,2)	**0,0128**	**0,0355**[a]
Biceps	420,0(60,6)	386,3(54,3)	0,2329	0,5860 [a]
Semis	567,8(71,5)	502,5(65,1)	0,0598	0,2376[a]
Adduktoren	1704,9(276,8)	1611,2(260,4)	0,4713	0,8529[a]
Gracilis	181,3(30,6)	146,3(42,2)	0,0669	0,1522[a]
Sartorius	160,7(30,7)	133,9(19,3)	**0,0380**	0,0844[a]
antMK	3364,5(552,7)	2787,4(367,8)	**0,0172**	**0,0402**[a]
postMK	987,8(120,2)	888,9(100,8)	0,0755	0,3102[a]
medMK	1886,2(284,3)	1757,5(288,4)	0,3580	0,6884[a]
Total	6399,1(894,4)	5567,6(672,4)	**0,0385**	0,1031[a]

Normiert man diese Werte auf den BMI ergeben sich signifikante Unterschiede der MV nur noch bezüglich des Vastus und des antMK. Die Gesamtmuskulatur, sowie der Sartorius weisen bei den auf den BMI normierten Werten keine signifikanten Unterschiede mehr auf. (Siehe letzte Spalte der Tabelle 11)

Normiert man diese Werte dagegen auf den BM oder das BM*Größe Produkt ergeben sich in keinem Muskel oder Muskelgruppe mehr signifikanten Altersunterschiede

(Werte nicht angegeben).

3.5. Analyse von Zusammenhängen

3.5.1. Veränderungen des MV der OS, relativ zu BM/BMI

Im Verlauf des TEFR kommt es zu einer kontinuierlichen Abnahme des BM und des BMI (siehe Abbildung 12). Es lässt sich ein positiver linearer Zusammenhang zwischen dem Verlust der MV aller Muskelgruppen und der Abnahme des BM und BMI feststellen (siehe 14, BM, BMI).
Prozentual gesehen kommt es im Verlauf des TEFR zu einem ähnlich hohen Verlust des BM bzw. des BMI wie zur Reduktion des Gesamt-MV (siehe Abbildung 12). Ein signifikanter Zusammenhang zwischen MV-Reduktion und BMI/BM Veränderungen im jeweils letzten Intervall (14, BM-int, BMI-int) kann jedoch nicht nachgewiesen werden, welches sich auch in dem unterschiedlichen Verlauf der Kurven widerspiegelt.

Schaut man sich die auf den BMI normierten MV Veränderungen an, zeigt sich eine signifikante Zunahme des MV des Rektus auf beiden Seiten (sehe Tabelle 12) mit einer maximalen Zunahme im Intervall T0-t4 von rechts 6,0% und links 4,4% (siehe post-hoc Analyse in Tabelle 13, ebenso auch Abbildungen 13 und 14). Beim Verlauf der Veränderung lässt sich ein Zusammenhang zu einem polinominalen Verlauf 4. Grades feststellen (siehe Tabelle 12, polinominale Innersubjektkontraste) mit einer entsprechenden Abnahme erneut von t4 auf t5.
Kein anderer Muskel bzw. keine andere Muskelgruppe zeigt im Vergleich zum Startzeitpunkt eine signifikante Veränderung der auf den BMI normierten MV im Verlauf des TEFR (siehe Tabelle 12, ANOVA, P-Wert).
Ein identisches Bild bezüglich der Signifikanzen ergibt sich auch bei der Normierung der MV auf das BM*Größe Produkt (hier nicht abgebildet).

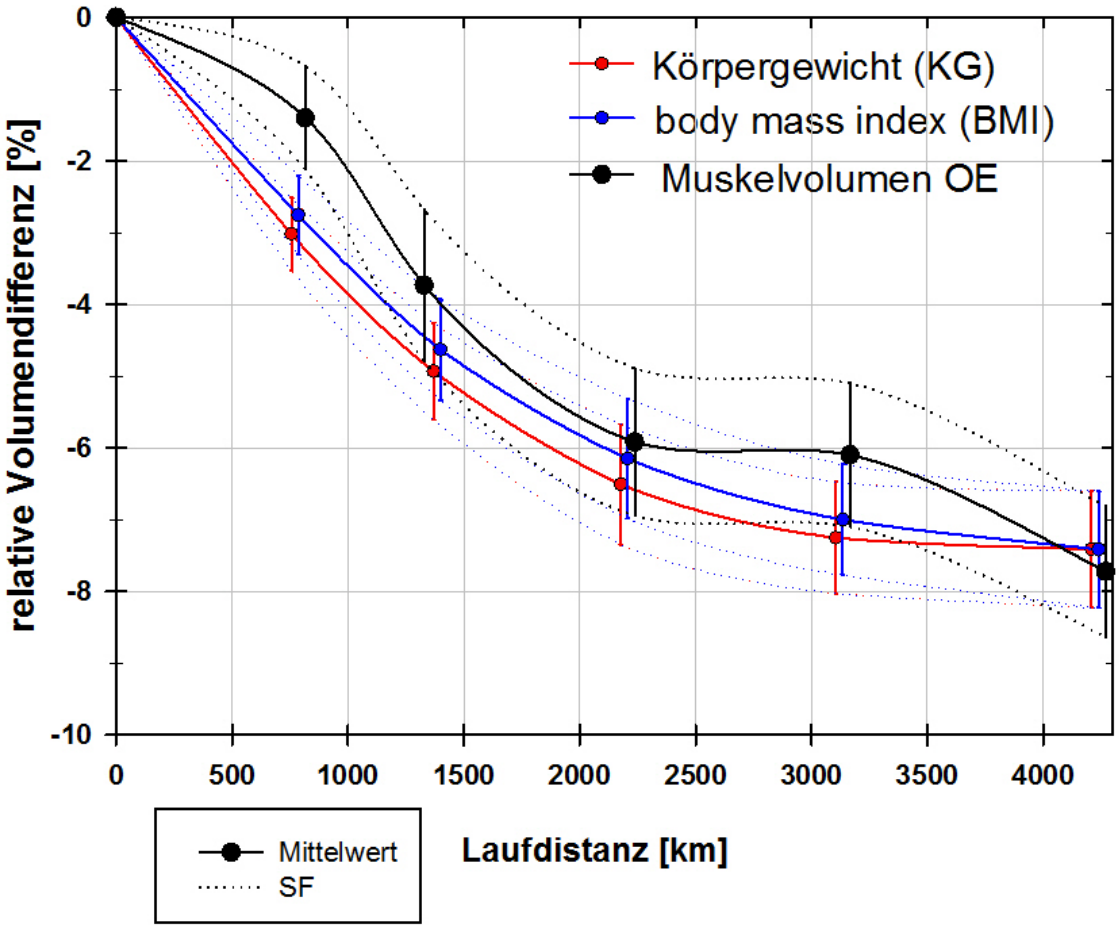

Abbildung 12.: Vergleich von relativen Veränderungen der Oberschenkelmuskelvolumen und Körpermasse-Indizes (BM[kg], BMI[kg/m^2]) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18

Tabelle 12.: Auswertung der Muskelvolumen-Veränderungen pro BMI (ml/(kg/m^2)) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009: Mauchly's Test auf Sphärizität, einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung, abhängiger t-Test und Analyse auf das Vorliegen eines Trends (linear oder polinominal), n=13
Fett gedruckte Werte sind signifikant (P-Werte)
a) 'Greenhouse-Geisser' Korrektur wurde angewandt
b) nach Polynom 3ten Grades (kubisch)
c) nach Polynom 4ten Grades
antMK= anteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, posMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur

Seite	Muskeln	n	Mauchly-Test	ANOVA		gepaarter t- Test (n=18)		linearer Innersubjektkontrast		polinominale Innersubjektkontraste	
			P-Wert	P-Wert	Teststärke	P-Wert	Effektstärke: Cohen's d	P-Wert	Teststärke	P-Wert	Teststärke
rechts	Rektus	13	**0,001**	**0,005**^{a}	0,853	**<0,001**	0,15	0,054	0,656	**0,043**^{b}	0,546
	Vastus		0,410	0,256	0,444	**<0,001**	0,29	0,748	0,061	**0,019**^{b}	0,700
	Biceps		0,224	0,968	0,090	**<0,001**	0,52	0,800	0,057	0,363	0,141
	Semis		0,800	0,075	0,661	**<0,001**	0,42	0,054	0,503	0,082	0,415
	Adduktoren		0,521	0,550	0,269	**<0,001**	0,27	0,351	0,146	0,093	0,390
	Gracilis		0,178	0,709	0,201	**<0,001**	0,34	0,462	0,108	0,264	0,191
	Sartorius		0,114	0,197	0,497	**<0,001**	0,31	0,598	0,079	0,055	0,500
	antMK		0,131	0,101	0,615	**<0,001**	0,27	0,334	0,153	**0,011**^{b}	0,783
	posMK		0,926	0,506	0,290	**<0,001**	0,53	0,191	0,247	0,377	0,135
	medMK		0,483	0,641	0,230	**<0,001**	0,29	0,341	0,150	0,214	0,227
	OS Muskeln		0,678	0,198	0,496	**<0,001**^{b}	0,29	0,228	0,216	**0,017**^{b}	0,720
links	Rektus	13	**0,001**	**0,022**^{a}	0,728	**<0,001**	0,26	0,071	0,445	**0,015**^{b}	0,741
	Vastus		**0,005**	0,461^a	0,177	**<0,001**	0,29	0,920	0,051	0,062	0,474
	Biceps		**<0,001**	0,434^a	0,177	**<0,001**	0,55	0,273	0,185	0,394	0,129
	Semis		0,130	0,272	0,432	**<0,001**	0,38	0,399	0,127	0,082	0,416
	Adduktoren		0,542	0,206	0,488	**<0,001**	0,26	0,119	0,340	0,301	0,169
	Gracilis		0,079	0,786	0,171	**<0,001**	0,25	0,999	0,050	0,184	0,255
	Sartorius		**0,028**	0,194^a	0,375	**<0,001**	0,68	0,220	0,222	**0,004**^{c}	0,902
	antMK		**0,008**	0,280^a	0,271	**<0,001**	0,29	0,646	0,072	**0,031**^{b}	0,610
	posMK		**0,013**	0,670^a	0,125	**<0,001**	0,49	0,832	0,055	0,184	0,254
	medMK		0,443	0,298	0,412	**<0,001**	0,28	0,165	0,275	0,317	0,161
	OS Muskeln		0,066	0,396	0,349	**<0,001**	0,32	0,523	0,093	**0,049**^{b}	0,522

Tabelle 13.: Paarweiser Vergleich (Post-Hoc-Test) der Muskelvolumen pro BMI (ml/(kg/m^2)) zu den verschiedenen Messintervallen (t0-t5), Transeurope-Footrace 2009, n=13
Fett gedruckte Werte sind signifikant
Rek= Messbereich Rektus, Vast= Messbereich Vastus, Bic= Messbereich Biceps, Semi= Messbereich Semis, Add= Messbereich Adduktoren, Grac= Messbereich Gracilis, Sar= Messbereich Sartorius, aMK= anteriores Muskelkompartiment, mMK= mediales Muskelkompartiment, pMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur.

rechts

MIs	Rek	Vast	Bic	Semi	Add	Grac	Sar	aMK	pMK	mMK	Total
0-1	0,428	1,171	0,103	0,305	0,635	-0,035	-0,018	1,599	0,408	0,603	2,587
0-2	0,535	0,467	0,052	0,220	0,408	0,072	-0,032	1,001	0,272	0,482	1,719
0-3	0,508	-0,003	-0,026	0,483	0,382	0,100	-0,054	0,505	0,459	0,483	1,386
0-4	**0,646**	0,853	0,035	0,397	0,769	0,045	0,088	1,499	0,431	0,818	2,833
0-5	0,560	0,563	0,004	0,513	0,586	0,044	-0,004	1,121	0,517	0,632	2,260
1-2	0,107	-0,704	-0,051	-0,085	-0,227	0,108	-0,013	-0,598	-0,136	-0,121	-0,868
1-3	0,079	-1,174	-0,129	0,178	-0,253	0,135	0,035	-1,094	0,052	-0,120	-1,201
1-4	0,218	-0,318	-0,068	0,092	0,134	0,081	0,106	-0,100	0,023	0,215	0,246
1-5	0,132	-0,608	-0,099	0,208	-0,049	0,079	0,015	-0,478	0,109	0,028	-0,327
2-3	-0,028	-0,470	-0,078	0,263	-0,026	0,028	-0,022	-0,495	0,188	0,001	-0,333
2-4	0,111	0,386	-0,018	0,177	0,361	-0,027	0,119	0,498	0,159	0,335	1,114
2-5	0,025	0,096	-0,048	0,293	0,178	-0,028	0,028	0,120	0,245	0,149	0,541
3-4	0,138	0,856	0,061	-0,086	0,387	-0,055	0,142	0,994	-0,028	0,335	1,447
3-5	0,052	0,566	0,030	0,030	0,204	-0,056	0,050	0,615	0,058	0,148	0,874
4-5	-0,086	-0,290	-0,031	0,116	-0,183	-0,002	-0,092	-0,378	0,086	-0,186	-0,573

links

MIs	Rek	Vast	Bic	Semi	Add	Grac	Sar	aMK	pMK	mMK	Total
0-1	0,438	1,029	-0,036	0,305	0,662	0,018	-0,053	1,465	0,268	0,683	2,360
0-2	0,426	0,710	-0,193	0,118	0,536	-0,047	-0,102	1,133	-0,079	0,489	1,443
0-3	0,472	0,542	-0,166	**0,411**	0,746	0,054	-0,072	1,012	0,244	0,800	1,985
0-4	**0,565**	0,878	-0,190	0,299	1,005	0,014	-0,026	1,443	0,108	1,020	2,543
0-5	0,433	0,252	-0,276	0,186	0,982	-0,018	-0,166	0,680	-0,090	0,962	1,387
1-2	-0,012	-0,319	-0,157	-0,187	-0,126	-0,065	-0,049	-0,332	-0,347	-0,194	-0,917
1-3	0,034	-0,488	-0,130	0,106	0,084	0,036	-0,018	-0,454	-0,024	0,117	-0,375
1-4	0,127	-0,151	-0,154	-0,005	0,342	-0,004	0,027	-0,022	-0,159	0,337	0,183
1-5	-0,005	-0,778	-0,240	-0,118	0,320	-0,035	-0,113	-0,785	-0,358	0,278	-0,973
2-3	0,046	-0,168	0,027	0,293	0,210	0,101	0,031	-0,122	0,323	0,311	0,542
2-4	0,139	0,168	0,003	0,182	0,468	0,061	0,076	0,310	0,188	0,531	1,100
2-5	0,007	-0,458	-0,083	0,068	0,446	0,029	-0,064	-0,453	-0,011	0,472	-0,056
3-4	0,093	0,337	-0,024	-0,112	0,258	-0,040	0,045	0,432	-0,135	0,220	0,558
3-5	-0,039	-0,290	-0,110	-0,225	0,236	-0,072	-0,095	-0,332	-0,334	0,162	-0,598
4-5	-0,132	-0,627	-0,086	-0,113	-0,022	-0,032	-0,140	-0,763	-0,198	-0,058	-1,156

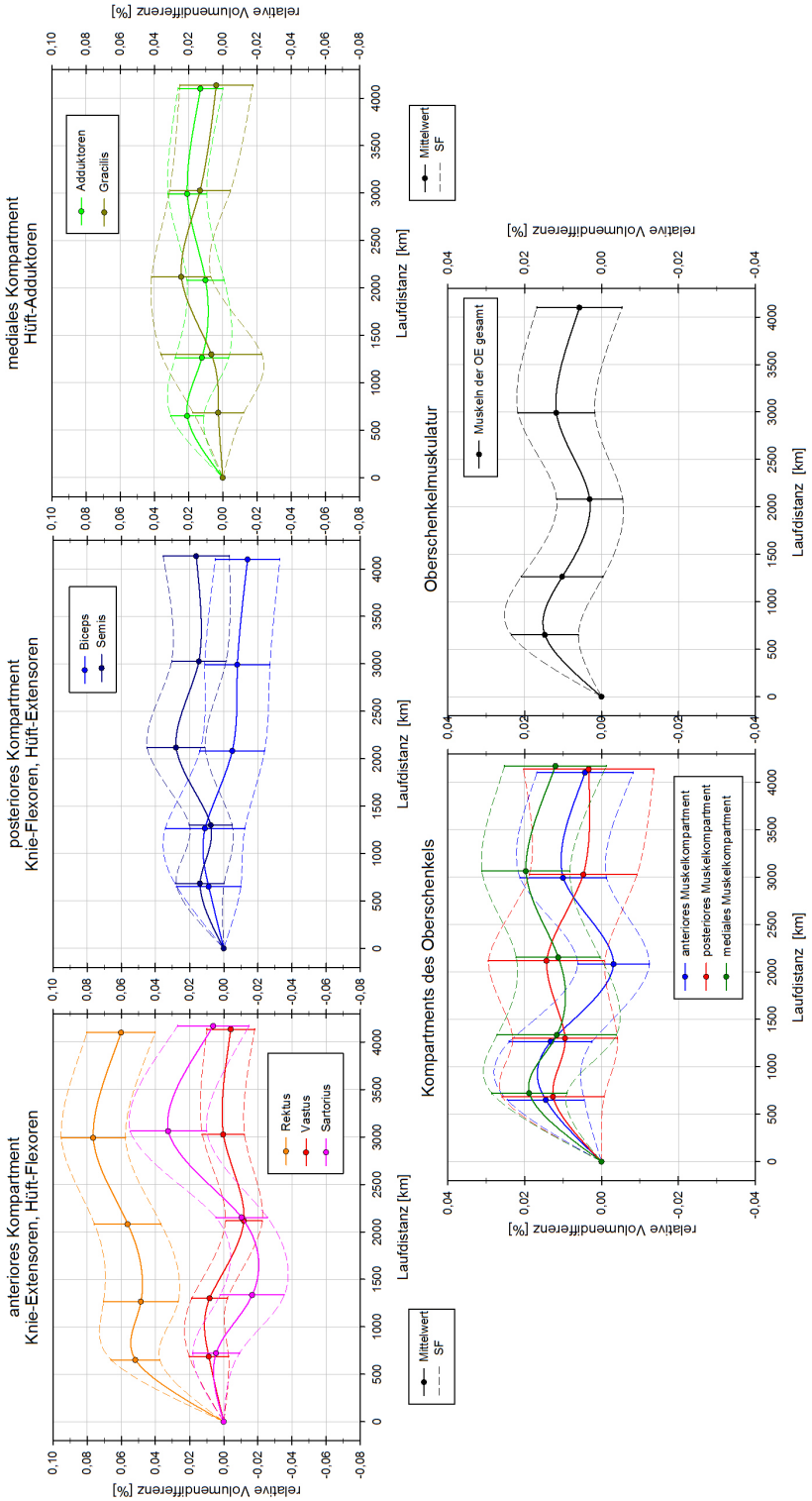

Abbildung 13.: Rechter Oberschenkel: Relative Volumenveränderungen der BMI normierten Muskelvolumen im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18

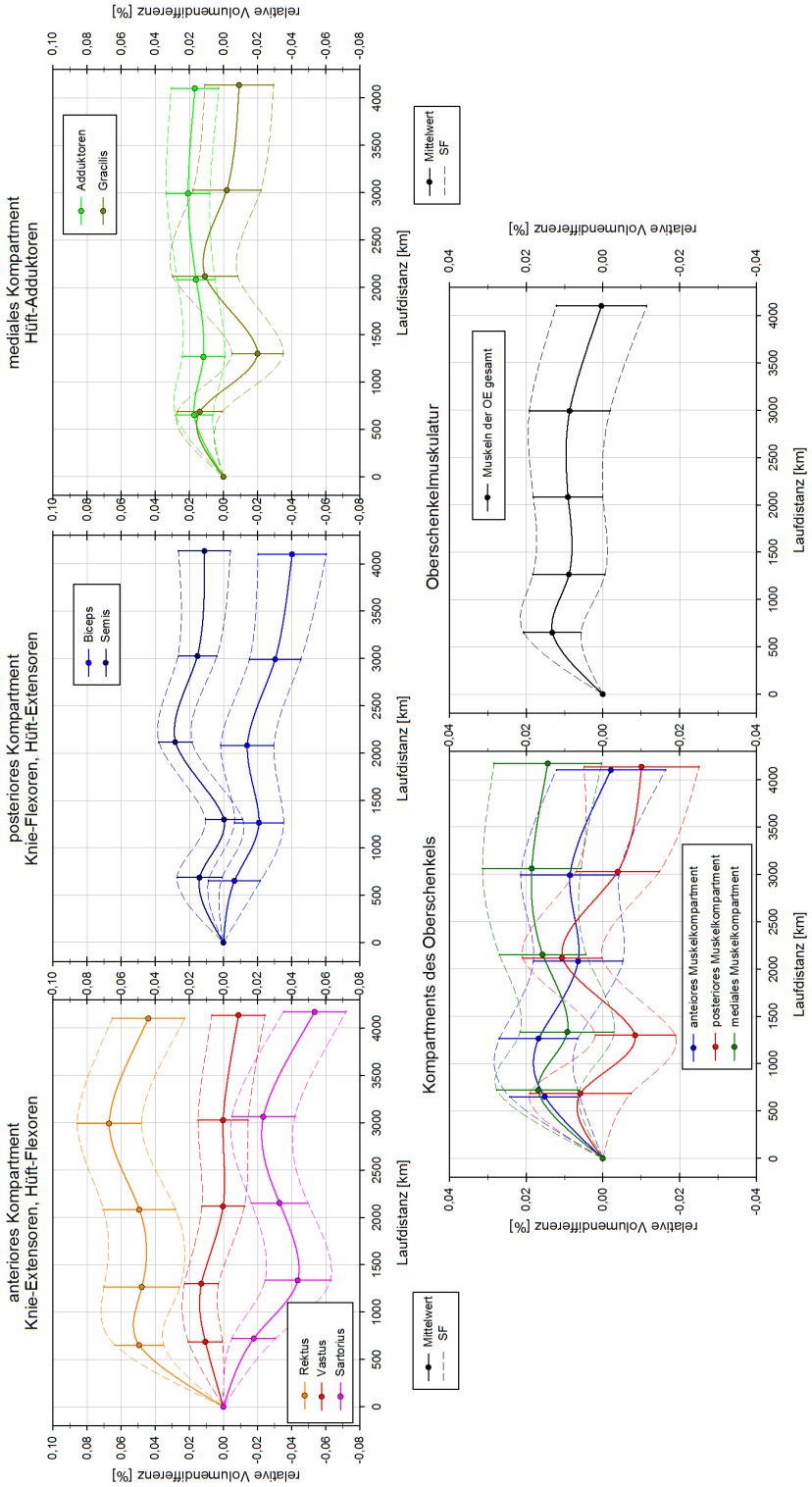

Abbildung 14.: Linker Oberschenkel: Relative Volumenveränderungen der BMI normierten Muskelvolumen im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18

3.5.2. Einfluss der Laufbelastung- und Laufleistung auf die MV Veränderungen

Es kann eine signifikante negative lineare Korrelation zwischen der MV-Veränderung (Abnahme) und der Anzahl der gelaufenen Etappen (Etappen Nr.), der Gesamtlaufstrecke (km-ges) und Gesamtlaufzeit (Zeit-ges) nachgewiesen werden. In Bezug auf die Zusammenhänge der MV-Veränderung (Abnahme) zu den Strecken- und Zeit-Parametern des letzten gelaufenen Abschnitts (t0-t1; t1-t2; t2-t3; t3-t4; t4-t5. km-int = Strecke des letzten Abschnittes; Zeit-int= Gelaufenen Zeit im letzten Abschnitt) zeigen sich signifikante Zusammenhänge in einigen Muskelgruppen (außer Semis/Gracilis bds. und Rektus links). Auch sind diese Zusammenhänge weniger stark signifikant als die der Gesamtstrecke/-zeit.
Signifikante Zusammenhänge zu den Strecken und Zeit Parametern der letzten Etappe zeigen sich nur sehr vereinzelt (km-Etappe = Strecke der letzten Etappe; Zeit-Etappe= gelaufenen Zeit der letzten Etappe).
Es gibt keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den MV-Veränderungen (Abnahme) und der Laufgeschwindigkeit, weder für die Gesamt-Geschwindigkeit vom Start bis zum Messintervall (v-ges), noch für die Geschwindigkeit im letzten Abschnitt (v-int) oder der letzten Etappe (v-Etappe) (siehe Tabelle 14).

Tabelle 14.: Analyse auf signifikante Zusammenhänge zwischen Muskelvolumenveränderungen der Oberschenkel [ml] sowie Laufbelastungsindikatoren, Laufleistungsindikatoren und Körpermasse Indices (Regressionsanalyse, Linear mixed models), Transeurope-Footrace 2009, n=18
ges= Gesamt, v= Geschwindigkeit, int= im letzten Intervall, Etappe= in der letzten Etappe, BM= body mass, BMI= body mass index
Fett gedruckte Werte sind signifikant

rechts

Index	Rek	Vast	Sar	Bic	Semi	Add	Grac	aMK	pMK	mMK	Total
Etappen Nr.	**0,011**	**0,000**	**0,029**	**0,000**	**0,006**	**0,000**	**0,034**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
km-ges	**0,011**	**0,000**	**0,024**	**0,000**	**0,006**	**0,000**	**0,030**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
Zeit-ges	**0,006**	**0,000**	**0,016**	**0,000**	**0,003**	**0,000**	**0,028**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
v-ges	0,642	0,418	0,867	0,456	0,793	0,961	0,714	0,414	0,103	0,917	0,633
km-int	**0,030**	**0,002**	0,069	**0,002**	0,240	**0,037**	0,315	**0,001**	**0,025**	**0,016**	**0,000**
Zeit-int	**0,027**	**0,004**	**0,038**	**0,003**	0,188	**0,022**	0,250	**0,003**	**0,024**	**0,027**	**0,002**
v-int	0,884	0,263	0,818	0,762	0,451	0,768	0,636	0,283	0,495	0,831	0,477
km-Etappe	**0,014**	0,138	**0,038**	0,225	0,339	0,427	0,465	0,100	0,338	0,386	0,137
Zeit-Etappe	**0,029**	0,079	**0,022**	0,143	0,111	0,297	0,425	0,066	0,068	0,261	0,060
v-Etappe	0,718	0,981	0,318	0,462	0,056	0,196	0,619	0,924	0,098	0,202	0,454
BM	**0,002**	**0,000**	**0,017**	**0,000**	**0,010**	**0,000**	**0,016**	**0,000**	**0,004**	**0,000**	**0,000**
BMI	**0,006**	**0,000**	**0,006**	**0,000**	**0,015**	**0,001**	**0,003**	**0,000**	**0,003**	**0,000**	**0,000**
BM-int	0,780	0,115	0,945	0,098	0,151	0,502	0,920	0,136	0,136	0,472	0,132
BMI-int	0,696	0,107	0,755	0,073	0,230	0,396	0,826	0,125	0,174	0,395	0,132

links

Index	Rek	Vast	Sar	Bic	Semi	Add	Grac	aMK	pMK	mMK	Total
Etappen Nr.	**0,024**	**0,000**	**0,001**	**0,000**	**0,002**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
km-ges	**0,024**	**0,000**	**0,001**	**0,000**	**0,002**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
Zeit-ges	**0,019**	**0,000**	**0,001**	**0,000**	**0,001**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
v-ges	0,956	0,610	0,876	0,316	0,805	0,969	0,681	0,615	0,744	0,946	0,695
km-int	0,141	**0,001**	**0,023**	**0,006**	0,166	**0,032**	0,089	**0,003**	**0,028**	**0,033**	**0,020**
Zeit-int	0,147	**0,003**	**0,006**	**0,002**	0,085	**0,025**	0,162	**0,005**	**0,018**	**0,030**	**0,005**
v-int	0,644	0,460	0,665	0,226	0,979	0,725	0,468	0,457	0,625	0,760	0,539
km-Etappe	0,070	0,186	**0,022**	**0,023**	0,114	0,234	0,118	0,068	**0,042**	0,213	0,063
Zeit-Etappe	0,114	0,103	0,059	**0,027**	0,051	0,264	0,172	0,138	**0,021**	0,233	0,059
v-Etappe	0,666	0,923	0,861	0,921	0,073	0,567	0,872	0,920	0,189	0,606	0,657
BM	**0,003**	**0,000**	**0,002**	**0,006**	**0,001**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
BMI	**0,006**	**0,001**	**0,000**	**0,000**	**0,001**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
BM-int	0,742	0,112	0,263	**0,016**	0,097	0,534	0,403	0,140	**0,034**	0,471	0,123
BMI-int	0,731	0,137	0,257	**0,020**	0,141	0,650	0,572	0,171	**0,050**	0,604	0,169

3.5.3. Analyse von Zusammenhängen von OS MV und den Volumen anderer Körperkompartimente

Die Analyse von Zusammenhängen zwischen OS-MV Veränderungen und anderen ausgewählten Körperkompartimenten (TV- Totales Körpervolumen; TSV - Totales somatisches Volumen; TVV - Totales viscerales Volumen; VolArme - Totales Volumen der Arme; VolBeine - Totales Volumen der Beine; VolOS - Volumen Oberschenkel; SMV - Somatisches Magervolumen; SFV - Somatisches Fettvolumen) erfolgt an einem anderen Probandenkollektiv des TEFR (Ganzkörpermessungen, n=12, siehe [175]) und wurde somit mittels des PCC durchgeführt. Hier zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang der MV-Veränderungen (Abnahme) aller Muskelgruppen außer des Rektus und nahezu allen Körperkompartimenten außer des SMV (siehe Tabelle 15 und Abbildung 15.

Tabelle 15.: Analyse auf signifikante Zusammenhänge zwischen Muskelvolumenveränderungen der Oberschenkel [ml] (n=18) und Ganzkörper-Indizes [ml] (n=12) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009 (Pearson-CC, PCC, ungepaart)
TV= Totales Körpervolumen, TSV= Totales somatisches Volumen, TVV= Totales viscerales Volumen, VolArme= Totales Volumen der Arme, VolBeine= Totales Volumen der Beine, VolOS= Volumen Oberschenkel, SMV= Somatisches Magervolumen, SFV= Somatisches Fettvolumen
Fett gedruckte Werte sind signifikant. * = p<0,05; ** p<0,01

Index	Rek	Vast	Sar	Bic	Semi	Add	Grac	aMK	pMK	mMK	Total
TV	0,412	**0,986 ****	**0,939 ****	**0,962 ****	**0,864 ***	**0,941 ****	**0,849 ***	**0,976 ****	**0,927 ****	**0,950 ****	**0,967 ****
TSV	0,413	**0,982 ****	**0,935 ****	**0,960 ****	**0,855 ***	**0,935 ****	**0,851 ***	**0,973 ****	**0,921 ****	**0,944 ****	**0,962 ****
TVV	0,398	**0,981 ****	**0,932 ****	**0,955 ****	**0,891 ***	**0,954 ****	**0,819 ***	**0,971 ****	**0,936 ****	**0,957 ****	**0,967 ****
VolArme	0,474	**0,968 ****	**0,791**	**0,965 ****	**0,879 ***	**0,965 ****	**0,849 ***	**0,965 ****	**0,936 ****	**0,971 ****	**0,963 ****
VolBeine	0,530	**0,938 ****	**0,952 ****	**0,955 ****	**0,918 ****	**0,894 ***	**0,914 ***	**0,942 ****	**0,950 ****	**0,915 ***	**0,945 ****
VolOS	0,491	**0,943 ****	**0,961 ****	**0,948 ****	**0,907 ***	**0,899 ***	**0,886 ***	**0,943 ****	**0,941 ****	**0,916 ***	**0,944 ****
SMV	0,169	0,645	0,643	0,426	0,521	0,693	0,675	0,629	0,544	0,551	0,599
SFV	0,434	**0,994 ****	**0,969 ****	**0,887 ***	**0,961 ****	**0,934 ****	**0,843 ***	**0,986 ****	**0,942 ****	**0,966 ****	**0,979 ****

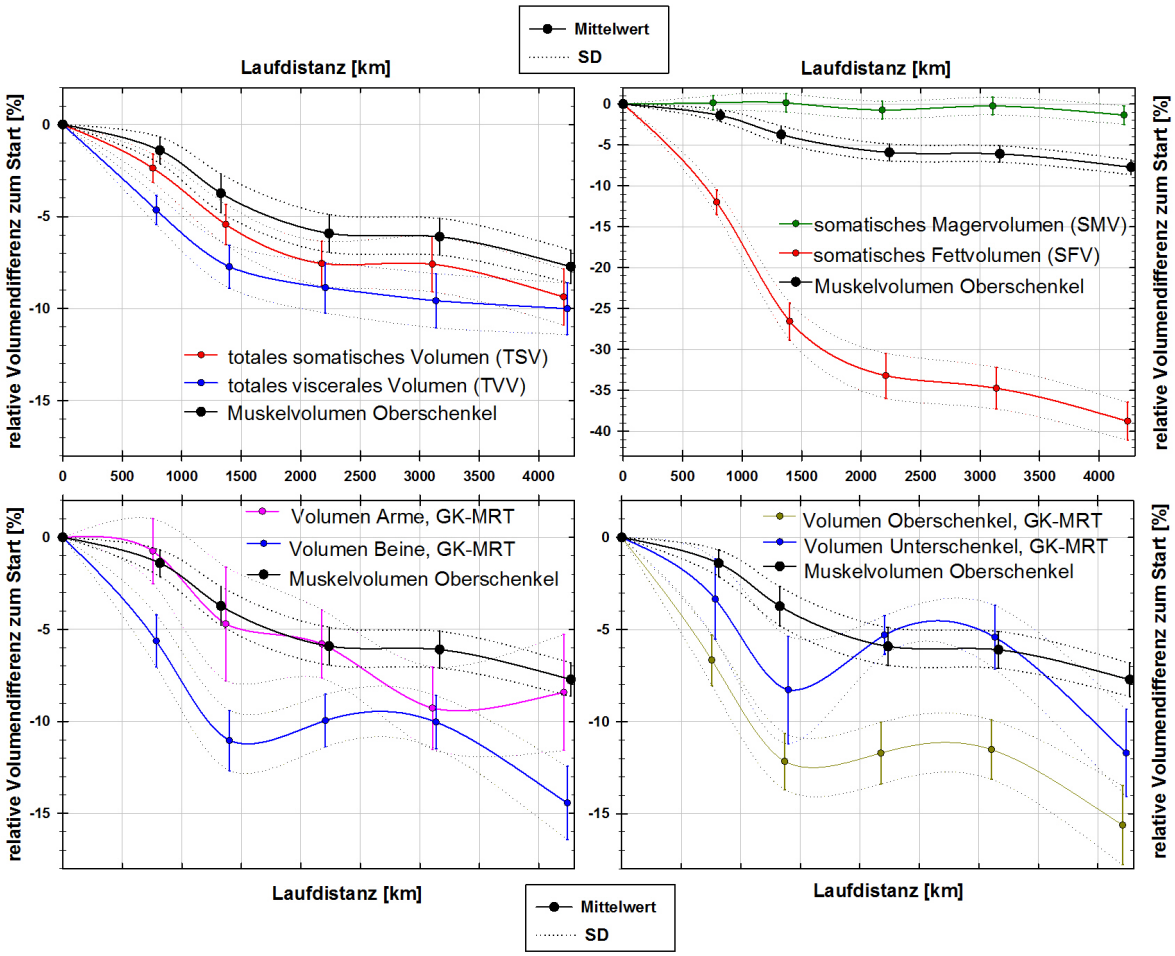

Abbildung 15.: Vergleich von relativen Veränderungen der Oberschenkelmuskelvolumen (n=18) und ausgewählten Volumenkompartimenten des Ganzkörper (GK) MRT (separate Gruppe, n=12) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009

4. Diskussion

4.1. Reliabilität bei MRT Volumetrie

In dieser Studie zeigt sich für die volumetrische Erfassung der OS-MV mittels MRT eine exzellente Reliabilität sowohl für die intra-rater (ICC 1,000; 95% Konfidenzintervall 1,00 - 1,00) als auch für die inter rater (ICC 0,999; 95% Konfidenzintervall 0,998-0,999) Reliabilität bei einem relativen Messfehler von 0,63% bei den intra-rater Messungen bzw. 0,84% bei den inter-rater Messungen (Auswertung (siehe Tabelle 5).

Auch Kulas et al. [113] können bei der Bestimmung der intra-rater Reliabilität der Messung von MV des MQF und der ischiokruralen Muskulatur des OS an 10 gesunden Erwachsenen eine exzellente Reliabilität nachweisen (ICC >0,99). Das Gleiche gilt für Nordez et al. [146], hier kann sowohl eine exzellente intra-rater Reliabilität (ICC 0,999) als auch eine exzellente inter-rater Reliabilität (ICC 0,997) dargestellt werden bei einem Messfehler von insgesamt nur 1,1%.
Auch andere Autoren zeigen bei MRT volumetrischen Messungen gute bis exzellente Reliabilitäten [155, 184], sodass dies eine zuverlässige Methode für die Auswertungen von Muskelvolumenbestimmungen bei klinischen Fragestellungen ist, und die geringen Messfehler bei den inter-rater Messungen auch für eine gute Objektivierbarkeit der Methode spricht.
Auch Barnouin et al. [17] zeigen bei der Messung von M. quadriceps femoris ACSA Messungen an 20 gesunden Probanden durch zwei rater eine exzellente Reliabilität (ICC 0,995) trotz eines signifikanten Messunterschiedes der zwei rater von 4,4%, welche sich im BAP zeigt.
Entsprechend des BAP (siehe Abbildung 5) zeigen sich in der aktuellen Studie keine systematischen Messungenauigkeiten, es scheint jedoch sinnvoll, noch weitere Reliabilitätsparameter zur Evaluation der Reliabilität anzugeben:
Insbesondere der BAP stellt grafisch den Messfehler dar und ist mit den LOA, in welchem 95% der Messunterschiede liegen, sehr anschaulich und schnell nachzuvollziehen.

Zudem lässt sich hier ablesen, ob Heteroskedastizität vorliegt.
Der CV hat den Vorteil, dass er diese Heteroskedastizität berücksichtigt und somit Messungen mit großen Werten (in diesem Fall große MV mit entsprechend größeren Messfehlern bei Vorliegen von Heteroskedastizität) mit denen kleiner Werte (und entsprechend kleineren Messfehlern) vergleichbar macht. Die Werte des CV von 0,3 für die inter-rater und von 0,4 für die intra-rater Reliabilität sind mit denen der Literatur vergleichbar (z.B. bei Nordez et al. 0,5 bzw. 0,8 [146] oder bei Barnouin et al. von 0,4 [16] bei der inter-rater Reliabilität).
Da die Reliabilität in klinischen Studien bei MV-Untersuchungen bisher sehr unterschiedlich angegeben wird, ist eine Vergleichbarkeit oft nur sehr eingeschränkt möglich. Aufgrund des konstant größeren Fehlers bei den inter-rater Messungen sollten Messungen zur Beurteilung von MV-Unterschieden nach Möglichkeit nur durch einen rater erfolgen.

4.2. Erfassung von MV mittels MRT

Bisher ist die Messung von MV mittels MRT der Goldstandard und wird auch als Referenzmessung für andere anthropometrische Methoden oder BIA herangezogen.
Es gibt verschiedene Methoden wie das MV mittels MRT gemessen werden kann. Da vollautomatische Methoden bisher noch nicht sicher zuverlässige Ergebnisse erbringen [93], ist weiterhin die manuelle Messung der Muskelquerschnittsflächen (ACSA) in den MRT Schichten durch den Untersucher notwendig. Da die Messung der Muskel ACSAs in allen MRT Schichten (insbesondere bei kleinen Schichtabständen (z.B. SBS 5 mm) sehr zeitintensiv ist, gibt es Alternativen, um auf das MV zur schließen.
Die Messung nur einer einzelnen ACSA pro Muskel und der Volumenberechnung hieraus (welches auch mittels Ultraschall möglich ist) geht mit großen Ungenauigkeiten einher [139, 197], da sich die Veränderung des MV bei Atrophie oder Hypertrophie nicht gleichmäßig entlang der Muskellänge verteilt [6, 62]. Morse et al. [139] zeigen eine Messungenauigkeit von 10% bei der Errechnung des MV des MQF anhand einer einzigen Muskelquerschnittsfläche, welche standardisiert wurde und immer auf der Höhe von 60% der Femurlänge gemessen wurde.
Die differenten Messgenauigkeiten bedingen u. a. uneinheitliche Ergebnisse. Kubo et al.

[111] z. B. stellten einen signifikanten Zusammenhang zwischen der 100 m Sprintleistung und der Muskeldicke der medialen Seite der Kniestrecker fest, Hoshikawa et al. [87] dagegen stellen einen negativen Effekt der ACSA des M. quadriceps femoris in der Mitte des OS auf die 100m Sprintleistung fest. Copaver et al. [46] zeigen einen signifikanten Zusammenhang zwischen der ACSA des M. psoas major und der Sprintleistung, Kubo et al. [112] hingegen nicht.
Zusammenfassend ergeben sich bei MV-Messungen anhand einer einzelnen ACSA keine validen Ergebnisse.
Bei der Methode von Mersmann et al. [130] wird das MV des M. quadriceps femoris anhand der Muskellänge, der maximalen ACSA und eines muskelspezifischen Faktors berechnet. Auch wenn diese Methode genau genug für MV-Veränderungen sein kann, gibt es relevante Limitationen in Bezug auf die spezifische Muskelmorphologie, weil sich diese im Alter verändert [94].

Bei der Auswertung einer reduzierten Anzahl von Schichten hängt die Genauigkeit der Messungen natürlich von der Anzahl der gemessenen Schichten bzw. dem Abstand zwischen den verbleibenden Schichten ab. Hier zeigen Lund et al. [121] bei der Reduktion der ausgewerteten Schichten von 50 auf 8 bei der Muskulatur der Sprunggelenksextensoren einen Messfehler von nur 0,004%. Tracy et al. [197] untersuchten MV des MQF mit unterschiedlichen Schichtabständen und zeigen, dass bei einem SBS von 3,1 cm eine MV-Bestimmung auf $\pm$ 1,7% (in 95% der Fälle, entsprechend LOA; im Vergleich zur Messmethode von Schichten mit 1 cm SBS) genau möglich ist.
Auch Nordez et al. [146] untersuchten die Auswertungen einer unterschiedlichen Anzahl von Schichten (bei initial zwischen 90 und 107 Schichten, abhängig von der Oberschenkelgröße des Probanden, bei einem SBS von 4 mm ohne Zwischenschichtabstand) an MV des MQF in Bezug auf unterschiedliche Methoden zur Interpolation des MV (truncated cone Methode [52], Cavalieri Methode [121], cubic spline interpolation Methode und der deformation of a parametric specific object (DPSO) Methode [93]):
Hier zeigt sich ein im Vergleich zum inter- und intra-rater Fehler (von 1,1%) zu vernachlässigender Fehler ab $\geq$12 Schichten bei der truncated cone-Methode, ab $\geq$ 9 Schichten bei der Cavalieri Methode, ab $\geq$ 5 Schichten bei der Interpolation Methode (wobei sich hier bei 10 gemessenen Schichten ein Fehler von 1,4% ergibt) und ab $\geq$ 7 Schichten bei der DPSO Methode.

Auch in der Studie von Barnouin et al. [16] erfolgte die Auswertung der MQF MV (bei initial 82 ±6 Schichten) in Bezug auf unterschiedliche Schichtabstände und unterschiedliche Messmethoden (zylindrisch (entspricht Cavalieri Methode), truncated cone Methode, Polynomiale Regression 3ten Grades und Polynomiale Regression 4ten Grades). Hier zeigt sich, dass bis zu einem Schichtabstand von 2,5 cm alle Methoden ähnlich gute Volumenwerte zeigten. Ab einem SBS von $\geq$ 5cm (entspricht 14 ausgewerteten Schichten) zeigt die truncated cone Methode die ungenauesten Ergebnisse, da sie aufgrund der konvexen Muskelmorphologie des M. quadriceps femoris die Muskelgröße unterschätzt.

In der aktuellen Studie zeigt sich ein absoluter Messfehler von 0,76% bezüglich der Gesamtmuskulatur bei dem Vergleich der Messungen aller Schichten (entspricht 5mm SBS) und der Messung jeder dritten Schicht (entspricht 15 mm SBS), welcher mit der Literatur übereinstimmt und im Vergleich zum intra-rater Fehler von 0,63% zu vernachlässigen ist.

Insgesamt wurde in mehreren Untersuchungen die Messgenauigkeit von OS-MV, insbesondere des MQF, unter Verwendung einer reduzierten Anzahl von Schichten evaluiert [22, 179, 197] und auf die unterschiedliche Wertigkeit der verschiedenen Methoden zur Volumenermittlung eingegangen [16, 146, 155].
Zusammenfassend ist die Beurteilung von Muskelvolumenveränderungen des MQF im klinischen Setting anhand von Muskelvolumenevaluationen mittels MRT manuell gemessener ACSA aktuell die sicherste und genaueste Methode. Die gemessenen Schichten können dabei bis auf einen Schichtabstand von ca. 2,5 cm - 3 cm (nach [16, 146, 197]) reduziert werden. Der Einfachheit halber kann zur Volumenermittlung die Cavalieri/zylindrische Methode angewandt werden. Sollte eine höhere Genauigkeit notwendig sein, kommt die DPSO Methode in Frage.

4.3. Normierung von MV auf Körpergewicht (und Körpergröße)

Handsfield et al. zeigen, dass das Gesamt-MV des OS signifikant mit dem Körpergewicht (BM; R^2= 0,85) und noch stärker mit dem Körpergewicht*Körpergröße Produkt

(BM*Größe; R^2=0,92) zusammenhängt. Dieser Zusammenhang gilt sowohl für Sprinter als auch für Nicht-Sprinter [77, 78]. Für Einzel-MV sind diese Korrelationen weniger stark ausgeprägt (für BM R^2=0,52 und für BM*Größe R^2=0,61). Eine vergleichende Analyse verschiedener Studien unter Betrachtung absoluter MV ist daher nur eingeschränkt aussagekräftig.

In der aktuellen Studie kann eine solche Korrelation darüber hinaus auch auch für die zeitlichen MV- und BM/BMI- Veränderungen von Ultra-Ausdauerläufern dargestellt werden: Es besteht eine signifikante Korrelation der MV Veränderungen mit den BM- und BMI Veränderungen im Verlauf des TEFR.
Um Probanden (und Studien) miteinander vergleichen zu können, die in ihrem Gewicht oder/und ihrer Körpergröße variieren, ist eine auf Gewicht (und Körpergröße) bezogene Normierung der MV notwendig, wurde aber bisher in klinischen Studien zu wenig angewandt.

4.4. Longitudinale MV Veränderungen

Nach aktuellem Wissen gibt es, neben wenigen Vorher-Nachher Studien [62, 88, 127, 147], nur 2 Studien, die MV-Veränderungen als Längsschnittstudien untersucht haben [134, 149].

Bei der Studie von Miokovic et al. [134] wurde der Effekt eines kurzen (5-6 Minuten) Krafttrainings mit oder ohne Ganzkörper-Vibration auf die MV-Veränderungen bei bettlägerigen Patienten mit einer inaktiven Kontrollgruppe verglichen. Bereits zum Startzeitpunkt waren hier die MV höher als bei vergleichbaren Studien von Nicht-Sportlern (z.B. Gesamt-OS-MV von 4209,7 cm^3 oder MQF-MV von 2273,3 cm^3). Leider liegen zu dieser Studie keine demografischen Daten vor, es handelte sich allerdings nicht um Athleten. Probanden, die Kraftsport in den letzten sechs Monaten ausgeübt haben oder an kompetitiven Sportarten teilgenommen haben in den letzten 5 Jahren, waren von der Studie ausgeschlossen, sodass nur 3 der 34 Probanden überhaupt regelmäßig Sport machten (Joggen, Radfahren).
Die andere Studie von Nuell et al. [149] untersucht Sprinter im Rahmen einer Trainingsperiode mittels MRT. Es erfolgten Messungen zu Beginn, nach drei Monaten und

nach sechs Monaten, außerdem wurden die MV auf BM*Größe normiert.
Da die vorliegende TEFR Studie im Vergleich zu diesen Studien jedoch als einzige keine Regenerationsphasen der Probanden im Verlauf der Datenerhebung aufweist, ist die Vergleichbarkeit limitiert.

Die aktuelle Auswertung der OS-MV der männerdominierten (17:1, 94,4%) Gruppe mittleren Alters (50,3 Jahre (SA: 9,5)), die den TEFR erfolgreich beendeten (n=18) (Normalverteilung und Homogenität liegt vor, siehe Kapital 3.3) zeigt, dass es zu einem signifikanten Volumenverlust im Verlauf des TEFR der Gesamtmuskulatur, aller funktionellen Muskelgruppen und der Einzelmuskel(gruppen) (mit Ausnahme des M. rektus femoris bds. und des M. gracilis rechts) kommt (siehe Kapitel 3.4).
Obwohl es sich bei den Muskeln des OS um die aktive Arbeitsmuskulatur handelt, zeigen sich bereits innerhalb der ersten 10 Tage des TEFR Volumenverluste für die Gesamtmuskulatur, für alle funktionellen Muskelgruppen und für die Einzelmuskel(gruppen) (mit Ausnahme des M. rektus femoris bds.).
Es liegt sich ein signifikanter positiver linearer Zusammenhang der Volumenverluste (mit Ausnahme des M. rektus femoris; zu einer anderen TEFR Probandengruppe; Ganzkörper MRT Aufnahmen, n=12, [175]) zu dem Verlust des Gesamtkörpervolumens, des Fettvolumens, des visceralen Körpervolumens, des somatischen Körpervolumens und des Extremitätenvolumens vor.
Wie bereits in der entsprechenden Studie von Schütz et al. zum Gesamtkörper-MRT Kollektiv dargestellt, besteht während des TEFR ein relevantes Energiedefizit. Die TEFR Läufer können diesen Bedarf, der durch die täglichen extrem hohen Belastungen entsteht, nicht über die Nahrungsaufnahme/Energiezufuhr decken (was auch den rapiden Verlust des (insbesondere visceralen) Körperfettes zeigt) [175].
Auch aus anderen Studien ist bekannt, dass bei langandauernden Laufbelastungen, insbesondere MSUM, der Energieverbrauch nicht durch die Energieaufnahme gedeckt werden kann: Bei (MS)UM Läufen sind **Energieaufwendungen** von dem 5-fachen des Grundverbrauches beschrieben: Für verschiedene multi- bzw. single-stage-UM sind Energieaufwendungen von 3500-18000 kcal/d beschrieben [9, 47, 48, 151, 159, 206]. Davies und Thompson [54, 55] untersuchten den Energieverbrauch bei 10 männlichen Ultramarathonläufern bei einem 4-stündigen Laufbandlauf und zeigen einen Energieverbrauch von 3361kcal (bzw. 840kcal/h).

Bei MSUM Events sind **Energiedefizite** von 483-3046 kcal/d angegeben [206], wobei die (durchschnittlichen) täglichen Laufleistungen bei diesen Events meist noch deutlich geringer waren (ca. 35-45 km/d) als beim aktuellen TEFR (70,1 km/d).

Aufgrund des persistent bestehenden Energiedefizites ist auch das Magervolumen (welches zum Großteil aus Muskulatur besteht) vom Katabolismus betroffen [175]. Interessant ist, dass sich die Kurven nahezu aller Körperregionen im Verlauf des TEFR abflachen (Fettvolumenverlust, MV-Verlust, BM-Verlust; siehe auch Abbildungen 15 und 12), obwohl die Laufbelastung im letzten Drittel des TEFR mit im Schnitt 73,2 km/d sogar vergleichsweise höher als in den ersten Dritteln war und es, soweit es die Dokumentationen zum TEFR zulassen, zu keiner Änderung der Energieaufnahme/Diät im Verlauf des TEFR gekommen war. [65, 175]. Das lässt auf eine Anpassung des Körpers an die konstant hohe Belastung und das Energiedefizit schließen, die auf mehreren Ebenen stattfinden kann. Auf der einen Seite kann dies durch eine Ökonomisierung der Energiebilanz bzw. des Metabolismus stattfinden [70, 172, 175, 195, 203], auf der anderen Seite durch eine Ökonomisierung der Lauftechnik.

Bei single stage UM wurden solche Optimierungen bereits nachgewiesen durch Millet et al. [30, 56, 138]: Während eines 24 Stunden Laufbandlaufes zeigen sich signifikante Veränderungen der Lauftechnik im Sinne einer +4,9% höheren Schrittfrequenz mit einer -4,5% kürzeren Fuß-Boden-Kontaktzeit, einer geringen Bodenreaktionskraft (-4,4%), sowie durch eine -13% geringere Beinlängenänderung während des Bodenkontaktes und damit verbundener erhöhter Steifheit des Beines (+9,9%) [138].

Insgesamt benötigt die Lauftechnik, die von Millet et al. [138] und anderen Autoren [33, 189] untersucht wurde, eine geringe Muskelkraft, da hierdurch die exzentrische Belastung reduziert wird. Neben einer Verringerung des Verletzungsrisikos reduziert sich hierdurch der Energieaufwand [39]. Weitere Studien zeigen darüber hinaus, dass eine weitere Erhöhung der Schrittfrequenz die Spitzenbelastungen weiter reduziert und so auch das Verletzungsrisiko weiter minimieren kann [59, 80]. Allerdings kommt es dann wiederum zu einem erhöhten Energieaufwand [133]. Hier bleibt es noch unklar, inwieweit sich die Lauftechnik bei MSUM Läufern auf einen minimierten Energieaufwand oder auf die Vermeidung von belastungsinduzierten Schäden am muskuloskelettalen System optimiert und inwieweit sich letztlich auch die laufbedingten Erschöpfungsfolgen auf die Lauftechnik und Laufergonomie auswirken [132, 133].

Die abflachenden Kurvenverläufe im Verlauf des TEFR trotz höherer Laufbelastung können ein Hinweis dafür sein, dass es zu einer fortlaufenden Optimierung hinsichtlich eines minimierten Energieaufwandes kommt.

4.4.1. Besonderheiten bei den MV Veränderungen im Verlauf des TEFR

Besonderheiten um das MI t3 Am Lauftag 34 wurden die Läufer von der Küste in Norddeutschland (Kiel) mit der Fähre nach Südschweden (Göteborg) übergesetzt. Die Fahrt mit der Fähre dauerte 15 Stunden (441 km). Dadurch war die Laufbelastung an den Lauftagen 33 -35 deutlich geringer im Vergleich zu der durchschnittlichen Belastung von 70,1 km (Etappe 33: 44 km, Etappe 34: 55,1 km, Etappe 35: 48,8 km). Dementsprechend hatten die Läufer an diesen Tagen auch längere Regenerationszeiten, was eine Erklärung für die relevante Verringerung der Volumenreduktion um das Messintervall t3 (Etappe 27-37) sein könnte. Gleiches lässt sich auch gut bei den normierten Daten (siehe Abbildungen 13 und 14) und auch in den Veränderungen der Körperkompartimente der Ganzkörper-MRT Gruppe (siehe Abbildung 15) beobachten.

Eindrücklich ist, wie bereits die o. g. gering verminderte Laufbelastung über wenige Tage zur einer so deutlichen Verringerung der MV-Abnahme links (Gesamt MV links "nur" um -0,6% von t3 zu t4) bzw. sogar zu einer Volumenzunahme auf der rechten Seite führt (Gesamt MV rechts um +0,23% von t3 zu t4).

M. rektus femoris Schaut man sich die **auf den BMI normierten** MV-Veränderungen an, zeigen sich im Verlauf des TEFR sowohl für die MK als auch für die Gesamtmuskulatur nur geringe, nicht signifikante Veränderungen der MV von $< 2\%$ (siehe Tabelle 13).
Für den Rektus als Einzelmuskel zeigt sich hingegen eine signifikante Zunahme des MV zum Zeitpunkt t4 auf beiden Seiten (+6,5-8%, siehe Abbildungen 13 und 14). Für die absoluten Muskelwerte lässt sich für den Rektus auch keine signifikante Abnahme des MV nachweisen. Bei den auf das BM*Größe Produkt normierten Werten (hier nicht dargestellt) zeigt sich sogar eine signifikante Volumenzunahme für den Rektus auch zwischen t0-t1 auf der linken Seite. Das ist auch der einzige Zeitpunkt, zu dem eine Zunahme des absoluten MV des Rektus nachgewiesen werden kann (was sonst

für keinen anderen Muskel bzw. Muskelgruppe der Fall ist). Entsprechend zeigt sich in den prozentualen MV-Zusammensetzungen der OS eine Zunahme des relativen Muskelvolumenanteils des M. rektus femoris (rechts mehr als links, nicht signifikant, siehe Abbildung 11).
Nach t4 kommt es für den Rektus (sowohl in der absoluten MV Kurve als auch in der normierten MV Kurve) zu einer vermehrten MV-Reduktion.
Auch für die Semis auf der linken Seite lässt sich bei den normierten MV im Intervall t0-t3 eine signifikante Volumenzunahme nachweisen.

Auch zeigt sich für den Rektus als einzigem Muskel keinerlei Korrelation zu den Veränderungen der Ganzkörper Indizes (siehe Tabelle 15).
Daraus lässt sich schließen, dass der Rektus femoris im Vergleich zu den anderen untersuchten Muskeln kaum bzw. weniger zur Energiegewinnung durch Gewebe/Muskel Katabolismus beiträgt als die anderen OS-Muskeln.

Der M. rektus femoris erfährt also bei den Probanden des MSUM TEFR im Durchschnitt eine relative Volumenzunahme bzw. eine Adaptation an die hohe Ultralaufbelastung (trotz gut trainierter Ultraläufer). Diese Besonderheit ist bisher in Zusammenhang mit (Ultra-)Marathon-Laufbelastungen nicht beschrieben bzw. detektiert worden. Dieser Muskel überbrückt zwei Gelenke und fungiert, als Teil des M. quadriceps, im Gegensatz zu den Vasti sowohl als Knieextensor als auch als Hüftflexor.
Eine ähnliche Veränderung wurde auch für die Fußextensoren in dieser TEFR Probandengruppe in einer separaten Studie nachgewiesen (Schütz U, Kitzenmaier E, et al.).
Auch wenn die Muskelgröße nicht der einzige Faktor ist, der zur Kraftentwicklung beiträgt, und sich aus den hier dargestellten MV-Veränderungen keine konklusive biomechanische Analyse bei Ultraläufern ableiten lässt, so ist davon auszugehen, dass diese disproportionalen Veränderungen der MV im Verlauf des TEFR ein notwendige Adaptation an diese extreme Belastung darstellt und sich hieraus eine besondere Bedeutung einzelner Muskeln für Ultraläufer ableiten lässt.

Weitere Muskel(gruppen) Der Vastus und Biceps verloren im Gegensatz zum Rektus, den Semis und den Adduktoren im Verlauf des TEFR relativ mehr an Volumen

(Siehe Kapitel 3.4.1). Dementsprechend zeigt sich insbesondere auch in den relativen MV-Anteilen des OS eine vermehrte Abnahme des Anteils des Vastus MV und des Biceps MV (siehe Kapitel 3.4.3, keine Signifikanz). Auch Sloniger et al. beschreiben eine geringe Aktivierung in der Vastus Gruppe.
Der Biceps hingegen wurde durch Sloniger et al. als Muskel mit einer höheren Aktivierung beschrieben. Im Gegensatz dazu lässt sich in dieser Studie für den Biceps neben dem relativ hohen Volumenverlust im Verlauf den TEFR auch eine hohe Effektstärke (in Bezug auf den gepaarten t-test) der Laufbelastung auf die Volumenreduktion nachweisen (siehe Tabelle 8).
Geht man wieder davon aus, dass die Volumenreduktion vor allem Muskeln betrifft, die weniger genutzt/aktiviert werden, scheint dies vor allem für den Biceps und auch den Vastus zuzutreffen (höherer Volumenverlust).

Neben dem oben beschriebenen Rektus erfahren die Semis und die Adduktoren eine relativ geringe Volumenreduktion im Verlauf des TEFR. Auch von Sloniger et al. wurden diese als Muskelgruppen mit der höchsten Aktivierung beschrieben. Der relative MV Anteil der Semis und Adduktoren im Verlauf des TEFR erhöht sich entsprechend (links mehr als rechts). Die Semis zeigen zudem als einzige weitere Muskelgruppe (neben dem Rektus) eine signifikante Zunahme des MV links bei den auf den BMI (und bei den auf BM und BM*Größe) normierten Werten zwischen t0 und t3 (siehe Tabelle 13)
Auffallend ist hierbei, dass in dieser Studie der Biceps einen (relativ) hohen Volumenverlust erfährt, die Semis dagegen einen relativ geringen, obwohl diese dem gleichen posterioren Muskelkompartiment angehören und somit als ischiokrurale Muskulatur beide die Funktion der Hüftextension und Knieflexion haben. Möglicherweise lässt sich dies in der unterschiedlichen Funktion in Bezug auf die Rotationsbewegung der Muskeln in der Sagittalebene erklären: Zusätzlich zur Hüftextension und Knieflexion führt der Biceps im Gegensatz zu den Semis vor allem eine Außenrotation des (gebeugten) Kniegelenkes durch, die Semis dagegen eine Innenrotation des Kniegelenkes.
Der Sartorius, der ebenfalls das Hüft- und das Kniegelenk überbrückt, führt wie der Rektus auch eine Hüftflexion durch, im Gegensatz zum Rektus hat er jedoch die Funktion eines Kniegelenkflexors und es lässt sich eher ein höherer Volumenverlust für diesen nachweisen.

Wenn man die MV-Veränderungen dieser Studie in Bezug zur funktionellen Bedeutung der Muskeln setzt, kann man postulieren, dass bei Ultraläufer die gleichzeitigen Hüftflexion und Kniegelenksextension (Rektus), die Kniegelenkinnenrotation (und Beugung) bei gleichzeitiger Hüftstreckung (Semis) und die Hüftadduktion (Adduktoren) eine besondere funktionelle Bedeutung haben.
Inwieweit die funktionellen und anatomischen Unterschiede der verschiedenen OS-Muskeln die beobachteten MV-Veränderungen während des MSUM TEFR erklärend bedingen, ist durch zukünftige spezifische Studien zu verifizieren.

Zusammenhang der MV Veränderungen zur Laufleistung und der Körperkompartimente Es lässt sich keine Korrelation der MV-Veränderungen zur Laufgeschwindigkeit im Verlauf des TEFR nachweisen (siehe Tabelle 14).
Das bedeutet, dass trotz der deutlichen Abnahme der Arbeitsmuskulatur des OS die Ultraläufer ihre Laufgeschwindigkeit weitgehend aufrecht erhalten konnten.

Es zeigt sich eine negative Korrelation der MV-Veränderungen mit der gelaufenen Distanz und der Dauer. Die Korrelation der MV-Veränderungen mit den Distanzen und Dauer des letzten Intervalls lässt sich dadurch erklären, dass die Abstände im Verlauf des TEFR ungeplant größer wurden (siehe Tabelle 3).

Bei der Korrelationsanalyse zu den Körperkompartimenten des Ganzkörperkollektivs (siehe Tabelle 15) zeigen sich signifikante Korrelationen der MV-Veränderungen zu nahezu allen Veränderungen der Körperkompartiment-Volumen (außer für den Rektus und zu dem somatischen Magervolumen (SMV)). Dies lässt sich dadurch erklären, dass das SMV (neben der Muskulatur) auch einen relevanten Anteil an Sehnen, Knochen, Faszien o. Ä. enthält, die (wie auch in Abbildung 15 zu sehen) zu einer insgesamt deutlich geringeren Reduktion des gesamten SMV-Kompartiments führen. Im Gegensatz hierzu fällt die Reduktion des (somatischen und visceralen) Fettvolumens deutlich größer aus (Abbildung 15), da dies der Hauptenergielieferant ist.
Interessanterweise entspricht die prozentuale Reduktion des Gesamt-OS-MV dem prozentualen Verlust des BM (oder auch BMI)(siehe Kapitel 3.5.1 und Abbildung 12), sodass zumindest nach den Ergebnissen dieser Studien der relative/prozentuale Ver-

lust an BM (oder BMI) als Orientierung für den relativen/prozentualen Verlust an Gesamt-OS-MV dienen kann.

4.5. Vergleich der Ergebnisse zu MRT basierten MV Auswertungen bei Sprintern und der Normalbevölkerung

Soweit bekannt, gibt es nur wenige Studien, die MRT basierte MV-Auswertungen bei lauf- bzw. ausdauerassoziierten Sportarten durchgeführt haben und hier zum Vergleich im Frage kommen: [24, 77, 131, 148, 149, 187, 207]. Nuell et al. [149] werteten die MV von Sprintern im Längsschnitt zu Beginn, nach drei Monaten und nach der sechsmonatigen Trainingsphase aus. Weitere zwei Studien durch Ema et al. [61, 61] präsentieren keine absoluten Zahlenwerte, sondern ihre Ergebnisse nur grafisch. Bei der Studie [62] handelt es sich zusätzlich um eine Längsschnittstudie: Ema et al. werteten die MV von Radfahrern vor und nach einer 6-monatigen Trainingsphase aus. Leider geben Ema et al. [62] keine absoluten MV-Daten an, sodass ein Vergleich hier nicht möglich ist.
Da in der Studie von Tate et al. [190] eine sehr gemischte Probandengruppe untersucht wurde (Fußballspieler, Lacrossespieler, Footballspieler, Läufer, Volleyball, Hochsprung, ...), wird diese zum Vergleich nicht aufgeführt.

In den Tabellen A.16 und A.17 (siehe Anhang) ist eine Auswahl der o.g. MR-volumetrischen Sprint- und Ausdauer-assoziierten Studien mit den entsprechenden absoluten (und normierten) MV dargestellt.

Mehrere MR-basierte Muskelvolumetriestudien bei gesunden Nicht-Sportlern werden hier als Referenzkollektive zum Vergleich herangezogen: [17, 78, 113, 119, 150, 198]
In der Tabelle A.18 (siehe Anhang) findet sich eine Übersicht über diese Studien bei gesunden Nicht-Sportlern.

Der Vergleich von absoluten MV-Werten zur vorliegenden Studie ist aufgrund der inkompletten Erfassung des distalen OS im MRT Messfeld nur eingeschränkt möglich.

4.5.1. Vergleich von MV bei Sprintern und Audauersportlern

Sprinter und Ausdauersportler unterscheiden sich bezüglich ihrer Laufergonomie, ihrem Laufstil und ihrer Muskelmorphologie spezifisch.

Ausdauersportler müssen eine Belastung über einen langen Zeitraum aushalten. Viele Mechanismen tragen dazu bei, dass bei Ausdauerbelastungen Energie eingespart wird [10]: Unter anderem speichern Muskeln und Sehnen ihre Energie über ihre Dehnung und geben diese während der Stützphase wieder ab [32], was eine 50%ige Einsparung der metabolischen Energie während des Laufens bringt [10]. Zudem gilt eine Muskelmassenverteilung mit einem hüftnahen Schwerpunkt als vorteilhaft, da weiter distale Muskelschwerpunkte durch die erhöhte Trägheit zu einem erhöhten Energieaufwand während der Schwungphase führen [170]. Ausdauersportler weisen einen höheren Anteil von slow-twitch-Muskelfasern (ST-Fasern, Typ I) auf [23, 49, 71, 157, 191]. Dieser Muskelfasertyp kann durch Umwandlung aus anderen Muskelfasertypen durch entsprechendes Ausdauertraining bzw. Modulation der Motoneuronaktivität entstehen [29, 90].
Wichtig für eine hohe **Sprintleistung** ist dagegen eine hohe Kraftentfaltung der Muskulatur, die direkt mit der Muskelgröße, der Muskelmorphologie und dem Muskelfasertyp zusammenhängt [46, 87, 111, 112, 129, 131, 186, 207, 208]: So weiß man, dass bei Sprintern die Stamm- und Oberschenkelmuskulatur größer ist als bei Nicht-Sportlern/der Normalbevölkerung [2, 77, 111, 131, 207].

In Bezug auf die **MV Unterschiede zwischen Sprintern und Ausdauerläufern** gibt es nur wenige Studien, die diese direkt vergleichen. So zeigen Abe et al. [2] mittels Ultraschallmessungen, dass die Muskeldicke des Vastus lateralis bei Sprintern signifikant größer ist als bei Ausdauerläufern. Auch Bex et al. [24] zeigen mittels MRT, dass insbesondere der Rektus femoris, der Vastus lateralis, der Vastus intermedius und die ischiokrurale Muskulatur signifikant größere MV bei Sprintern aufweisen. (Rektus +11%, V. lateralis und V. intermedius +44%, Ischiokrurale Muskulatur: +29%.)
Die weiteren MV-Werte aus dem Ausdauerkollektiv von Bex et al. und den vergleichbaren Sprintkohorten ([77, 131, 149, 187] für die dort gemessenen Muskeln (MQF, Rektus, Vasti, ischiokrurale Muskulatur) bestätigen dies: Dort zeigt sich für die Sprintkohorten ein Plus von ca. 30% für den MQF, von ca. 43% für den Rektus, von ca. 39% für die Vasti und von ca. 39% für die ischiokrurale Muskulatur.

Die aktuelle Studie kann dies für die **Adduktoren-Gruppe** (ohne M. Gracilis) bestätigen. Diese Gruppe wurde als einzige im MR-Messfeld nahezu vollständig erfasst und lässt einen Vergleich mit anderen Studien zu. Es zeigt sich im Vergleich zu der aktuellen Ultraläufer-Kohorte ein MV-Plus für die Sprintkohorten von ca. 38%:
Sprinter Mittelwerte: 1036 cm^3 [77], 1131 cm^3 [187] bzw. 1268 cm^3 [149]; Ultraläufer/TEFR Mittelwerte: 827 cm^3.
Dies bestätigt sich auch in den normierten Daten. Sprint Mittelwerte(normiert): 8 cm^3/(kg*m) [77], 16,9 cm^3/kg [187] bzw. 9,51 cm^3/(kg*m) [149]; zu Ultraläufer/TEFR Mittelwerte(normiert): 6,7 cm^3/(kg*m) bzw. 11,7 cm^3/kg. Dieses entspricht einem Plus von ca. 35%.

4.5.2. Vergleich von MV bei Ausdauersportlern und Nicht-Sportlern

Soweit es der Literaturvergleich zulässt, zeigen sich bei den gemessenen MV Werten der reinen Männerkohorte der 11 Ausdauerläufer von Bex et al. (MV-MQF: 1964 cm^3, MV-Rektus: 295,1 cm^3, MV-Vastus:1669 cm^3, MV-ischiokrurale Muskulatur: 799 cm^3) gering größere MV im Vergleich zu den (jungen, gesunden, männlichen) Nicht-Sportler-Kohorten von Handsfield et al., Kulas et al. und Ogawa et al. des MQF von +7,1%, des Rektus von +9,7%, der Vasti von +2,2% und der ischiokruralen Muskulatur von +8,8%. Insgesamt liegen diese Abweichungen immer bei <10%.
Der MV Vergleich zwischen den Adduktor-MV der aktuellen Ultraläufer-Kohorte und den Referenzdaten zeigt nahezu keine Differenzen zwischen diesen (-0,7%), auch der auf BM*Größe normierte Wert von 6,7 cm^3/(kg*m) entspricht dem Wert von 6,7 cm^3/(kg*m) von [78].
Insgesamt lässt sich hier keine konklusive Aussage treffen. Nach den aktuellen Daten scheint es bei (Ultra)-Ausdauerläufern im Vergleich zur Normalbevölkerung keine oder nur gering größere OS-MV zu geben. Für diesen Vergleich sind weitere Studien notwendig, die die MV mittels MRT ermitteln.

4.5.3. Besonderheiten von bestimmten Muskelgruppen in Bezug auf die MV Aufteilung des OS bei Sprintern, Ausdauer- und Nicht-Sportler

In Bezug auf **MV-Aufteilungen** gibt es wenige Studien, die eine valide Auswertung mittels MRT beinhalten.

In Tabelle A.19 (siehe Anhang) sind exemplarisch MV-Zusammensetzungen von Studien zusammengefasst, die die Gesamt-OS-MV gemessen haben. Es sind die prozentualen Verteilungen der einzelnen Muskeln/Muskelgruppen und darüber hinaus deren Verhältnisse/Relationen zueinander angegeben (Ratios). Für Studien, die nicht die Gesamtmuskulatur gemessen haben sind in Tabelle A.20 (siehe Anhang) die Ratios der gemessenen Muskelgruppen zueinander angegeben.

Für die **Normalpopulation** zeigt sich (meist) relativ konstant ein **Verhältnis vom MV des MQF zu der ischiokruralen Muskulatur (Q/H-MV-Verhältnis**, Q= MQF, H= "Hamstrings"= ischiokrurale Muskulatur) von nahe 2,6:1 (2,4 bei [78], 2,5 (Männer) bzw. 2,4 (Frauen) bei [119], 2,6 (dominantes Bein) bei [113], 2,4 (Junge Probanden) bei [150], 2,7 bei [131], 2,8 bei [207]). Auch in der Studie von Miokovic et al. [134], in der MV nach längerer Inaktivität untersucht wurden, war das Q/H-MV-Verhältnis mit 2,6 entsprechend.

In den **Sprint Studien** scheint dieses insgesamt etwas geringer zu sein: In den Sprint Studien von Handsfield et al., Bex et al. und Miller et al. ist dieses Verhältnis bei 2,4 bzw 2,5. Die Sprint-Studien von Nuell et al. [148, 149], von Sugisaki et al. und Yasuda et al. zeigen ein kleineres Q/H-MV-Verhältnis von 2,1 bzw., 2,2.
Erklären lässt es sich dadurch, dass bisher in vielen Studien **bei Sprintern** die Bedeutung des MV der Hüftstrecker sowie deren Verhältnisse zum MQF MV nachgewiesen werden kann. Hier wurde bisher dargestellt, dass sich starke Zusammenhänge zeigen zwischen der Sprintleistung und dem MV der Hüftstrecker (Gluteus maximus, ischiokrurale Muskulatur) (Miller et al., [131]), zwischen der Sprintleistung und dem MV -Verhältnis von ischiokruraler Muskulatur zum MQF (H/Q-MV-Verhältnis, entsprechend dem Kehrwert des Q/H-MV-Verhältnis) (Bex et al., [24]), sowie zwischen der Sprintleistung und dem MV-Verhältnis von Gluteus maximus (GM) zum MQF (GM/Q-MV-Verhältnis) (Sugisaki et al., [187]). Bedenkt man, dass die größte Kraftentfaltung der ischiokruralen Muskulatur in der terminalen Schwungphase stattfindet [137, 171], und dass die Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur maßgeblich für die horizontale Bodenreaktionskraft ist, die für die Beschleunigungsleistung der Sprinter entscheidend ist [137] und es eine hohe Korrelation zwischen der horizontalen Bodenreaktionskraft und der 100 m Sprint Leistung gibt [58], zeigt dies auch funktionell die Wichtigkeit der

Hüftextensoren für eine hohe Sprintleistung.

Für **Ausdauerkollektive** gibt es bisher, soweit bekannt, keine entsprechenden Untersuchungen. Für das Ausdauerkollektiv bei Bex et al. zeigt sich ein Q/H-MV-Verhältnis von 2,5, welches dem der Normalbevölkerung entspricht.
In der aktuellen Studie gibt es Hinweise, dass insbesondere der M. rektus femoris bei (Ultra-)Ausdauerläufern eine Sonderrolle einnimmt: Die horizontale Bodenreaktionskraft und die damit verbundene Beschleunigungsleistung wird für Ausdauerleistungen nicht so sehr benötigt wie für Sprintleistungen, sodass die Hüftstrecker bei Ausdauersportlern scheinbar weniger benötigt werden.
Die Sonderrolle des M. rektus femoris bei Ausdauersportlern könnte sich möglicherweise im Vergleich zu Sprintern durch die einzigartige Kombination des Muskels aus Hüftflexion und Knieextension erklären lassen. dabei wird das gebeugte Bein aus der hinteren Schwungphase heraus nach vorne-oben geführt, welches insbesondere aufgrund der geringeren vertikalen Körperschwerpunkt-Bewegung und der damit verbundenen geringeren Kniegelenks- und Hüftflexion bei Ausdauerläufern eine wichtige Rolle spielen könnte [124].

Insgesamt scheint die MV-Verteilung des OS bei (Ultra-)Ausdauerläufern denen der Normalbevölkerung zu entsprechen, eine Sonderrolle scheint nach der aktuellen Studie der M. rektus femoris zu einzunehmen.

4.5.4. Geschlechtsunterschiede

In Tabelle A.21 (siehe Anhang) ist ein Auszug aus einigen Studien dargestellt, die sich mit den Unterschieden der MV zwischen Frauen und Männern beschäftigen.

Bisher ist bekannt, dass Frauen kleinere Muskeln haben als Männer [5, 21, 86, 130]. Handsfield et al. und Lube et al. zeigen Geschlechtsunterschiede der Gesamtmuskulatur von 26,2% bzw. 38,6%.
Für den **MQF** in jungen **Nicht-Sportlern** ergeben sich geschlechtsspezifische MV Differenzen von 23-42% [17, 78, 119]. Ähnliche geschlechtsspezifische Differenzen zeigen sich auch bei **Athleten** (42-46%) [190] und **Sprintern** (37%) [148] Auch zeigen

sich ähnlich hohe geschlechtsspezifische MV Differenzen des **MQF** in der Studie von Barnouin et al. bei den verschiedenen **Altersgruppen** (30% bzw. 29%).

Auch für **andere OS-MV** bestätigen sich solche geschlechtsspezifischen MV Differenzen bei **Nicht-Sportlern** (Ischiokrural: 39%, Adduktoren: 38% [119]) und bei **Sprintern** (Ischiokrural: 39%, Adduktoren: 37% [148]).
Bei dem gemischten Kollektiv von Athleten bei Tate et al. zeigen sich größere geschlechtsspezifische MV Differenzen für die ischiokrurale Muskulatur (46%), den Gracilis (42%) und den Sartorius (59%). Im Referenzkollektiv von Lube et al. und Handsfield et al. zeigen sich diesbezüglich geringere Geschlechter-Differenzen von 14% für den Gracilis und 14-22% für den Sartorius.

Die deutlichen Unterschiede bei den Geschlechtern in Bezug auf die absoluten MV relativieren sich jedoch, wenn **normierte MV** verwendet werden.
Bei auf BM*Größe normierten MV (cm3/(kg*m)) zeigen Nuell et al. signifikante Geschlechtsunterschiede nur noch für die ischiokrurale Muskulatur (13,5%, p=0,021). Die Geschlechtsunterschiede von 10,8% für den MQF und 9,8% für die Adduktoren erreichen keine statistische Signifikanz mehr (p>0,05).
In der Untersuchung von Handsfield et al. zeigen sich bei den untersuchten Sprintern für keinen Muskel signifikante Unterschiede der MV zwischen Frauen und Männern bei auf BM*Größe normierten MV (cm3/(kg*m)). Für die Gesamtmuskulatur der Frauen zeigt sich dabei ein Mittelwert von 70,4 cm3/kg*m, bei den Männern von 71,7 cm3/kg*m (p=0,37). Wurden die MV dagegen nur auf das Körpergewicht normiert (cm3/kg), zeigen sich signifikante Unterschiede bei der Gesamtmuskulatur (Mittelwert Frauen: 120,2 cm3/kg, Mittelwert Männer 131,4 - 8,1 cm3/kg, p=0,0017), sowie für 5 weitere Muskeln(Flexor hallucis longus, Iliacus, Pectineus, Psoas und Vastus intermedius).

Soweit bekannt, gibt es noch keine Studien, die sich mit **Geschlechtsunterschieden der MV bei Ausdauerläufern** befassen. In diesem Kollektiv der finisher hat nur eine Frau teilgenommen und wurde untersucht, daher kann hier leider keine konklusive Aussage getroffen werden.
Bei der t0 Messung im TEFR hatte die Läuferin (Alter 45 Jahre, Größe 176 cm, BM

69,3 kg, BMI 22,4 kg/m^2) im Vergleich zu den männlichen Läufern (n=17, Mittelwerte: Alter 51,3 Jahre, Größe 175 cm, BM 70,5 kg, BMI 22,9 kg/m^2) kleinere OS-MV, sowohl bei den absoluten Werten (1466 cm3 vs. 1624 cm3, -9,7%) als auch bei den auf den BM normierten (21,1 cm3/kg vs. 23,1 cm3/kg; -8,7%) als auch auf BM*Größe normiert (12,0 cm3/kg*m vs. 13,2 cm3/kg*m; -9,1%).
Insgesamt zeigt sich, dass viele Unterschiede zwischen den geschlechtsspezifischen MV durch die Berücksichtigung des unterschiedlichen Gewichtes und noch weiter durch die zusätzliche Berücksichtigung der Größen der Probanden (Frauen/Männer) eliminiert werden.
Eine Normierung der MV ist bei Untersuchungen auf relevante Geschlechtsunterschiede essenziell.

4.5.5. Altersunterschiede

In Tabelle A.22 (siehe Anhang) ist eine Übersicht über Studien dargestellt, die sich mit Altersunterschieden von MRT ermittelten MV beschäftigen.

Bisher gibt es, soweit bekannt, keine Studien, die sich mit Altersunterschieden von MRT ermittelten MV bei Ausdauersportlern beschäftigen.
Es ist bekannt, dass Training einen positiven Effekt auf die Muskelmasse und Muskelkraft bei Älteren hat, wobei vor allem Krafttraining die Muskelmasse und Stärke erhöht [84, 99], Ausdauertraining dagegen die maximale aerobe Kapazität [114]. Ältere Personen können mittels Ausdauertraining eine ähnlich gute Verbesserung der aeroben Kapazität und metabolischen Muskeladaptation wie Jüngere erreichen [188].
Neben den Veränderungen von MV gibt es Hinweise, dass sich im Alter auch die Menge der nichtkontraktilen Anteile in der Muskulatur erhöht, dies verstärkt einen Kraftverlust [96, 153].

Einen **signifikanten Verlust von MV des MQF im Alter** kann weitgehend geschlechtsunabhängig in der Studie von Barnouin et al. mit einem Verlust von -34-36% (Mittelwerte Alter m:24,8,f:24,7 bzw. m:74,4,f:74,8) gezeigt werden. Auch Trappe et al. zeigen signifikante Verluste der MV des MQF von -31% der älteren Probanden (Mittelwerte Alter 24 bzw. 79). Bei Ogawa et al. zeigen sich Verluste von -19,5%, allerdings

waren die älteren Probanden im Schnitt auch etwas jünger (Mittelwerte Alter 24 bzw. 68,6).
Bei der Betrachtung der **normierten MV** auf das BM*Größe Produkt fallen die altersbezogenen Unterschiede deutlich geringer aus, da die älteren Probanden im Schnitt leichter und kleiner sind. Nur bei der Studie von Trappe et al. sind die Werte ähnlich, da die älteren Probanden zwar kleiner, jedoch schwerer sind (jung: 67,8kg bs. alt: 71,5kg), was sich auch in den höheren ermittelten Körperfettanteilen zeigt (23% zu 35%).
Insgesamt ist der MV-Verlust des MQF weiter deutlich mit bis zu 1/3 des MV auch bei den normierten Daten nachvollziehbar.

In **diesem Kollektiv der Ultra-Ausdauersportler** sind die Altersdifferenzen nicht sehr groß (Mittelwert: 50,3 Jahre, SA: 9,5 Jahre). Die Ultra-Ausdauersportler wurden hier in zwei Altersgruppen unterteilt (Gruppe <50 Jahre, Mittelwerte Alter 42,1 und Gruppe >50 Jahre, Mittelwert 56,2), die sich signifikant vom Alter her unterscheiden. Es zeigen sich bereits signifikante Volumenunterschiede (siehe Kapitel 3.4.4) bei den absoluten MV des MQF (entspricht antMK), des Sartorius und auch der Gesamtmuskulatur des OS (-17,1%, -16,7%, -13%).
In der aktuellen Studie ändert eine Normierung der Daten auf das BM*Größe Produkt die Auswertung dahingehend, dass sich keinerlei signifikante MV-Unterschiede mehr zwischen den Gruppen zeigen.
Dieses macht Sinn, da sich in dieser Arbeit die mittlere Größe der Probenden der Gruppen kaum unterscheidet (1,76 m zu 1,75 m) und diese (Größe) bei dem BMI mit ihrem Quadrat berücksichtigt wird, bei dem BM*Größe Produkt dagegen nur als einfacher Faktor und bei dem reinen BM gar nicht. In diesem Fall ist es also so, dass die größere Berücksichtigung der (in den Gruppen relativ ähnlichen) Größe die Gruppenunterschiede wieder erhöht. Je mehr dagegen der in den Gruppen unterschiedliche BM (72,9 kg gegen 68,5 kg) berücksichtigt wird, umso ähnlicher werden die Ergebnisse der Gruppen (kleinere MV bei kleinerem BM bei den Älteren) und desto kleiner sind die Unterschiede.

Neben dem MQF zeigen sich für weitere Muskelgruppen, die nur noch in der Studie von Ogawa et al. gemessen wurden, deutlich geringere altersspezifische MV-Differenzen: Bei

der **ischiokruralen Muskulatur** bei Ogawa et al. MV-Differenzen von -8,9% (normierte Daten -2,1%) bzw. in dieser Studie von -10% (normierte Daten -3,6%). Bei den **Adduktoren** bei Ogawa et al. eine MV-Differenz von -3,9% (normierte Daten sogar ein Anstieg von +3,4%) bzw. in dieser Studie von -5,5% (normierte Daten mit einem Anstieg von +1,2%). Deutlich größere Volumenverluste zeigen sich in dieser Studie wiederum für den **Gracilis und den Sartorius**, die in keiner anderen Studie gemessen wurden.

Zusammengefasst gibt es einen Verlust an OS-MV im Alter in der Normalbevölkerung. Auch bei Ultraläufern kann dies in der aktuellen Studie bestätigt werden.
Der Verlust scheint in unterschiedlichen Muskel/-gruppen verschieden stark ausgeprägt zu sein. So scheint insbesondere der MQF (möglicherweise auch der Sartorius und der Gracilis) stärker betroffen zu sein als die ischiokrurale Muskulatur und die Addduktoren [122, 150, 153]. Auch diese unterschiedlichen Veränderungen sind in dieser Kohorte der Ultraläufer zu beobachten.
Eine Normierung der MV scheint auch für die Auswertung von MV-Veränderungen im Alter sinnvoll.

4.5.6. Seitendifferenzen

In Studien werden Seiten-Differenzen in der Kraft der unteren Extremitäten von bis zu 10% bei Athleten [74, 141] und Fußballspielern [92, 158] angegeben.
Bei Messungen mit einem 3T MRT (T1w) in **jungen, gesunden Probanden** können Kulas et al. und Lube et al. keine signifikanten Unterschiede der Gesamt MV des dominanten rechten zu dem nicht-dominanten linken Bein feststellen (Kulas et al. untersuchten acht Muskeln (Quadriceps, Ischiokrurale Muskulatur), Lube et al. untersuchten 24 Muskeln). Es lassen sich jedoch regelhaft bei allen Muskelgruppen kleinere MV der nicht-dominanten Seite feststellen außer dem Semitendinosus bei Kulas et al. bzw. dem Semimembranosus bei Lube et al..(Siehe Tabelle A.23 im Anhang)

Bei Lube et al. ergibt sich eine Seitendifferenz der OS-MV von 2,6% (und der gesamten unteren Extremität von 4,8%). Auch wenn die mittleren MV-Seitendifferenzen mit um ca. 3-4% zugunsten der dominanten Seite noch den klinischen Normgrenzen entsprechen, zeigen sich doch für die individuellen Seitenunterschiede größere Differen-

zen, die nicht selten bei >10% lagen.
In der Studie von Tate et al., in der **10 junge Athleten (gemischte Sportarten)** mittels MRT untersucht wurden, zeigen sich signifikante MV-Seitenunterschiede für den V. lateralis, den V. medialis, den Rektus, den Biceps femoris (short head) und den Semimembranosus, wobei alle (bis auf den V. lateralis) auf der dominanten Seite größer sind. Für den gesamten MQF zeigen sich keine signifikanten Seitendifferenzen.
In der Studie von Handsfield et al. wurden 15 **Elite Sprinter** mittels MRT untersucht. Es können keine signifikanten Seitendifferenzen in Bezug auf die normierten MV des Gesamtkollektivs festgestellt werden (35 untersuchte Muskeln), jedoch zeigen sich auch hier bei individuellen Betrachtungen Volumenunterschiede von >15% für mindestens 1 Muskel (bei 12 der 15 Probanden). Handsfield et al. argumentieren, dass Sprint insgesamt eine bilateral symmetrische Leistung ist, auch wenn der Start an sich stark asymmetrisch ist und mit hohen Kräften einhergeht.

Soweit bekannt, gibt es keine Studien, die sich mit den Seiten-Volumendifferenzen in Ausdauersportarten beschäftigen.
In der aktuellen Studie können keinerlei signifikante Seitendifferenzen festgestellt werden (siehe auch Kapitel 3.4.2, weder zum Startzeitpunkt (t0), noch zu irgendeinem anderen Zeitpunkt im Verlauf des TEFR (t1-t5).
Interessanterweise zeigt dieses TEFR Ultraläufer-Kollektiv (zum Zeitpunkt t0) eine starke Symmetrie der Muskeln (mit nur Abweichungen von 0% bis 1,1% für den MQF, die ischiokrurale Muskulatur und die Adduktoren bzw. von 2,4% und 2,7% für den Gracilis und den Sartorius). Es ergeben sich somit deutlich kleinere Abweichungen als in den Sprint, Athleten und Nicht-Sportler Kohorten.
In Bezug auf Seitendifferenzen der Muskulatur scheint Ultralaufsport zu einer Symmetrisierung, der von Natur aus sonst stärker ausgeprägten Muskelseitenasymmetrie zu führen.

In den bisherigen Studien zum TEFR in Bezug auf die Seitenunterschiede der Knorpelbelastung des Knies [173] und des Sprunggelenkes [176, 177] bestand die Hypothese, dass ein Bein bevorzugt zum Abbremsen verwendet wird, weil Menschen ein Bein bei Bewegungen bevorzugt verwenden [40, 42, 156] (und dies auch bei Ultramarathonläufern anzuwenden ist).

Zu erwähnen ist in diesem Zusammenhang, dass die Volumenverluste **unter der extremen Belastung im Verlauf des TEFR** am linken Bein etwas stärker ausgeprägt waren als am rechten (keine Signifikanz bei allen Muskel/Muskelgruppen, außer des Sartorius, der keine Normalverteilung aufweist, siehe auch Kapitel 3.4.2), was zumindest auch auf eine geringe unterschiedliche Belastung zwischen dominantem und nichtdominantem Bein schließen lassen könnte.
Aufgrund der geringen Datenlage in Bezug auf die Muskel(a)symmetrien, insbesondere bei Ausdauersportlern sind weitere Studien notwendig, die sich mit der Frage beschäftigen, welche Sportarten sich wie auf die Muskelsymmetrie auswirken und welche spezifischen Einflussfaktoren dabei zu berücksichtigen sind.

4.6. Limitationen

Nichtkontraktiles Volumen In dieser Studie wurden anhand von MRT Querschnitten der OS optisch Muskelflächen gemessen und das MV ermittelt. Die ganz genaue Zusammensetzung des Inhaltes der optisch gemessenen Querschnitte ist jedoch unklar (Muskulatur, Wasser, ...). Auch wenn sehr sorgfältig versucht wurde, die Menge an nichtkontraktilem Gewebe visuell bei den Messungen der ROIs auszuschließen, kann es hier zu Ungenauigkeiten gekommen sein. Zudem konnte nichtkontraktiles Gewebe, das sich in den T1w nicht visuell abgrenzt, nicht ausgeschlossen werden. Mutmaßlich sollte sich dies jedoch aufgrund der Menge der Messungen bei jedem Probanden zu einer ähnlich großen Ungenauigkeit geführt haben. Insbesondere die Flüssigkeitsmenge kann sich natürlich auf die Muskelquerschnittsflächen und somit auf das ermittelte Volumen stark auswirken. Aus Studien (sie Kapitel 1.5) wissen wir, dass es nach der eigentlichen Laufbelastung aufgrund der unzureichenden Flüssigkeitsaufnahme zu einer Hypohydratation kommt, im Verlauf einer MSUM nimmt jedoch das Körperwasser zu. Die MRT Messungen sind in diesem Projekt immer nach der jeweiligen Laufbelastung erfolgt (nachmittags). Die genaue Flüssigkeitsaufnahme der einzelnen Probanden bis zum Messzeitpunkt ist jedoch unklar, auch bleibt unklar, inwieweit sich die bekannte Zunahme des Körperwassers im Verlauf eines MSUM insbesondere auf die Messungen der Muskelquerschnitte ausgewirkt hat. Da die Messungen jedoch weitgehend zum gleichen Zeitpunkt und ähnlichem Abstand zur letzten Belastung durchgeführt wurden,

sollte dieser Fehler gering sein. Auch ist bekannt, dass insbesondere lange Laufdistanzen zu Muskelschäden führen können (siehe Kapitel 1.4). Inwieweit sich die Entzündungen und Muskelschäden (bis hin zu Nekrosen) auf die Muskelquerschnittsflächen und somit auf das gemessene MV auswirken, ist unklar, insbesondere ist eine Berücksichtigung nicht möglich, wenn sie sich in den T1w nicht visuell darstellen.

Für den Sartorius liegt keine Normalverteilung vor Wie in Kapitel 3.3 zu sehen ist zeigt sich der Shapiro-Wilk-Test für die meisten Messintervalle des Sartorius (rechts: t1,t2,t4; links: t0-5) signifikant, somit liegt hier keine Normalverteilung der Messungen vor und die Voraussetzungen für den Sartorius für die Varianzanalyse (ANOVA) sind für die Messungen des Sartorius nicht gegeben.

Inkomplette Erfassung der Muskeln Die inkomplette Erfassung des distalen OS (zu der man sich, um eine Überstrapazierung der Liegedauer der Probanden im MRT zu vermeiden, entschieden hatte) limitiert die Vergleichbarkeit dieser Arbeit mit den absoluten MV Werten anderer Studien.

4.7. Ausblick

Um die Forschung bei MRT basierten MV-Analysen zu beschleunigen, wurden bereits halb- oder vollautomatische Messmethoden entwickelt [19, 37, 95, 115, 123, 152] mit bisher vielversprechenden Ergebnissen. Allerdings bleibt noch abzuwarten, bis diese routinemäßig sicher, auch bei variablen anatomischen Verhältnissen und bei erschwerter Abgrenzbarkeit von Muskelgrenzen aufgrund ihrer engen Lagebeziehungen einzusetzen sind. Aktuell ist die manuelle Segmentation noch die sicherste und zuverlässigste Methode.
Interessant ist es, ob es eine bestimmte täglich anhaltende Laufbelastung gibt, die der Körper leisten kann, ohne, dass es zu einem Abbau der Arbeitsmuskulatur kommt (sog. Cut-off-Wert). Spannend bleibt zudem die Frage, ob es spezifische optimale Muskelgrößen/ Muskelverhältnisse für bestimmte Sportarten gibt und wie diese dann durch ein entsprechendes Training möglichst effizient erreicht werden können. Ich hoffe, dass diese Studie zur Klärung dieser Fragen beitragen oder zumindest einige interessant Aspekte beleuchten konnte.

5. Zusammenfassung

Die MRT (Magnetresonanztomographie) basierte Muskelvolumetrie ist aktuell die genaueste und zuverlässigste Methode (Gold Standard). Sie konnte hier, trotz des hohen technischen, zeitlichen und logistischen Aufwandes, mobil verwendet werden, um erstmalig Einblicke in die Muskelvolumenveränderungen der Oberschenkelmuskulatur von 18 Läufern zu gewinnen, die einen transkontinentalen Ultramarathon (TEFR) über fast 5000 km ohne Tagespausen erfolgreich beendet haben.
Im Verlauf des TEFR kommt es zu einem signifikanten Verlust des Muskelvolumens (MV) der gesamten Oberschenkelmuskulatur (links -8%, rechts: -7,5%), aller funktionellen Muskelgruppen und der Einzelmuskeln (mit Ausnahme des M. rektus femoris bds. und des M. gracilis rechts). Durch den anhaltenden Katabolismus unter der extremen Belastung (Laufpensum täglich im Schnitt 70,1 km) kommt es zu einem Abbau der Arbeitsmuskulatur am Oberschenkel. Diese erfährt einen ähnlich hohen relativen Verlust wie das Körpergewicht (body mass, BM) oder der body mass index (BMI).
Der M. rektus femoris zeigt als einziger Muskel eine Zunahme des MV zu Beginn des TEFR (Messintervall (MI) t1 +2%) und einen deutlich geringeren Verlust im Verlauf als die anderen Muskeln. Normiert zum BM (oder zum BMI) ist er der einzige Muskel, der über den ganzen Verlauf eine MV-Zunahme aufweist, die zwischenzeitlich (zum MI t4) signifikant ist.
Im Gegensatz zu Sprintläufern, bei denen die Hüftextensoren eine Sonderrolle einnehmen, scheint sich nach den Ergebnissen dieser Studie eine Sonderrolle bei (Ultra-)Ausdauerläufern für den M. rektus femoris zu ergeben.
Auch wenn aufgrund der Ergebnisse keine biomechanische Analyse erfolgen kann, lassen sich dennoch aufgrund der disproportionalen MV-Veränderungen im Verlauf des TEFR Schlüsse über die notwendigen Anpassungen und Mechanismen der (Lauf)Optimierung an eine solche 10-wöchige Ultrabelastung ziehen.
In Zukunft wird sich zeigen, inwieweit Belastungs-/Sportart-spezifische bzw. optimierte Muskelgrößen und Massenverhältnisse existieren und wie stark diese zusammen mit

weiteren Faktoren die Leistungen bei Ultramarathonläufen oder anderen Sportarten beeinflussen.

6. Literaturverzeichnis

[1] Abe T, Kojima K, Kearns CF, Yohena H und Fukuda J. Whole body muscle hypertrophy from resistance training: distribution and total mass. British Journal of Sports Medicine, 37: 543–545 (2003).

[2] Abe T, Kumagai K und Brechue WF. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. Medicine & Science in Sports & Exercise, 32: 1125–1129 (2000).

[3] Abe T, Loenneke JP, Young KC, Thiebaud RS, Nahar VK, Hollaway KM, Stover CD, Ford MA, Bass MA und Loftin M. Validity of ultrasound prediction equations for total and regional muscularity in middle-aged and older men and women. Ultrasound in Medicine & Biology, 41: 557–564 (2015).

[4] Akagi R, Takai Y, Ohta M, Kanehisa H, Kawakami Y und Fukunaga T. Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. Age and Ageing, 38: 564–569 (2009).

[5] Akagi R, Tohdoh Y und Takahashi H. Sex difference in strength and size ratios between reciprocal muscle groups in the lower leg. International Journal of Sports Medicine, 34: 449–452 (2013).

[6] Akima H, Kubo K, Imai M, Kanehisa H, Suzuki Y, Gunji A und Fukunaga T. Inactivity and muscle: effect of resistance training during bed rest on muscle size in the lower limb. Acta Physiologica Scandinavica, 172: 269–278 (2001).

[7] Akima H, Kuno S, Takahashi H, Fukunaga T und Katsuta S. The use of magnetic resonance images to investigate the influence of recruitment on the relationship between torque and cross-sectional area in human muscle. European Journal of Applied Physiology, 83: 475–480 (2000).

[8] Al-Gindan YY, Hankey C, Govan L, Gallagher D, Heymsfield SB und Lean MEJ. Derivation and validation of simple equations to predict total muscle mass from simple anthropometric and demographic data. The American Journal of Clinical Nutrition, 100: 1041–1051 (2014).

[9] Alcock R, McCubbin A, Camões-Costa V und Costa RJS. Case Study: Providing Nutritional Support to an Ultraendurance Runner in Preparation for a Self-Sufficient Multistage Ultramarathon: Rationed Versus Full Energy Provisions. Wilderness and Environmental Medicine, 29: 508–520 (2018).

[10] Alexander RM. Energy-saving mechanisms in walking and running. The Journal of Experimental Biology, 160: 55–69 (1991).

[11] Armstrong RB. Mechanisms of exercise-induced delayed onset muscular soreness: a brief review. Medicine & Science in Sports & Exercise, 16: 529–538 (1984).

[12] Armstrong RB, Ogilvie RW und Schwane JA. Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. Journal of Applied Physiology, 54: 80–93 (1983).

[13] Astrand PO und Saltin B. Plasma and red cell volume after prolonged severe exercise. Journal of Applied Physiology, 19: 829–832 (1964).

[14] Atkinson G und Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Medicine New Zealand, 26: 217–238 (1998).

[15] Ball SD, Altena TS und Swan PD. Comparison of anthropometry to DXA: a new prediction equation for men. European Journal of Clinical Nutrition, 58: 1525–1531 (2004).

[16] Barnouin Y, Butler-Browne G, Moraux A, Reversat D, Leroux G, Béhin A, McPhee JS, Voit T und Hogrel JY. Comparison of Different Methods to Estimate the Volume of the Quadriceps Femoris Muscles Using MRI. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 5: 1201–1207 (2015).

[17] Barnouin Y, Butler-Browne G, Voit T, Reversat D, Azzabou N, Leroux G, Behin A, McPhee JS, Carlier PG und Hogrel JY. Manual segmentation of individual

muscles of the quadriceps femoris using MRI: a reappraisal. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 40: 239–247 (2014).

[18] Barr SI und Costill DL. Water: can the endurance athlete get too much of a good thing? Journal of the American Dietetic Association, 89: 1629–32, 1635 (1989).

[19] Barra V und Boire JY. Segmentation of fat and muscle from MR images of the thigh by a possibilistic clustering algorithm. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 68: 185–193 (2002).

[20] Bates BT, Zhang S, Dufek JS und Chen FC. The effects of sample size and variability on the correlation coefficient. Medicine & Science in Sports & Exercise, 28: 386–391 (1996).

[21] Behan FP, Maden-Wilkinson TM, Pain MTG und Folland JP. Sex differences in muscle morphology of the knee flexors and knee extensors. PLOS ONE, 13: e0190903 (2018).

[22] Belavý DL, Miokovic T, Rittweger J und Felsenberg D. Estimation of changes in volume of individual lower-limb muscles using magnetic resonance imaging (during bed-rest). Physiological Measurement, 32: 35–50 (2011).

[23] Bex T, Baguet A, Achten E, Aerts P, De Clercq D und Derave W. Cyclic movement frequency is associated with muscle typology in athletes. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 27: 223–229 (2017).

[24] Bex T, Iannaccone F, Stautemas J, Baguet A, De Beule M, Verhegghe B, Aerts P, De Clercq D und Derave W. Discriminant musculo-skeletal leg characteristics between sprint and endurance elite Caucasian runners. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 27: 275–281 (2017).

[25] Bircher S, Enggist A, Jehle T und Knechtle B. Effects of an extreme endurance race on energy balance and body composition - a case study. Journal of Sports Science and Medicine, 5: 154–162 (2006).

[26] Bland JM und Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The Lancet, 1: 307–310 (1986).

[27] Bland JM und Altman DG. Comparing two methods of clinical measurement: a personal history. International Journal of Epidemiology, 24 Suppl 1: S7–14 (1995).

[28] Blazevich AJ, Coleman DR, Horne S und Cannavan D. Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. European Journal of Applied Physiology, 105: 869–878 (2009).

[29] Booth FW und Thomason DB. Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: perspectives of various models. Physiological Reviews, 71: 541–585 (1991).

[30] Borrani F, Candau R, Perrey S, Millet GY, Millet GP und Rouillon JD. Does the mechanical work in running change during the VO2 slow component? Medicine & Science in Sports & Exercise, 35: 50–57 (2003).

[31] Bracher A, Knechtle B, Gnädinger M, Bürge J, Rüst CA, Knechtle P und Rosemann T. Fluid intake and changes in limb volumes in male ultra-marathoners: does fluid overload lead to peripheral oedema? European Journal of Applied Physiology, 112: 991–1003 (2012).

[32] Bramble DM und Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. Nature, 432: 345–352 (2004).

[33] Brisswalter J, Legros P und Durand M. Running economy, preferred step length correlated to body dimensions in elite middle distance runners. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 36: 7–15 (1996).

[34] Brodie DA. Techniques of measurement of body composition. Part I. Sports Medicine, 5: 11–40 (1988).

[35] Brodie DA. Techniques of measurement of body composition. Part II. Sports Medicine, 5: 74–98 (1988).

[36] Brown BW, Lucero RJ und Foss AB. A situation where the Pearson correlation coefficient leads to erroneous assessment of reliability. Journal of Clinical Psychology, 18: 95–97 (1962).

[37] Brunner G, Nambi V, Yang E, Kumar A, Virani SS, Kougias P, Shah D, Lumsden A, Ballantyne CM und Morrisett JD. Automatic quantification of muscle volumes in magnetic resonance imaging scans of the lower extremities. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 29: 1065–1075 (2011).

[38] Bruton A, Conway JH und Holgate ST. Reliability: What is it, and how is it measured? Journal of Physiotherapy, 86: 94–99 (2000).

[39] Candau R, Belli A, Millet GY, Georges D, Barbier B und Rouillon JD. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 77: 479–485 (1998).

[40] Carpes FP, Mota CB und Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. Physical Therapy in Sport, 11: 136–142 (2010).

[41] Cejka C, Knechtle B, Knechtle P, Rüst CA und Rosemann T. An increased fluid intake leads to feet swelling in 100-km ultra-marathoners - an observational field study. Journal of the International Society of Sports Nutrition, 9: 11 (2012).

[42] Chavet P, Lafortune M und Gray J. Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. Human Movement Science, 16: 391–406 (1997).

[43] Clark BC und Manini TM. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care, 13: 271–276 (2010).

[44] Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Edition). Routledge (1988).

[45] Cohen J. A power primer. Psychological Bulletin, 112: 155–159 (1992).

[46] Copaver K, Hertogh C und Hue O. The Effects of Psoas Major and Lumbar Lordosis on Hip Flexion and Sprint Performance. Research Quarterly for Exercise and Sport, 83: 160–167 (2012).

[47] Costa R, Swancott A, Gill S, Hankey J, Scheer V, Murray A und Thake CD. Compromised energy and nutritional intake of ultra-endurance runners during a multi-stage ultra-marathon conducted in a hot ambient environment. International Journal of Sports Science (2013).

[48] Costa RJS, Gill SK, Hankey J, Wright A und Marczak S. Perturbed energy balance and hydration status in ultra-endurance runners during a 24 h ultra-marathon. British Journal of Nutrition, 112: 428–437 (2014).

[49] Costill DL, Daniels J, Evans W, Fink W, Krahenbuhl G und Saltin B. Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes. Journal of Applied Physiology, 40: 149–154 (1976).

[50] Cox C, Gaskill S, Ruby B und Uhlig S. Case study of training, fitness, and nourishment of a dog driver during the Iditarod 1049-mile dogsled race. International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism, 13: 286–293 (2003).

[51] Daly LE BG. Interpretation and use of medical statistics. Blackwell Science Ltd (2000).

[52] D'Antona G, Lanfranconi F, Pellegrino MA, Brocca L, Adami R, Rossi R, Moro G, Miotti D, Canepari M und Bottinelli R. Skeletal muscle hypertrophy and structure and function of skeletal muscle fibres in male body builders. The Journal of Physiology, 570: 611–627 (2006).

[53] Davidson RJ, Robertson JD, Galea G und Maughan RJ. Hematological changes associated with marathon running. International Journal of Sports Medicine, 8: 19–25 (1987).

[54] Davies CT und Thompson MW. Physiological responses to prolonged exercise in ultramarathon athletes. Journal of Applied Physiology, 61: 611–617 (1986).

[55] Davies CTM und Thompson MW. Aerobic performance of female marathon and male ultramarathon athletes. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 41: 233–245 (1979).

[56] Degache F, Guex K, Fourchet F, Morin JB, Millet GP, Tomazin K und Millet GY. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. Journal of Sports Sciences, 31: 299–304 (2013).

[57] Dressendorfer RH und Wade CE. Effects of a 15-d race on plasma steroid levels and leg muscle fitness in runners. Medicine & Science in Sports & Exercise, 23: 954–958 (1991).

[58] Edouard P, Morin JB und Samozino P. New insights into sprint biomechanics and determinants of elite 100m performance. New Studies In Athletics (2013).

[59] Edwards WB, Taylor D, Rudolphi TJ, Gillette JC und Derrick TR. Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. Medicine & Science in Sports & Exercise, 41: 2177–2184 (2009).

[60] Eliasziw M, Young SL, Woodbury MG und Fryday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. Physical Therapy, 74: 777–788 (1994).

[61] Ema R, Sakaguchi M und Kawakami Y. Thigh and Psoas Major Muscularity and Its Relation to Running Mechanics in Sprinters. Medicine & Science in Sports & Exercise, 50: 2085–2091 (2018).

[62] Ema R, Wakahara T, Yanaka T, Kanehisa H und Kawakami Y. Unique muscularity in cyclists thigh and trunk: A cross-sectional and longitudinal study. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 26: 782–793 (2015).

[63] Fellmann N, Ritz P, Ribeyre J, Beaufrère B, Delaître M und Coudert J. Intracellular hyperhydration induced by a 7-day endurance race. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 80: 353–359 (1999).

[64] Fleck SJ, Mattie C und Martensen Iii HC. Effect of resistance and aerobic training on regional body composition in previously recreationally trained middle-aged women. Applied Physiology, Nutrition and Metabolism, 31: 261–270 (2006).

[65] Freund W, Faust S, Birklein F, Gaser C, Wunderlich AP, Müller M, Billich C, Juchems MS, Schmitz BL, Grön G und Schütz UH. Substantial and reversible

brain gray matter reduction but no acute brain lesions in ultramarathon runners: experience from the TransEurope-FootRace Project. BMC Medicine, 10 (2012).

[66] Fridén J. Changes in human skeletal muscle induced by long-term eccentric exercise. Cell and Tissue Research, 236: 365–372 (1984).

[67] Fritz CO, Morris PE und Richler JJ. Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. Journal of Experimental Psychology, 141: 2–18 (2012).

[68] Frykman PN, Harman EA, Opstad PK, Hoyt RW, DeLany JP und Friedl KE. Effects of a 3-month endurance event on physical performance and body composition: the G2 trans-Greenland expedition. Wilderness and Environmental Medicine, 14: 240–248 (2003).

[69] Gallagher D, Ruts E, Visser M, Heshka S, Baumgartner RN, Wang J, Pierson RN, Pi-Sunyer FX und Heymsfield SB. Weight stability masks sarcopenia in elderly men and women. American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism, 279: E366–E375 (2000).

[70] Gimenez P, Kerhervé H, Messonnier LA, Féasson L und Millet GY. Changes in the energy cost of running during a 24-h treadmill exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise, 45: 1807–1813 (2013).

[71] Gollnick PD, Armstrong RB, Saubert CW, Piehl K und Saltin B. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. Journal of Applied Physiology, 33: 312–319 (1972).

[72] Gong QY, Phoenix J, Kemp GJ, García-Fiñana M, Frostick SP, Brodie DA, Edwards RH, Whitehouse GH und Roberts N. Estimation of body composition in muscular dystrophy by MRI and stereology. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 12: 467–475 (2000).

[73] Goodpaster BH, Thaete FL, Simoneau JA und Kelley DE. Subcutaneous abdominal fat and thigh muscle composition predict insulin sensitivity independently of visceral fat. Diabetes-Journal, 46: 1579–1585 (1997).

[74] Grace TG, Sweetser ER, Nelson MA, Ydens LR und Skipper BJ. Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. The Journal of Bone and Joint Surgery, 66: 734–740 (1984).

[75] HajGhanbari B, Hamarneh G, Changizi N, Ward AD und Reid WD. MRI-Based 3D Shape Analysis of Thigh Muscles. Academic Radiology, 18: 155–166 (2011).

[76] Haleem A und Javaid M. Role of CT and MRI in the design and development of orthopaedic model using additive manufacturing. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma, 9: 213–217 (2018).

[77] Handsfield GG, Knaus KR, Fiorentino NM, Meyer CH, Hart JM und Blemker SS. Adding muscle where you need it: non-uniform hypertrophy patterns in elite sprinters. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 27: 1050–1060 (2017).

[78] Handsfield GG, Meyer CH, Hart JM, Abel MF und Blemker SS. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. Journal of Biomechanics, 47: 631–638 (2014).

[79] Harridge SD, Kryger A und Stensgaard A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. Muscle & Nerve, 22: 831–839 (1999).

[80] Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM und Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. Medicine & Science in Sports & Exercise, 43: 296–302 (2011).

[81] Helge JW, Lundby C, Christensen DL, Langfort J, Messonnier L, Zacho M, Andersen JL und Saltin B. Skiing across the Greenland icecap: divergent effects on limb muscle adaptations and substrate oxidation. Journal of Experimental Biology, 206: 1075–1083 (2003).

[82] Heymsfield SB, Arteaga C, McManus C, Smith J und Moffitt S. Measurement of muscle mass in humans: validity of the 24-hour urinary creatinine method. The American Journal of Clinical Nutrition, 37: 478–494 (1983).

[83] Hikida RS, Staron RS, Hagerman FC, Sherman WM und Costill DL. Muscle fiber necrosis associated with human marathon runners. Journal of the Neurological Sciences, 59: 185–203 (1983).

[84] Häkkinen K, Newton RU, Gordon SE, McCormick M, Volek JS, Nindl BC, Gotshalk LA, Campbell WW, Evans WJ, Häkkinen A, Humphries BJ und Kraemer WJ. Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. The Journals of Gerontology, 53: B415–B423 (1998).

[85] Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports Medicine New Zealand, 30: 1–15 (2000).

[86] Hoshikawa Y, Muramatsu M, Iida T, Ii N, Nakajima Y und Kanehisa H. Sex differences in the cross-sectional areas of psoas major and thigh muscles in high school track and field athletes and nonathletes. Journal of Physiological Anthropology, 30: 47–53 (2011).

[87] Hoshikawa Y, Muramatsu M, Iida T, Uchiyama A, Nakajima Y, Kanehisa H und Fukunaga T. Influence of the psoas major and thigh muscularity on 100-m times in junior sprinters. Medicine & Science in Sports & Exercise, 38: 2138–2143 (2006).

[88] Hudelmaier M, Wirth W, Himmer M, Ring-Dimitriou S, Sänger A und Eckstein F. Effect of exercise intervention on thigh muscle volume and anatomical cross-sectional areas–quantitative assessment using MRI. Magnetic Resonance in Medicine, 64: 1713–1720 (2010).

[89] Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM und Ross R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. Journal of Applied Physiology, 89: 81–88 (2000).

[90] Jarvis JC, Mokrusch T, Kwende MM, Sutherland H und Salmons S. Fast-to-slow transformation in stimulated rat muscle. Muscle & nerve, 19: 1469–1475 (1996).

[91] Javaid Z, Boocock MG, McNair PJ und Unsworth CP. Contour interpolated radial basis functions with spline boundary correction for fast 3D reconstruction

of the human articular cartilage from MR images. Medical Physics, 43: 1187–1199 (2016).

[92] Johansson C, Lornetzon R, Sjöström M, Fagerlund M und Fugl-Meyer AR. Sprinters and marathon runners. Does is kinetic knee extensor performance reflect muscle size and structure? Acta Physiologica Scandinavica, 130: 663–669 (1987).

[93] Jolivet E, Daguet E, Pomero V, Bonneau D, Laredo JD und Skalli W. Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 11: 281–290 (2008).

[94] Karamanidis K, Epro G, König M, Mersmann F und Arampatzis A. Simplified Triceps Surae Muscle Volume Assessment in Older Adults. Frontiers in Physiology, 10: 1299 (2019).

[95] Kemnitz J, Eckstein F, Culvenor AG, Ruhdorfer A, Dannhauer T, Ring-Dimitriou S, Sänger AM und Wirth W. Validation of an active shape model-based semi-automated segmentation algorithm for the analysis of thigh muscle and adipose tissue cross-sectional areas. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 30: 489–503 (2017).

[96] Kent-Braun JA, Ng AV und Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. Journal of Applied Physiology, 88: 662–668 (2000).

[97] Keul J, Kohler B, von Glutz G, Lüthi U, Berg A und Howald H. Biochemical changes in a 100 km run: Carbohydrates, lipids, and hormones in serum. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 47: 181–189 (1981).

[98] Kim J, Wang Z, Heymsfield SB, Baumgartner RN und Gallagher D. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method. The American Journal of Clinical Nutrition, 76: 378–383 (2002).

[99] Klitgaard H, Mantoni M, Schiaffino S, Ausoni S, Gorza L, Laurent-Winter C, Schnohr P und Saltin B. Function, morphology and protein expression of ageing

skeletal muscle: a cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds. Acta Physiologica Scandinavica, 140: 41–54 (1990).

[100] Knechtle B, Beat K, Duff B, Brida D, Amtmann G, Gerhard A, Kohler G und Götz K. An ultratriathlon leads to a decrease of body fat and skeletal muscle mass–the Triple Iron Triathlon Austria 2006. Research in Sports Medicine, 16: 97–110 (2008).

[101] Knechtle B und Bircher S. Changes in body composition during an extreme endurance run. Praxis (Journal), 94: 371–377 (2005).

[102] Knechtle B, Duff B, Schulze I, Rosemann T und Senn O. Anthropometry and pre-race experience of finishers and nonfinishers in a multistage ultra-endurance run–Deutschlandlauf 2007. Perceptual and Motor Skills, 109: 105–118 (2009).

[103] Knechtle B, Enggist A und Jehle T. Energy turnover at the Race Across AMerica (RAAM) - a case report. International Journal of Sports Medicine, 26: 499–503 (2005).

[104] Knechtle B, Knechtle P, Schück R, Andonie JL und Kohler G. Effects of a Deca Iron Triathlon on body composition: a case study. International Journal of Sports Medicine, 29: 343–351 (2008).

[105] Knechtle B und Kohler G. Running 338 kilometres within five days has no effect on body mass and body fat but reduces skeletal muscle mass – the Isarrun 2006. Journal of Sports Science and Medicine, 6: 401–407 (2007).

[106] Knechtle B, Wirth A, Knechtle P und Kohler G. Der Effekt eines 100-km-Laufes auf die Fett- und Muskelmasse einer Frau und eines Mannes. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologi, 55: 132–138 (2007).

[107] Knechtle B, Wirth A, Knechtle P und Rosemann T. An ultra-cycling race leads to no decrease in skeletal muscle mass. International Journal of Sports Medicine, 30: 163–167 (2009).

[108] Koller A, Mair J, Schobersberger W, Wohlfarter T, Haid C, Mayr M, Villiger B, Frey W und Puschendorf B. Effects of prolonged strenuous endurance exercise

on plasma myosin heavy chain fragments and other muscular proteins. Cycling vs running. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 38: 10–17 (1998).

[109] Koo TK und Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. Journal of Chiropractic Medicine, 15: 155–163 (2016).

[110] Kraemer WJ, Nindl BC, Ratamess NA, Gotshalk LA, Volek JS, Fleck SJ, Newton RU und Häkkinen K. Changes in muscle hypertrophy in women with periodized resistance training. Medicine & Science in Sports & Exercise, 36: 697–708 (2004).

[111] Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M und Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. Journal of Applied Biomechanics, 27: 336–344 (2011).

[112] Kubo T, Hoshikawa Y, Muramatsu M, Iida T, Komori S, Shibukawa K und Kanehisa H. Contribution of trunk muscularity on sprint run. International Journal of Sports Medicine, 32: 223–228 (2011).

[113] Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Waxman JP, Wang HM, Kraft RA und Partington HS. Bilateral quadriceps and hamstrings muscle volume asymmetries in healthy individuals. Journal of Orthopaedic Research (2017).

[114] Landi F, Marzetti E, Martone AM, Bernabei R und Onder G. Exercise as a remedy for sarcopenia. Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care, p. 1 (2013).

[115] Le Troter A, Fouré A, Guye M, Confort-Gouny S, Mattei JP, Gondin J, Salort-Campana E und Bendahan D. Volume measurements of individual muscles in human quadriceps femoris using atlas-based segmentation approaches. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 29: 245–257 (2016).

[116] Lee RC, Wang Z, Heo M, Ross R, Janssen I und Heymsfield SB. Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. The American Journal of Clinical Nutrition, 72: 796–803 (2000).

[117] Lee RC, Wang ZM und Heymsfield SB. Skeletal muscle mass and aging: regional and whole-body measurement methods. Canadian Journal of Applied Physiology, 26: 102–122 (2001).

[118] Lehmann M, Huonker M, Dimeo F, Heinz N, Gastmann U, Treis N, Steinacker JM, Keul J, Kajewski R und Häussinger D. Serum amino acid concentrations in nine athletes before and after the 1993 Colmar ultra triathlon. International Journal of Sports Medicine, 16: 155–159 (1995).

[119] Lube J, Cotofana S, Bechmann I, Milani TL, Özkurtul O, Sakai T, Steinke H und Hammer N. Reference data on muscle volumes of healthy human pelvis and lower extremity muscles: an in vivo magnetic resonance imaging feasibility study. Surgical and Radiologic Anatomy, 38: 97–106 (2016).

[120] Lukaski HC, Mendez J, Buskirk ER und Cohn SH. Relationship between endogenous 3-methylhistidine excretion and body composition. American Journal of Physiology, 240: E302–E307 (1981).

[121] Lund H, Christensen L, Savnik A, Boesen J, Danneskiold-Samsøe B und Bliddal H. Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging. European Radiology, 12: 2982–2987 (2002).

[122] Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC und De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. Muscle & Nerve, 25: 858–863 (2002).

[123] Makrogiannis S, Serai S, Fishbein KW, Schreiber C, Ferrucci L und Spencer RG. Automated quantification of muscle and fat in the thigh from water-, fat-, and nonsuppressed MR images. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 35: 1152–1161 (2012).

[124] Mann RA und Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. American Journal of Sports Medicine, 8: 345–350 (1980).

[125] Matiegka J. The testing of physical efficiency. American Journal of Physical Anthropology, 4: 223–230 (1921).

[126] McGraw KO und Wong SP. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. Psychological Methods, 1: 30–46 (1996).

[127] McPhee JS, Williams AG, Degens H und Jones DA. Inter-individual variability in adaptation of the leg muscles following a standardised endurance training programme in young women. European Journal of Applied Physiology, 109: 1111–1118 (2010).

[128] McPhee JS, Williams AG, Stewart C, Baar K, Schindler JP, Aldred S, Maffulli N, Sargeant AJ und Jones DA. The training stimulus experienced by the leg muscles during cycling in humans. Experimental Physiology, 94: 684–694 (2009).

[129] Mero A, Komi PV und Gregor RJ. Biomechanics of sprint running. A review. Sports Medicine New Zealand, 13: 376–392 (1992).

[130] Mersmann F, Bohm S, Schroll A, Boeth H, Duda G und Arampatzis A. Muscle shape consistency and muscle volume prediction of thigh muscles. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 25: e208–e213 (2015).

[131] Miller R, Balshaw TG, Massey GJ, Maeo S, Lanza MB, Johnston M, Allen SJ und Folland JP. The Muscle Morphology of Elite Sprint Running. Medicine & Science in Sports & Exercise, Publish Ahead of Print (2020).

[132] Millet GP. Economy is not sacrificed in ultramarathon runners. Journal of Applied Physiology, 113: 686; author reply 687 (2012).

[133] Millet GY, Hoffman MD und Morin JB. Sacrificing economy to improve running performance–a reality in the ultramarathon? Journal of Applied Physiology, 113: 507–509 (2012).

[134] Miokovic T, Armbrecht G, Gast U, Rawer R, Roth HJ, Runge M, Felsenberg D und Belavý DL. Muscle atrophy, pain, and damage in bed rest reduced by resistive (vibration) exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise, 46: 1506–1516 (2014).

[135] Mischler I, Bboirie Y, Gachon P, Pialoux V, Mounier R, Rousset P, Coudert J und Fellmann N. Human Albumin Synthesis Is Increased by an Ultra-Endurance Trial. Medicine & Science in Sports & Exercise, 35: 75–81 (2003).

[136] Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D und Ross R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. Journal of Applied Physiology, 85: 115–122 (1998).

[137] Morin JB, Gimenez P, Edouard P, Arnal P, Jiménez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M und Mendiguchia J. Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. Frontiers in Physiology, 6: 404 (2015).

[138] Morin JB, Samozino P und Millet GY. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. Medicine & Science in Sports & Exercise, 43: 829–836 (2011).

[139] Morse CI, Degens H und Jones DA. The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. European Journal of Applied Physiology, 100: 267–274 (2007).

[140] Morse CI, Thom JM, Mian OS, Muirhead A, Birch KM und Narici MV. Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. European Journal of Applied Physiology, 95: 197–204 (2005).

[141] Nadler SF, Malanga GA, Feinberg JH, Prybicien M, Stitik TP und DePrince M. Relationship between hip muscle imbalance and occurrence of low back pain in collegiate athletes: a prospective study. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 80: 572–577 (2001).

[142] Nagel D, Seiler D, Franz H, Leitzmann C und Jung K. Effects of an ultra-long-distance (1000 km) race on lipid metabolism. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 59: 16–20 (1989).

[143] Neumayr G, Pfister R, Hoertnagl H, Mitterbauer G, Prokop W und Joannidis M. Renal Function and Plasma Volume Following Ultramarathon Cycling. International Journal of Sports Medicine, 26: 2–8 (2005).

[144] Nikolaidis P, Veniamakis E, Rosemann T und Knechtle B. Nutrition in Ultra-Endurance: State of the Art. Nutrients (Journal), 10: 1995 (2018).

[145] Noakes TD, Adams BA, Myburgh KH, Greeff C, Lotz T und Nathan M. The danger of an inadequate water intake during prolonged exercise. A novel concept re-visited. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 57: 210–219 (1988).

[146] Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, de Guise JA und Skalli W. Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 30: 1116–1123 (2009).

[147] Norte GE, Knaus KR, Kuenze C, Handsfield GG, Meyer CH, Blemker SS und Hart JM. MRI-Based Assessment of Lower-Extremity Muscle Volumes in Patients Before and After ACL Reconstruction. Journal of Sport Rehabilitation, 27: 201–212 (2018).

[148] Nuell S, Illera-Domínguez V, Carmona G, Alomar X, Padullés JM, Lloret M und Cadefau JA. Sex differences in thigh muscle volumes, sprint performance and mechanical properties in national-level sprinters. PLOS ONE, 14: e0224862 (2019).

[149] Nuell S, Illera-Domínguez VR, Carmona G, Alomar X, Padullés JM, Lloret M und Cadefau JA. Hypertrophic muscle changes and sprint performance enhancement during a sprint-based training macrocycle in national-level sprinters. European Journal of Sport Science, 20: 793–802 (2020).

[150] Ogawa M, Yasuda T und Abe T. Component characteristics of thigh muscle volume in young and older healthy men. Clinical Physiology and Functional Imaging, 32: 89–93 (2012).

[151] O'Hara WJ, Allen C, Shephard RJ und Gill JW. LaTulippe–a case study of a one hundred and sixty kilometre runner. British Journal of Sports Medicine, 11: 83–87 (1977).

[152] Orgiu S, Lafortuna CL, Rastelli F, Cadioli M, Falini A und Rizzo G. Automatic muscle and fat segmentation in the thigh from T1-Weighted MRI. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 43: 601–610 (2016).

[153] Overend TJ, Cunningham DA, Paterson DH und Lefcoe MS. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. Clinical Physiology, 12: 629–640 (1992).

[154] Peña H und Foote KG. Modelling the target strength of Trachurus symmetricus murphyi based on high-resolution swimbladder morphometry using an MRI scanner. ICES - Journal of Marine Science, 65: 1751–1761 (2008).

[155] Pons C, Borotikar B, Garetier M, Burdin V, Ben Salem D, Lempereur M und Brochard S. Quantifying skeletal muscle volume and shape in humans using MRI: A systematic review of validity and reliability. PLOS ONE, 13: e0207847 (2018).

[156] Potdevin F, Gillet C, Barbier F, Coello Y und Moretto P. Propulsion and braking in the study of asymmetry in able-bodied men's gaits. Perceptual and Motor Skills, 107: 849–861 (2008).

[157] Prince FP, Hikida RS und Hagerman FC. Human muscle fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. Pfluegers Archiv European Journal of Physiology, 363: 19–26 (1976).

[158] Rahnama N, Lees A und Bambaecichi E. Comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. Ergonomics (Journal), 48: 1568–1575 (2005).

[159] Ramos-Campo DJ, Ávila-Gandía V, Alacid F, Soto-Méndez F, Alcaraz PE, López-Román FJ und Rubio-Arias JÁ. Muscle damage, physiological changes, and energy balance in ultra-endurance mountain-event athletes. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 41: 872–878 (2016).

[160] Raschka C und Plath M. Body fat compartment and its relationship to food intake and clinical chemical parameters during extreme endurance performance. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologi, 40: 13–25 (1992).

[161] Raschka C, Plath M, Cerull R, Bernhard W, Jung K und Leitzmann C. The body muscle compartment and its relationship to food absorption and blood chemistry

during an extreme endurance performance. Zeitschrift für Ernährungswissenschaft, 30: 276–288 (1991).

[162] Refsum HE, Tveit B, Meen HD und Strömme SB. Serum electrolyte, fluid and acid-base balance after prolonged heavy exercise at low environmental temperature. Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation, 32: 117–122 (1973).

[163] Reynolds RD, Lickteig JA, Deuster PA, Howard MP, Conway JM, Pietersma A, deStoppelaar J und Deurenberg P. Energy metabolism increases and regional body fat decreases while regional muscle mass is spared in humans climbing Mt. Everest. Journal of Nutrition, 129: 1307–1314 (1999).

[164] Roberts N, Cruz-Orive LM, Reid NM, Brodie DA, Bourne M und Edwards RH. Unbiased estimation of human body composition by the Cavalieri method using magnetic resonance imaging. Journal of Microscopy, 171: 239–253 (1993).

[165] Robertshaw M und Swaminathan R. Biochemical changes after a 100 km hill walk. Journal of Medicine, 24: 311–324 (1993).

[166] Ross R. Magnetic resonance imaging provides new insights into the characterization of adipose and lean tissue distribution. Canadian Journal of Physiology and Pharmacology, 74: 778–785 (1996).

[167] Ross R. Advances in the application of imaging methods in applied and clinical physiology. Acta Diabetologica, 40 Suppl 1: S45–S50 (2003).

[168] Roth SM, Ivey FM, Martel GF, Lemmer JT, Hurlbut DE, Siegel EL, Metter EJ, Fleg JL, Fozard JL, Kostek MC, Wernick DM und Hurley BF. Muscle size responses to strength training in young and older men and women. Journal of the American Geriatrics Society, 49: 1428–1433 (2001).

[169] Sanada K, Kearns CF, Midorikawa T und Abe T. Prediction and validation of total and regional skeletal muscle mass by ultrasound in Japanese adults. European Journal of Applied Physiology, 96: 24–31 (2006).

[170] Saunders PU, Pyne DB, Telford RD und Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. Sports Medicine New Zealand, 34: 465–485 (2004).

[171] Schache AG, Dorn TW, Blanch PD, Brown NAT und Pandy MG. Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. Medicine & Science in Sports & Exercise, 44: 647–658 (2012).

[172] Scheer V, Vieluf S, Cramer L, Jakobsmeyer R und Heitkamp HC. Changes in Running Economy During a 65-km Ultramarathon. Frontiers in Physiology, 9 (2018).

[173] Schütz U, Ehrhardt M, Göd S, Billich C, Beer M und Trattnig S. A mobile MRI field study of the biochemical cartilage reaction of the knee joint during a 4,486km transcontinental multistage ultra-marathon using T2 mapping. Scientific Reports, 10: 8157 (2020).

[174] Schütz UH, Ehrhardt M, Beer M, Schmidt-Trucksäss A und Billich C. Pre-race determinants influencing performance and finishing of a transcontinental 4486-km ultramarathon. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 59: 1608–1621 (2019).

[175] Schütz UHW, Billich C, König K, Würslin C, Wiedelbach H, Brambs HJ und Machann J. Characteristics, changes and influence of body composition during a 4486?km transcontinental ultramarathon: results from the TransEurope FootRace mobile whole body MRI-project. BMC Medicine, 11: 122 (2013).

[176] Schütz UHW, Billich C, Schoss D, Beer M und Ellermann J. MRI Cartilage Assessment of the Subtalar and Midtarsal Joints During a Transcontinental Ultramarathon - New Insights into Human Locomotion. International Journal of Sports Medicine, 39: 37–49 (2018).

[177] Schütz UHW, Ellermann J, Schoss D, Wiedelbach H, Beer M und Billich C. Biochemical cartilage alteration and unexpected signal recovery in T2* mapping observed in ankle joints with mobile MRI during a transcontinental multistage footrace over 4486 km. Osteoarthritis and Cartilage, 22: 1840–1850 (2014).

[178] Schütz UHW, Schmidt-Trucksäss A, Knechtle B, Machann J, Wiedelbach H, Ehrhardt M, Freund W, Gröninger S, Brunner H, Schulze I, Brambs HJ und Billich C. The Transeurope Footrace Project: longitudinal data acquisition in a cluster randomized mobile MRI observational cohort study on 44 endurance runners at a 64-stage 4,486 km transcontinental ultramarathon. BMC Medicine, 10: 78 (2012).

[179] Südhoff I, de Guise JA, Nordez A, Jolivet E, Bonneau D, Khoury V und Skalli W. 3D-patient-specific geometry of the muscles involved in knee motion from selected MRI images. Medical & Biological Engineering & Computing, 47: 579–587 (2009).

[180] Shrout PE und Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychological Bulletin, 86: 420–428 (1979).

[181] Sjöström M, Fridén J und Ekblom B. Endurance, what is it? Muscle morphology after an extremely long distance run. Acta Physiologica Scandinavica, 130: 513–520 (1987).

[182] Sjöström M, Johansson C und Lorentzon R. Muscle pathomorphology in m. quadriceps of marathon runners. Early signs of strain disease or functional adaptation? Acta Physiologica Scandinavica, 132: 537–541 (1988).

[183] Sloniger MA, Cureton KJ, Prior BM und Evans EM. Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. Journal of Applied Physiology, 83: 2073–2079 (1997).

[184] Snodgrass SJ, de Zoete RMJ, Croker C, Yerrapothu M und Elliott JM. Reliability of cervical muscle volume quantification using magnetic resonance imaging. Musculoskeletal Science and Practice, 44: 102056 (2019).

[185] Speedy DB, Noakes TD, Kimber NE, Rogers IR, Thompson JM, Boswell DR, Ross JJ, Campbell RG, Gallagher PG und Kuttner JA. Fluid balance during and after an ironman triathlon. Clinical Journal of Sport Medicine, 11: 44–50 (2001).

[186] Sugisaki N, Kanehisa H, Tauchi K, Okazaki S, Iso S und Okada J. The Relationship between 30-m Sprint Running Time and Muscle Cross-sectional Areas of the Psoas Major and Lower Limb Muscles in Male College Short and Middle Distance Runners. International Journal of Sport and Health Science, 9: 1–7 (2011).

[187] Sugisaki N, Kobayashi K, Tsuchie H und Kanehisa H. Associations Between Individual Lower-Limb Muscle Volumes and 100-m Sprint Time in Male Sprinters. International Journal of Sports Physiology and Performance, 13: 214–219 (2018).

[188] Suominen H, Heikkinen E, Liesen H, Michel D und Hollmann W. Effects of 8 weeks' endurance training on skeletal muscle metabolism in 56-70-year-old sedentary men. European Journal of Applied Physiology, 37: 173–180 (1977).

[189] Svedenhag J und Sjödin B. Body-mass-modified running economy and step length in elite male middle- and long-distance runners. International Journal of Sports Medicine, 15: 305–310 (1994).

[190] Tate CM, Williams GN, Barrance PJ und Buchanan TS. Lower extremity muscle morphology in young athletes: an MRI-based analysis. Medicine & Science in Sports & Exercise, 38: 122–128 (2006).

[191] Tesch PA und Karlsson J. Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. Journal of Applied Physiology, 59: 1716–1720 (1985).

[192] Thom JM, Morse CI, Birch KM und Narici MV. Triceps surae muscle power, volume, and quality in older versus younger healthy men. Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 60: 1111–1117 (2005).

[193] Thomas JR, Silverman S und Nelson J. Research Methods in Physical Activity. Human Kinetics (2015).

[194] Tingart MJ, Apreleva M, Lehtinen JT, Capell B, Palmer WE und Warner JJP. Magnetic resonance imaging in quantitative analysis of rotator cuff muscle volume. Clinical Orthopaedics and Related Research, pp. 104–110 (2003).

[195] Tomaszewski M, Charchar FJ, Przybycin M, Crawford L, Wallace AM, Gosek K, Lowe GD, Zukowska-Szczechowska E, Grzeszczak W, Sattar N und Dominiczak AF. Strikingly low circulating CRP concentrations in ultramarathon runners independent of markers of adiposity: how low can you go? Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology, 23: 1640–1644 (2003).

[196] Tracy BL, Ivey FM, Hurlbut D, Martel GF, Lemmer JT, Siegel EL, Metter EJ, Fozard JL, Fleg JL und Hurley BF. Muscle quality. II. Effects Of strength training in 65 to 75yr old men and women. Journal of Applied Physiology, 86: 195–201 (1999).

[197] Tracy BL, Ivey FM, Jeffrey Metter E, Fleg JL, Siegel EL und Hurley BF. A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. Medicine & Science in Sports & Exercise, 35: 425–433 (2003).

[198] Trappe TA, Lindquist DM und Carrithers JA. Muscle-specific atrophy of the quadriceps femoris with aging. Journal of Applied Physiology, 90: 2070–2074 (2001).

[199] Urbanchek MG, Picken EB, Kalliainen LK und Kuzon WM. Specific force deficit in skeletal muscles of old rats is partially explained by the existence of denervated muscle fibers. The Journals of Gerontology, 56: B191–B197 (2001).

[200] van der Worp MP, ten Haaf DSM, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MWG und Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. PLOS ONE, 10: e0114937 (2015).

[201] van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA und Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. British Journal of Sports Medicine, 41: 469–80; discussion 480 (2007).

[202] Van Middelkoop M, Kolkman J, Van Ochten J, Bierma-Zeinstra SMA und Koes B. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 18: 140–144 (2008).

[203] Vernillo G, Millet GP und Millet GY. Does the Running Economy Really Increase after Ultra-Marathons? Frontiers in Physiology, 8: 783 (2017).

[204] Wang ZM, Sun YG und Heymsfield SB. Urinary creatinine-skeletal muscle mass method: a prediction equation based on computerized axial tomography. Biomedical and Environmental Sciences, 9: 185–190 (1996).

[205] Ward SR und Lieber RL. Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle. Journal of Biomechanics, 38: 2317–2320 (2005).

[206] Williamson E. Nutritional implications for ultra-endurance walking and running events. Extreme Physiology and Medicine, 5 (2016).

[207] Yasuda T, Kawamoto K, Loenneke JP und Abe T. Magnetic Resonance Imaging-Measured Adductor Muscle Volume and 100 m Sprint Running Performance in Female Sprinters. International Journal of Clinical Medicine, 10: 469–476 (2019).

[208] Young W, McLean B und Ardagna J. Relationship between strength qualities and sprinting performance. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 35: 13–19 (1995).

Tabellenverzeichnis

1. Anthropometrische Daten der Probanden zum Startzeitpunkt des Transeurope-Footrace 2009, n=22 a) errechnet durch die aktualisierte DC Formel (DXA Kriterien) nach Ball et al. [15] b) errechnet durch das Prognose Modell bei nicht-adipösen Erwachsenen nach Lee et al. [116] BMI=body mass index, BIA= Bioelektrische Impedanzanalyse, SA= Standardabweichung 12
2. Trainingsgeschichte der Probanden des Transeurope-Footrace 2009, n=22 SA= Standardabweichung 13
3. Messintervalle t1-t5 für alle finisher (n=18) des Transeurope-Footrace 2009 mit Etappen, Laufstrecke, Laufzeit, BM(I): Mittelwert (SA), Spannweite BM= body mass, BMI= body mass index, SA= Standardabweichung 15
4. Messintervalle (MI) t1-t5 des Transeurope-Footrace 2009 mit Etappen, Laufstrecke, Laufzeit, BM(I) der finisher-Gruppe, die ein Ganzkörper MRT bekommen haben (n=12): Mittelwert (SA), Spannweite, aus Schütz et al. [175] SA= Standardabweichung, BM= body mass; BMI= body mass index 25

5. Reliabilitätsindizes der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009 1) Mittelwert absoluter Messfehler (Mean Absolute Error, MAE) [ml] ± LOA (limits of agreement) = 1,96*SA der Volumendifferenzen [ml], siehe auch Abbildungen 4, 5 2) SEM (Standartmessfehler) = SA * $\sqrt{1 - ICC}$ 3) ICC (Intraklassen-Korrelationskoeffizient)[109, 180]: a ICC-1: 'two-way mixed effects' Modell, 'single rater' Typ für 'absolute agreement' b ICC-2: 'two-way random effects' Modell, 'single rater' Typ für 'absolute agreement' 4) Gesamte Oberschenkel (OS) Muskeln = Alle ROIs als Gruppe CI= Konfidenzintervall, CV= Variationskoeffizient 27

6. Messunterschied/-fehler (in %) zwischen den MRT Messungen in jeder Schicht (SBS 5mm) und den Messungen in jeder dritten Schicht (SBS 15mm), Transeurope-Footrace 2009 30
7. Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test, SW) und Varianz Homogenität (Levene's Test, Levene) der gemessenen Muskelvolumen im MRT für jede Muskel ROI (region of interest) für jedes Intervall, Transeurope-Footrace 2009, n=18 Die ausgegebene Werte zeigen die entsprechenden P-Werte. **Fett geduckte Werte** sind signifikant; Wenn P>0,05, dann liegt Normalverteilung vor (Shapiro-Wilk-Test) bzw. Varianz Homogenität (Levene's Test), MI=Messintervall 31
8. Auswertung der Muskelvolumenveränderungen im Verlauf des Transeurope-Footrace (TEFR) 2009: Mauchly's Test auf Sphärizität, einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung, abhängiger t-Test und Analyse auf das Vorliegen eines Trends (linear oder polinominal), n=13 **Fett gedruckte Werte** sind signifikant (P-Werte) a) 'Greenhouse-Geisser' Korrektur wurde angewandt b) Signifikanter Linearer Trend mit hoher Teststärke c) Signifikante Volumendifferenz mit hoher Effektstärke nach Cohen (Cohen's d > 0,8) am Ende des TEFR (t5) relativ zur größten Veränderung (t0-t4) antMK= anteriores Muskelkompartiment, posMK= posteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, OS= Oberschenkel 32
9. Paarweiser Vergleich (Post-Hoc-Test) der Muskelvolumen (MV) des MRT Messbereiches zu den verschiedenen Messintervallen (MI, t0-t5), Transeurope-Footrace 2009, n=16-18 Angezeigte Werte sind die Mittelwerte der MV-Differenzen im entsprechenden Vergleichsintervall (linke Spalte, MIs) in ml **Fett gedruckte Werte** sind signifikant (P-Werte, Anpassung der p-Werte bei multiplen Vergleichen nach Bonferroni erfolgt). Rek= Messbereich Rektus, Vast= Messbereich Vastus, Bic= Messbereich Biceps, Semi= Messbereich Semis, Add= Messbereich Adduktoren, Grac= Messbereich Gracilis, Sar= Messbereich Sartorius, aMK= anteriores Muskelkompartiment, mMK= mediales Muskelkompartiment, pMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur. . . 34

10. Gepaarter T Test auf Seitendifferenz der Muskelvolumen [ml] (rechts minus links, n=16-18) der angegebenen Messbereiche, Transeurope-Footrace 2009 MK= Muskelkompartiment, OS= Oberschenkel, ROI= region of interest **Fett geduckte Werte** sind signifikant 39
11. Analyse auf signifikante Unterschiede der Muskelvolumen (MV) zum Zeitpunkt t0 des Transeurope-Footrace 2009 zwischen den Altersgruppen (<50 Jahre und ≥50 Jahre) mittels ungepaartem T-Test, Angabe jeweils als Summe aus rechts + links in cm^3, Mittelwert (Standartabweichung), n=18 a= Werte der Analyse auf signifikante Unterschiede der auf den BMI normierten Muskelvolumen (cm3/(kg/m2)) zum Zeitpunkt t0 zwischen den Altersgruppen mittels ungepaartem T-Test (n=18) **Fett gedruckte Werte** sind signifikant antMK= anteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, postMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur 45
12. Auswertung der Muskelvolumen-Veränderungen pro BMI ($ml/(kg/m^2)$) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009: Mauchly's Test auf Sphärizität, einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung, abhängiger t-Test und Analyse auf das Vorliegen eines Trends (linear oder polinominal), n=13 **Fett gedruckte Werte** sind signifikant (P-Werte) a) 'Greenhouse-Geisser' Korrektur wurde angewandt b) nach Polynom 3ten Grades (kubisch) c) nach Polynom 4ten Grades antMK= anteriores Muskelkompartiment, medMK= mediales Muskelkompartiment, posMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur 49
13. Paarweiser Vergleich (Post-Hoc-Test) der Muskelvolumen pro BMI ($ml/(kg/m^2)$) zu den verschiedenen Messintervallen (t0-t5), Transeurope-Footrace 2009, n=13 **Fett gedruckte Werte** sind signifikant Rek= Messbereich Rektus, Vast= Messbereich Vastus, Bic= Messbereich Biceps, Semi= Messbereich Semis, Add= Messbereich Adduktoren, Grac= Messbereich Gracilis, Sar= Messbereich Sartorius, aMK= anteriores Muskelkompartiment, mMK= mediales Muskelkompartiment, pMK= posteriores Muskelkompartiment, Total= gesamte Oberschenkelmuskulatur. 50

14. Analyse auf signifikante Zusammenhänge zwischen Muskelvolumenveränderungen der Oberschenkel [ml] sowie Laufbelastungsindikatoren, Laufleistungsindikatoren und Körpermasse Indices (Regressionsanalyse, Linear mixed models), Transeurope-Footrace 2009, n=18 ges= Gesamt, v= Geschwindigkeit, int= im letzten Intervall, Etappe= in der letzten Etappe, BM= body mass, BMI= body mass index **Fett gedruckte Werte** sind signifikant 54
15. Analyse auf signifikante Zusammenhänge zwischen Muskelvolumenveränderungen der Oberschenkel [ml] (n=18) und Ganzkörper-Indizes [ml] (n=12) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009 (Pearson-CC, PCC, ungepaart) TV= Totales Körpervolumen, TSV= Totales somatisches Volumen, TVV= Totales viscerales Volumen, VolArme= Totales Volumen der Arme, VolBeine= Totales Volumen der Beine, VolOS= Volumen Oberschenkel, SMV= Somatisches Magervolumen, SFV= Somatisches Fettvolumen **Fett gedruckte Werte** sind signifikant. * = p<0,05; ** p<0,01 55

A.16. Teil 1: MR-Muskelvolumetriestudien bei Laufsportkohorten; Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich. m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, NCAA= National Collegiate Athletic Association, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel 115
A.17. Teil 2: MR-Muskelvolumetriestudien bei Laufsportkohorten; Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich. m= Männer, f= Frauen, r= rechts, l= links, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel a= Volumen inkomplett erfasst, b= nur M. adductor magnus gemessen 116

A.18. Auszug aus Studien mit MRT basierten Muskelvolumen-Messungen bei Nicht-Sportlern; Angabe in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich. m= Männer, f= Frauen; j= jung, a= alt, d=dominantes Bein, nd=Nicht-dominantes Bein, g=Gesamt, jm=junge Männer, jf=junge Frauen, am= alte Männer, af= alte Frauen, g=Gesamt, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, OS= Oberschenkel, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel a= Gracilis und Sartorius nicht gemessen, b= MV normiert auf BM*Größe (cm3/(kg*m)) 117

A.19. Prozentuale Volumenverteilung der Oberschenkelmuskeln mit Angabe von Muskelvolumenrelationen (Ratios) bei ausgewählten Studien Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, NCAA= National Collegiate Athletic Association, Grac= M. Gracilis, MQF= M. quadriceps femoris 120

A.20. Muskelvolumenrelationen (Ratios) am Oberschenkel bei ausgewählten Studien m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, Grac= M. Gracilis, MQF= M. quadriceps femoris 121

A.21. Auszug aus Studien mit prozentualer Angabe der Muskelvolumen-Differenzen bei Männern zu Frauen. Positive Werte bedeuten größere Muskelvolumen bei Männern. d= dominantes Bein, nd= Nicht-dominantes Bein, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel a= normiert auf BM*Größe [cm^3/(kg*m)] 122

A.22.Altersbezogene prozentuale Muskelvolumendifferenzen am Oberschenkel ausgewählter Studien. Negative Werte bedeuten geringere Muskelvolumen bei Älteren. Bei den Studien [17, 150, 198] erfolgte die Normierung auf BM*Größe sekundär rechnerisch aus den Literaturangaben. m= Männer, f= Frauen; j= jung, a= alt, jm=junge Männer, jf=junge Frauen, am= alte Männer, af= alte Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel, norm= normiert auf BM*Größe [cm^3/(kg*m) a= Gracilis und Sartorius nicht gemessen **Fett gedruckte Werte** sind signifikant 123

A.23.Prozentuale Seitendifferenzen der Oberschenkelmuskulatur ausgewählter Studien. Positive Werte bedeuten größere Volumen am dominanten Bein. OS= Oberschenkel, MQF= M. quadriceps femoris 124

Abbildungsverzeichnis

1. Streckenverlauf des Transeurope-Footrace 2009 auf der Karte; Grafik aus `http://www.transeurope-footrace.org/tel_09/images/tel_09.jpg` (27.02.2012) 11
2. Exemplarischer MRT Messbereich der Oberschenkel im Coronarschnitt eines Probanden des Transeurope-Footrace 2009 14
3. Beispiel: gemessene Muskelgruppen im MRT Querschnitt in Höhe des mittleren Oberschenkels eines Probanden des Transeurope-Footrace 2009 ROI= region of interest 17
4. Intra rater Reliabilität der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009: Bland Altman Diagramm mit LOA für alle Muskelquerschnittsmessungen (n=2435, in cm^2) und für alle Muskelvolumen (n=140, in ml) 28
5. Inter rater Reliabilität der MRT Messungen des Transeurope-Footrace 2009: Bland Altman Diagramm mit LOA für alle Muskelquerschnittsmessungen (n=1830, in cm^2) und für alle Muskelvolumen (n=105, in ml) 29
6. Absolute Oberschenkelmuskelvolumen des MRT Messbereiches der finisher Gruppe (n=18) des Transeurope-Footrace 2009 33
7. Relative Volumenveränderungen der Muskeln des linken Oberschenkels, Transeurope-Footrace 2009, n=18 37
8. Relative Volumenveränderungen der Muskeln des rechten Oberschenkels, Transeurope-Footrace 2009, n=18 38
9. Verteilung der Muskelvolumen (in %) zum Startzeitpunkt (t0) auf den Seiten (rechts, links), Transeurope-Footrace 2009, n=18 41
10. Seitendifferenzen der absoluten Muskelvolumen (rechts minus links) der Oberschenkelmuskeln, Transeurope-Footrace 2009, n=18 42

11. Veränderungen der prozentualen Muskelvolumenverteilung der Oberschenkelmuskulatur, Transeurope-Footrace 2009, n=18 44
12. Vergleich von relativen Veränderungen der Oberschenkelmuskelvolumen und Körpermasse-Indizes (BM[kg], BMI[kg/m^2]) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18 48
13. Rechter Oberschenkel: Relative Volumenveränderungen der BMI normierten Muskelvolumen im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18 51
14. Linker Oberschenkel: Relative Volumenveränderungen der BMI normierten Muskelvolumen im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009, n=18 . 52
15. Vergleich von relativen Veränderungen der Oberschenkelmuskelvolumen (n=18) und ausgewählten Volumenkompartimenten des Ganzkörper (GK) MRT (separate Gruppe, n=12) im Verlauf des Transeurope-Footrace 2009 56

A. Anhang

A.1. Tabellenanhang

Tabelle A.16.: Teil 1: MR-Muskelvolumetriestudien bei Laufsportkohorten;
Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich.
m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, NCAA= National Collegiate Athletic Association, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel

	Nuell et al. 2019 [148]		**Handsfield et al.** 2017 [77]		**Sugisaki et al.** 2018 [187]		**Bex et al.** 2017 [24]	
Kohorte	Landesebene Sprinter, 100-400m		NCAA Division I Sprinter (60-400m; Hürden; Weitsprung)		Männl. Sprinter, 100m		Sprinter (60m - 200m) vs Ausdauerl. (3000-5000 km)	
Methode	1,5T MRT (ST 2 mm; SBS 2 mm), bilateral		3T MRT (ST 5 mm), bilateral		1,5T MR, SBS 1,5cm, rechtes Bein		3T, bilateral	
Alter[Jahre]	m:23,3, f:23,9		18(0,6)		19,9		23,6(4,2)	23,5(3,7)
Größe[cm]	m:180, f:163		176,8(8,1)		173,5		178,0(5,6)	180,4(3,5)
BM[kg]	m:73,8, f:57,0		68,9(8,5)		67,0		74,8(6,4)	64,0(4,7)
BMI[kg/m2]	m:22,6, f:21,4		22,0(1,7)		-		23,6(1,8)	19,7(1,2)
KFA (%)	m:9,2, f:14,9		-		-		9,0(1,5)	7,2(1,9)
Gruppen	17 (9m;8f)		15 (7m;8f)		31m		8m Sprinter	11m Ausdauerl.
	absolute MV (cm3)	**MV normiert auf BM* Größe (cm3/ (kg*m))**	**absolute MV (cm3)**	**MV normiert auf BM* Größe (cm3/ (kg*m))**	**absolute MV (cm3)**	**MV normiert auf BM (cm3/kg)**	**absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**
OS-Total			4718	38,1	4712	70,4		
MQF	m:2309(200) f:1461(238)	m:17,44(1,78) f:15,74 (2,20)	2334	18,9	2210(232)	33,0(2,3)	2382	1964
- Rektus fem			375(61)	3,0(0,3)			372,9(28)	295,1(45)
- Vasti			1959	15,9			2009	1669
Ischiokrural	m:1125(151) f:688(98)	m:8,45(0,56) f:7,44(1,01)	975	7,8	1046(125)	15,6(1,2)	966	799
-Biceps			389	3,1				
-Semis			586	4,7				
Adduktoren	m:1268(191) f: 803 (140) (inkl. Gracilis)	m:9,51(0,85) f:8,66 (1,20) (inkl. Gracilis)	1036	8	1131(112)	16,9(1,4)		
Gracilis			149(30)	1,2(0,3)	147(32)	2,2(0,5)		
Sartorius			224(66)	1,8(0,5)	178(25)	2,7(0,3)		

Tabelle A.17.: Teil 2: MR-Muskelvolumetriestudien bei Laufsportkohorten;
Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich.
m= Männer, f= Frauen, r= rechts, l= links, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel
a= Volumen inkomplett erfasst, b= nur M. adductor magnus gemessen

	Nuell et al. 2020 [149]	**Miller et al.** 2020 [131]			TEFR[a]		
Kohorte	Sprinter, Landesebene; 6 Monate Training	Elite Sprinter (ES) vs. Sub-Elite Sprinter (SES) vs. Nicht-Sprinter (NS)			Ultra-Marathon-Läufer		
Methode	1,5T (ST 2mm, SBS 2mm), bilateral	3T sMRT (ST 5 mm, SBS 5mm) bilateral			1,5T (SBS 1,5cm) bilateral		
Alter[Jahre]	23,5(4,1)	ES: 27(4), SES: 22(2), NS: 26(3)			50,3(9,6)		
Größe[cm]	172,1(11,8)	ES: 183(6), SES: 178(6), NS: 180(8)			175,3(5,9)		
BM[kg]	65,0(12,3)	ES: 86,4(6,7), SES: 75,4(7,3), NS: 75,2(5,6)			70,4(7,5) (BM*Größe: 123,8(16,2))		
BMI[kg/m2]	-	-			22,9(1,8)		
KFA(%)	-	-			15,5(3,2)		
Gruppen	10 (5m,5f)	5 Elite, 26 sub-elite, 11 Nicht-Sprinter			18(17m,1f)		
	MV normiert auf BM*Größe (cm3/(kg*m))	**ES - absolute MV(cm3)**	**SES - absolute MV(cm3)**	**NS - absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**	**MV normiert auf BM (cm3/kg)**	**MV normiert auf BM*Größe (cm3/(kg*m))**
OS-Total					r:2977(426) l:2961(445)	r:42,3(4,2) l:42,0(4,3)	r:24,1(2,6) l:24,0(2,5)
MQF	16,2 (2,5)	3219	2636	2202	r:1525(261) l:1519(274)	r:21,7(2,9) l:21,5(2,9)	r:12,4(1,7) l:12,3(1,7)
- Rektus fem		476(45)	401(78)	303(55)	r:188(48) l:188(47)	r:2,7(0,5) l:2,7(0,5)	r:1,5(0,3) l:1,5(0,3)
- Vasti		2743	2235	1899	r:1337(230) l:1331(243)	r:19,2(2,7) l:18,9(2,7)	r:10,9(1,6) l:10,8(1,6)
Ischikrural	7,7 (1,2)	1315	1075	812	r:467(58) l:466(62)	r:6,7(0,8) l:6,6(0,8)	r:3,8(0,5) l:3,8(0,5)
-Biceps		507	398	331	r:200(33) l:202(28)	r:2,9(0,4) l:2,9(0,4)	r:1,6(0,3) l:1,6(0,2)
-Semis		808	677	481	r:267(35) l:264(42)	r:3,8(0,5) l:3,8(0,6)	r:2,2(0,3) l:2,2(0,3)
Adduktoren	8,7 (1,2) (inkl Gracilis)	-[b]	-[b]	-[b]	r:829(143) l:824(127)	r:11,7(1,3) l:11,7(1,1)	r:6,7(0,7) l:6,7(0,6)
Gracilis		180(37)	142(37)	98(23)	r:82(18) l:80(25)	r:1,2(0,2) l:1,1(0,3)	r:0,7(0,1) l:0,7(0,2)
Sartorius	-	306(46)	209(50)	142(25)	r:74(16) l:72(13)	r:1,1(0,2) l:1,0(0,2)	r:0,6(0,2) l:0,6(0,1)

Tabelle A.18.: Auszug aus Studien mit MRT basierten Muskelvolumen-Messungen bei Nicht-Sportlern;
Angabe in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich.
m= Männer, f= Frauen; j= jung, a= alt, d=dominantes Bein, nd=Nicht-dominantes Bein, g=Gesamt, jm=junge Männer, jf=junge Frauen, am= alte Männer, af= alte Frauen, g=Gesamt, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, OS= Oberschenkel, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel
a= Gracilis und Sartorius nicht gemessen, b= MV normiert auf BM*Größe (cm3/(kg*m))

	Handsfield et al. 2014 [78]	**Kulas et al.** 2017 [113]	**Lube et al.** 2016 [119]	**Ogawa et al.** 2012 [150]	**Trappe et al.** 2001 [198]	**Barnouin et al.** 2014 [17]
Kohorte	Referenzdaten: jung, gesund	Referenzdaten: jung, gesund; retrospektiv, dominant (18r,3l) vs. Nicht-domimant	Referenzdaten: jung, gesund; dominant (rechts) vs. Nicht-dominant	jung/alt	MQF MV jung/alt	MQF MV jung/alt
Methode	3T, rechts	3T bilateral, (ST 1,0mm, SBS 2,25 cm)	3T bilateral	1,5T, (SBS 1cm)	1,5T (SBS 1cm)	3T, 3D Dixon, rechts
Alter[Jahre]	25,5	m:23,2(3,4) f:22,6(2,9)	m:27,0(5,6) f:26,0(4,4)	j:24,3(1,6) a:68,6(7,8)	j:24(2) a:79(7)	jm:24,8(2,6) jf:24,7(,.9) am:74,4(4,1) af: 74,8(2,8)
Größe[cm]	171	m:180(8) f:160(7)	m:174,3(4,0) f: 167,3(1,2)	j:170(4) a:162(3)	j:173(9) a:167(10)	jm:1,81(0,1) jf:1,67(0,0) am:1,65(0,03) af:1,56(0,02)
BM[kg]	71,8	m:82,3(12,0) f:62,0(8,9)	-	j:65,4(6,3) a:63,8(6,4)	j:67,8(12,3) a:71,5(7,8)	jm:72,6 (6,0) jf:59,1(5,5) am:68,5(4,0) af:58,2(5,3)
BMI[kg/m2]	24,3	-	m:23,3(0,8) f:21,0(0,9)	j:22,3(2,0) a:24,1(2,2)	-	jm:22,2(2,6) jf:21,2(2,0) am:25,3(2,3) af:23,9(2,2)
KFA (%)	-	-	-	-	j:23(8) a:35(11)	-
Gruppen	24 (16m;8f)	21(10m,11f)	6(3m, 3f)	28(15j,13a)	10j(5m, 5f); 10a(5m,5f)	10j(5m,5f), 10a(4m,6f)

	abs. MV (cm3)	**MV norm.** [b]	**absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**	**absolute MV (cm3)**
OS-Total	m:3702 f:2735	29,6		g:2877 d:2868 nd:2792 m:3504 f:2153	- [a]		
MQF	m:1803 f:1390	14,7	d:2007(695) nd:1969(675)	g:1417(441) d:1445(475) nd:1390(447) m:1791(146) f:1044(267)	j:1716(205) a:1382(241)	j:893(81) a: 617(48)	jm:2084(287) jf:1452(47) am1343(227) af:954(60)
- Rektus fem.	m:269 f:206	2,2(0,3)	d:267(88) nd:260(86)	g:212(62) d:219(66) nd:206(62) m:266(31) f:159(24)		j:85(7) a:67(5)	jm:306(62) jf:205(24) am:188(35) af:121(15)
- V.lat.	m:831 f:496	6,8(0,8)	d:702(267) nd:686(254)	g:503(184) d:511(157) nd:496(153) m:628(98) f:379(40)		j:292(21) a:200(14)	jm:702(76) jf:486(33) am:455(83) af:324(30)
-V.intermed.	m:382 f:271	2,2(0,3)	d:565(203) nd:557(201)	g:396(186) d:410(199) nd:382(189) m:531(35) f:261(175)		j:277(28,1) a:192(15,0)	jm:582(90) jf:417(26) am: 369(9) af: 259(13)
-V.med.	m:433 f:306	3,5(0,4)	d:474(155) nd:466(153)	g:306(81) d:306(77) nd:306(92) m:366(62) f:246(44)		j:239(26,7) a:158(15,5)	jm:494(86) jf:344(13) am:331(54) af:251(21)
Ischiokrural	m:738 f:579	6	d:760(239) nd:739(226)	g:583(164) d:587(166) nd:579(178) m:724(104) f:444(32)	j:704(120) a:641(79)		
-Biceps	m:307 f:264	2,5	d:(313) nd:(402)	g:270(87) d:276(97) nd:264(85) m:341(66) f:198(11)			
-Semitend.	m:186 f:98	1,5(0,3)	d:197(73) nd:203(74)	g:103(42) d:108(46) nd:98(41) m:107(59) f:99(18)			

-Semimemb.	m:245 f:217	2,0(0,3)	d:250(73) nd:739(226)	g:210(109) d:204(121) nd:217(106) m:276(123) f:145(26)			
Adduktoren	m:826 f:579	6,7		g:626(173) d:627(162) nd:625(199) m:772(86) f:479(81)	j:918(124) a:882(149)		
Gracilis	m:104 f:89	0,9(0,2)		g:75(19) d:79(18) nd:72(21) m:81(13) f:70(24)			
Sartorius	m:164 f:128	1,3(0,2)		g:127(22) d:128(20) nd:126(27) m:136(10) f:117(28)			

Tabelle A.19.: Prozentuale Volumenverteilung der Oberschenkelmuskeln mit Angabe von Muskelvolumenrelationen (Ratios) bei ausgewählten Studien
Angaben in: Mittelwert (Standartabweichung), wenn möglich
m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, NCAA= National Collegiate Athletic Association, Grac= M. Gracilis, MQF= M. quadriceps femoris

	Handsfield et al. 2017 [77]	**Sugisaki et al.** 2018 [187]	**Handsfield et al.** 2014 [78]		**Lube et al.** 2016 [119]	
Kohorte	NCAA Division I Sprinter (60-400m; Hürden; Weitsprung)	Sprinter 100m	Referenzdaten: jung, gesund		Referenzdaten: jung, gesund; dominant (rechts) vs. Nicht-dominant	
Methode	3T MRT (ST 5mm), bilateral	1,5T MRT (SBS 1,5cm) rechtes Bein	3T, rechts		3T bilateral	
Alter[Jahre]	18(0,6)	19,9	25,5		m: 27,0(5,6) f: 26,0(4,4)	
Größe[cm]	176,8(8,1)	173,5	171		m: 174,3(4,0) f: 167,3(1,2)	
BM[kg]	68,9(8,5)	67,0	71,8		-	
BMI[kg/m2]	22,0(1,7)	-	24,3		m: 23,3(0,8) f: 21,0(0,9)	
Gruppengröße	15 (7m;8f)	31m	24 (16m;8f)		6 (3 m, 3 f)	
	Vol%	**Vol%**	**Männer - Vol%**	**Frauen - Vol%**	**Männer - Vol%**	**Frauen - Vol%**
MQF	49,5%	46,9%	49,6%	50,3%	51,1%	48,5%
-Rektus fem	7,9%		7,4%	7,5%	7,6%	7,4%
-Vasti	41,5%		45,3%	38,8%	43,5%	41,1%
Ischikrural	20,7%	22,2%	20,3%	20,9%	20,7%	20,6%
-Biceps	8,2%		8,4%	9,5%	9,7%	9,2%
-Semis	12,4%		11,9%	11,4%	10,9%	11,3%
Adduktoren	22,0%	24,0%	22,7%	20,9%	22,0%	22,2%
Gracilis	3,2%	3,1%	2,9%	3,2%	2,3%	3,2%
Sartorius	4,7%	3,8%	4,5%	4,6%	3,9%	5,4%
–Ratio Quadriceps/ Ischokrural	2,4	2,1	2,4	2,4	2,5	2,4
–Ratio Quadriceps/ Adduktoren(+Grac)	2,0	1,7	1,9	2,1	2,1	1,9
–Ratio Ischiokrural/ Adduktoren(+Grac)	0,8	0,8	0,8	0,9	0,8	0,8

Tabelle A.20.: Muskelvolumenrelationen (Ratios) am Oberschenkel bei ausgewählten Studien m= Männer, f= Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, Grac= M. Gracilis, MQF= M. quadriceps femoris

	Nuell et al. 2020 [149]	**Bex et al.** 2017 [24]		**Nuell et al.** 2019 [148]		**Miller et al.** 2020 [131]		
Kohorte	Sprinter	Sprinter (60m - 200m) vs Ausdauerläufer (3000-5000 km)		Sprinter Landesebene, 100-400m		Elite Sprinter (ES) vs. Sub-Elite Sprinter (SES) vs. Nicht-Sprinter (NS)		
Methode	1,5T MRT (ST 2mm, SBS 2mm) bilateral	3T MRT, bilateral		1,5T MRT (SBS 2mm), bilateral		3T MRT (ST 5 mm, SBS 5mm), bilateral		
Alter[Jahre]	23,5(4,1)	23,6(4,2)	23,5(3,7)	m:23,3, f:23,9		ES:27(4),SES:22(2),NS:26(3)		
Größe[cm]	172,1(11,8)	178,0(5,6)	180,4(3,5)	m:180, f:163		ES:183(6),SES:178(6),NS:180(8)		
BM[kg]	65,0(12,3)	74,8(6,4)	64,0(4,7)	m:73,8, f:57,0		ES:86,4(6,7),SES:75,4(7,3),NS:75,2(5,6)		
BMI[kg/m2]	-	23,6(1,8)	19,7(1,2)	m:22,6, f:21,4		-		
KFA (%)	-	9,0(1,5)	7,2(1,9)	m: 9,2, f:14,9		-		
Gruppen	10 (5m,5f)	8 Sprinter	11 Ausdauerläufer	17 (9m;8f)		5ES, 26SES, 11NS		
	Ratios (der normierten Werte)	**Ratios**	**Ratios**	**Männer - Ratios**	**Frauen - Ratios**	**ES - Ratios**	**SES - Ratios**	**NS - Ratios**
–Ratio MQF/ Ischokrural	2,1	2,5	2,5	2,1	2,1	2,4	2,5	2,7
–Ratio MQF / Adduktoren (+Grac	1,9	-	-	1,8	1,8	-	-	-
–Ratio Ischiokrural/ Adduktoren (+Grac)	0,9	-	-	0,9	0,9	-	-	-

Tabelle A.21.: Auszug aus Studien mit prozentualer Angabe der Muskelvolumen-Differenzen bei Männern zu Frauen. Positive Werte bedeuten größere Muskelvolumen bei Männern.
d= dominantes Bein, nd= Nicht-dominantes Bein, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel
a= normiert auf BM*Größe [cm^3/(kg*m)]

	Lube et al. 2016 [119]	**Handsfield et al.** 2014 [78]	**Barnouin et al.** 2014 [17]		**Tate et al.** 2006 [190]		**Nuell et al.** 2019 [148]	
	Referenzgruppe (junge Nicht-Sportler)				**Junge Athleten**		**Sprinter**	
			jung	alt	d	nd	absolut	normiert[a]
OS-Total	38,60%	26,20%						
MQF	41,70%	22,90%	30,30%	29,00%	41,60%	45,70%	36,70%	10,8%
Ischiokrural	38,70%	21,50%			46,20%	41,70%	38,80%	13,5%
-Biceps	41,90%	14,00%			46,70%	45,90%		
-Semitend.	7,50%	47,30%			52,10%	51,50%		
-Semimemb.	47,50%	11,40%			36,70%	33,80%		
Adduktoren	38,00%	29,70%					36,70%	9,8%
Gracilis	13,60%	14,40%			42,10%	45,80%		
Sartorius	14,00%	22,00%			58,90%	50,00%		

Tabelle A.22.: Altersbezogene prozentuale Muskelvolumendifferenzen am Oberschenkel ausgewählter Studien. Negative Werte bedeuten geringere Muskelvolumen bei Älteren. Bei den Studien [17, 150, 198] erfolgte die Normierung auf BM*Größe sekundär rechnerisch aus den Literaturangaben.
m= Männer, f= Frauen; j= jung, a= alt, jm=junge Männer, jf=junge Frauen, am= alte Männer, af= alte Frauen, BM= body mass, BMI= body mass index, KFA= Körperfettanteil, MQF= M. quadriceps femoris, OS= Oberschenkel, norm= normiert auf BM*Größe [cm^3/(kg*m)
a= Gracilis und Sartorius nicht gemessen
Fett gedruckte Werte sind signifikant

	Ogawa et al. 2012 [150]		**Trappe et al.** 2001 [198]		**Barnouin et al.** 2014 [17]				TEFR	
Kohorte	junge vs. alte Männer		Junge vs. Alte		Junge vs. Alte				Ultramarathon < 50J vs. >50J	
Methode	1,5T (SBS 1,0cm) bilateral		1,5T (SBS 1cm) bilateral		3T, 3D Dixon, rechts				1,5T, bilateral	
Alter[Jahre]	j:24,3(1,6),a:68,6(7,8)		24(2),a:79(7)		jm:24,8(2,6),jf:24,7(1,9) am:74,4(4,1),af: 74,8(2,8)				j:42,1(9),a:56,2(4,6)	
Größe[cm]	j:170(4),a:162(3)		j:173(9),a:167(10)		jm:181(10),jf:167(0) am:165(03),af:156(2)				j:176(5),a:175(7)	
BM[kg]	j:65,4(6,3),a:63,8(6,4)		j:67,8(12,3),a:71,5(7,8)		jm:72,6(6,0),jf:59,1(5,5) am:68,5(4,0),af:58,2(5,3)				j:72,9(7),a:68,5(8)	
BMI[kg/m2]	j:22,3(2,0),a:24,1(2,2)		-		jm:22,2(2,6),jf:21,2(2,0) am:25,3(2,3),af:23,9(2,2)				j:23,5(2),a:22,4(2)	
KFA (%)	-		j:23(8),a:35(11)		-				-	
Gruppengröße	15jung, 13alt		10jung(5m,5f), 10alt(5m,5f)		10jung(5m,5f), 10alt(4m,6f)				8jung(7m,1f), 10alt(10m)	
					Männer		Frauen			
	Diff	**Diff (norm)**	**Diff**	**Diff (norm)**	**Diff**	**Diff (norm)**	**Diff**	**Diff (norm)**	**Diff**	**Diff (norm)**
OS-Total	**-13%**[a]	-6,4%[a]							**-13,0%**	-6,8%
MQF	**-19,5%**	-13,4%	**-31,0%**	-32,2%	**-35,6%**	-25,1%	**-34,3%**	-28,6%	**-17,1%**	-11,3%
- Rektus fem			**-21,7%**	-23,1%	**-38,5%**	-28,5%	**-41,2%**	-36,0%	-12,5%	-6,3%
- V.lat.			**-31,5%**	-32,7%	**-35,2%**	-24,7%	**-33,4%**	-27,6%		
-V. intermed			**-30,7%**	-31,9%	**-36,6%**	-26,3%	**-38,0%**	-32,6%	**-17,8%**	-12,0%
-V. med			**-34,0%**	-35,1%	**-33,0%**	-22,1%	**-27,1%**	-20,8%		
Ischikrural	-8,9%	-2,1%							-10,0%	-3,6%
-Biceps									-8,0%	-1,5%
-Semis									-11,5%	-5,2%
Adduktoren	-3,9%	3,4%							-5,5%	1,2%
Gracilis									-19,3%	-13,6%
Sartorius									**-16,7%**	-10,8%

Tabelle A.23.: Prozentuale Seitendifferenzen der Oberschenkelmuskulatur ausgewählter Studien. Positive Werte bedeuten größere Volumen am dominanten Bein. OS= Oberschenkel, MQF= M. quadriceps femoris

	Lube et al. 2016 [119]	**Kulas et al.** 2017 [113]	**Tate et al.** 2006 [190]	TEFR
	junge, Nicht-Sportler		**Athleten**	**Ultramarathonläufer**
OS-Total	2,60%			0,50%
MQF	3,80%	1,90%	-0,40%	0,40%
-Rektus fem.	5,90%	2,70%	4,70%	0,00%
-V.lat.	2,90%	2,20%	-10,10%	0,40%
-V.intermed.	6,80%	1,40%	2,20%	
-V.med.	0,00%	1,60%	14,60%	
Ischiokrural	1,40%	2,80%	5,40%	0,20%
-Biceps	4,30%	3,70%	3,50%	-1,00%
-Semitend.	9,30%	-3,00%	3,60%	1,10%
-Semimemb.	-6,40%	6,40%	9,50%	
Adduktoren	0,30%			0,60%
Gracilis	8,90%		7,90%	2,40%
Sartorius	1,60%		7,80%	2,70%

A.2. Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. U. Schütz für die Betreuung dieser Arbeit. Für die mühevolle Arbeit des Korrekturlesens möchte ich mich herzlich bei Christa K. bedanken. Bei meinen Eltern möchte ich mich ganz besonders bedanken, die mir das Studium der Humanmedizin ermöglicht haben und ohne die diese Arbeit so nicht möglich gewesen wäre.
Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau, die mir den zeitlichen Freiraum gegeben hat, diese Arbeit umzusetzen.

A.3. Lebenslauf

CURRICULUM VITAE

Constantin Carlo Tassler

Geburtsjahr:	1986
Geburtsort:	Dortmund

Werdegang

Seit 07/2021	Oberarzt in der Klinik für Hand-, Plastische und Ästhetische Chirurgie des St. Irmgardis Krankenhaus, Süchteln (Dr. Köppe), (07/21 bis 03/22 Funktionsoberarzt)
01.07.2021	Facharztprüfung: Anerkennung als Facharzt für Plastische und Ästhetische Medizin
04/2017 – 05/2021	Weiterbildung in der Klinik für Plastische-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie an der Helios Klinik St. Johannes, Duisburg (Dr. Redeker)
04/2015 – 03/2017	Weiterbildung „Common trunk“ in der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie sowie Allgemein-, Viszeral und Minimalinvasiven Chirurgie am Marien Hospital, Düsseldorf (Dr. Dauer, Dr. Zarras)
04/2014 – 03/2015	Weiterbildung in der Klinik für Innere Medizin am Marien Hospital, Düsseldorf (Prof. Lüthen)
10/2013	Staatsexamen an der Universität Ulm, Note: gut (1.66)
10/2007 – 10/2013	Medizinstudium an der Universität Ulm Praktisches Jahr: 04/2013 – 08/2013 Innere Medizin, Elisabeth Krankenhaus, Ravensburg 12/2012 – 04/2013 Chirurgie, Singapore General Hospital, Singapur 08/2012 – 12/2012 Radiologie, Kantonspital Frauenfeld, Schweiz
08/2006 – 04/2007	Zivildienst am Klinikum Dortmund
1997 – 2006	St. Antonius Gymnasium in Lüdinghausen, Abschluss: Abitur