



## **DISSERTATION**

# **Auswirkungen von aktiven und passiven Langzeitdehnungen auf die Kraft unterschiedlicher Muskelgruppen**

Eingereicht bei der Fakultät Bildung der Leuphana Universität, Lüneburg (Germany) in Erfüllung der  
Voraussetzungen für den akademischen Grad

Doktor der Philosophie (Dr. Phil)

Von

Tim Wohlann

Datum der Einreichung: 24.06.2024

Betreuer und erster Gutachter: Prof. Dr. Stephan Schiemann

Zweiter Gutachter: PD. Dr. Martin Hillebrecht

Dritter Gutachter: Prof. Dr. Andreas Konrad

Datum der Disputation: 05.11.2024

Die eingeschlossenen Untersuchungen sowie die Erstellung der vorliegenden Arbeit wurden von April 2021 bis Dezember 2023 am Department für Bewegung, Sport und Gesundheit der Leuphana Universität Lüneburg sowie beim Hochschulsport der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg durchgeführt.

Zu dieser Arbeit haben weder weitere als die aufgeführten Autoren und Ressourcen beigetragen noch wurde sie anderweitig eingereicht.

Lüneburg, Montag 24. Juni 2024

---

Tim Wohlann

## Abkürzungsverzeichnis:

µm	= Mikrometer
1RM	= One repetition maximum
Abb	= Abbildung
ANOVA	= Analysis of Variance
Bzw	= Beziehungsweise
CG	= Control Group
CGDL	= Control group dominant leg
CGnDL	= Control group non dominant leg
CI	= Confidenzintervall
CK	= Creatine Kinase
Cm	= Zentimeter
CV	= Variationskoeffizient
d	= Cohens d
Dm	= Muskelbauchverschiebung
EIMD	= Exercise induced muscle damage
H	= Hypothese
HBS	= Home-Based Stretching
Hz	= Hertz
ICC	= Korrelationskoeffizient
IGDL	= Intervention group dominant leg
IGnDL	= Intervention group non dominant leg
Kg	= Kilogramm
m	= Männlich
M	= Mittelwert
MHz	= Mega Hertz
mm	= Millimeter
MRT	= Magnetresonanztomographie
ms	= Millisekunden
N	= Newton
N·s	= NewtonSekunde
NADPH	= Nicotinamidadenindinukleotidphosphat
pN	= Pikonewton
PNF	= Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation
ROM	= Range of Motion
SD	= Standardabweichung
SVS	= Supervised static stretching
Tc	= Kontraktionszeit
TMG	= Tensiomyographie
U/L	= Unit / Liter
VAS	= Visuelle Analogskala
w	= Weiblich

## Tabellenverzeichnis:

<i>Tabelle 1: Übersicht aller Probanden der drei inkludierten Studien. Angegeben sind die Mittelwerte inklusive der jeweils ersten Standardabweichung. ....</i>	<i>27</i>
<i>Tabelle 2: Übersicht aller verwendeten Parameter inklusive ihrer Beschreibung und der Einheit. ....</i>	<i>38</i>
<i>Tabelle 3: Reliabilitätswerte (ICC und CV) von den verwendeten Methoden zur Erfassung der Maximalkraft, der Muskeldicke und der Beweglichkeit. ....</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 4: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Maximalkraft und die Muskeldicke. ....</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 5: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Beweglichkeit. ....</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 6: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für TMG Dm und Tc. ....</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 7: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Creatine-Kinase. ....</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 8: Reliabilitätswerte (ICC und CV) der verwendeten Methoden aus der zweiten Studie. ....</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 9: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für alle Parameter aus der zweiten Studie. ....</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 10: Reliabilitätswerte (ICC und CV) der verwendeten Methoden aus der dritten Studie. ....</i>	<i>57</i>
<i>Tabelle 11: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA der isometrisch und dynamisch gemessenen Maximalkraft. ....</i>	<i>57</i>
<i>Tabelle 12: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA des Kraftanstiegsverhaltens. ....</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 13: Übersicht über die angenommenen und abgelehnten Hypothesen aus allen drei Studien. ....</i>	<i>61</i>



## Abbildungsverzeichnis:

Abbildung 1: Phänologische Module der verschiedenen Dehnmethode (Klee, 2003, S. 114). .....	8
Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Sarkomers mit detaillierter Ansicht von Titin im Muskel (Nakanishi et al. 2021, S. 2) .....	10
Abbildung 3: Modell zur Elastizität und Entfaltung des Titin Moleküls bei einer Dehnung (Linke et al. 1996, S. 68). .....	11
Abbildung 4: Grafische Darstellung einer längenkonstanten Relaxation (Magnusson 1998, S. 67). ...	12
Abbildung 5: Ausgangslage für den unilateralen Maximalkrafttest der Beinstreckerkette. Der Kniewinkel beträgt 70° .....	28
Abbildung 6: Ausgangsstellung für die Maximalkraftmessung der Brustmuskulatur – Butterfly. ....	29
Abbildung 7: Bankdrückbewegung isometrisch. Beide Beine sind angehoben und die Ellenbogen im 90° Winkel positioniert. Die Hantelstange wird durch zwei äußere Zugbänder fixiert. ....	30
Abbildung 8: Aufzeichnung einer dynamischen Bankdrückbewegung mit 50% des 1RM. Y-Achse = Kraft in Newton, X-Achse = Zeit in Millisekunden. Das Kraftanstiegsverhalten wurde ab Start der Bankdrückbewegung nach 200ms (Kraftstoß 0,2 Sek. – rote Fläche) und 500ms (Kraftstoß 0,5 Sek. – schwarze Fläche) erfasst. ....	31
Abbildung 9: Grafische Darstellung aller Parameter von Tensiomyography. Td = delay time, Tc = contraction Time, Dm = maximal displacement, Ts = sustain time, Tr = relaxation time (Harmsen et al. 2019, S. 458). .....	32
Abbildung 10: Tensiomyography Untersuchung. Aufbau der Untersuchung mit Fixierung des Beins, um eine Bewegung durch die elektrisch stimulierte Kontraktion zu vermeiden (A), inklusive Platzierung des Sensors und der Elektroden mit einem Abstand von 6 cm (B). ....	33
Abbildung 11: Ultraschalluntersuchungen am rectus femoris. Messpunkt 15 cm oberhalb der Kniegelenke (A). Ultraschallmessung des Rectus femoris (oben) mit drei Distanzmessungen (B). ....	34
Abbildung 12: Ultraschallmessung vom pectoralis major inklusive drei Distanzmessungen. ....	35
Abbildung 13: Beweglichkeitstests der Beinstreckerkette. Thomas Test für die Beweglichkeit des Kniegelenks (rectus femoris) (A), Beweglichkeitstest der Oberschenkelrückseite (Hamstrings) (B) und der Beweglichkeitstest für das Sprunggelenk (Knee to wall-test – Gastrocnemius) (C). ....	37
Abbildung 14: Beweglichkeitstest für die Brustmuskulatur (Durchschultern). Der Stab wird in Ausgangsstellung gehalten (A), anschließend mit gestreckten Armen über den Kopf bewegt (B) und vollständig hinter den Rücken geführt (C). ....	37
Abbildung 15: Dehnungsübungen für das erste Experiment. Dehnung des Rectus Femoris (A), Dehnung des Gluteus Maximus (B), Dehnung des Gastrocnemius (C), Dehnung der Hamstrings (D). .....	41
Abbildung 16: Dehnung der Brustmuskulatur für 15 Minuten ohne Pause. Die Zugspannung wurde nach subjektiv empfundener Reduktion der Dehnungsspannung nachgezogen. ....	42
Abbildung 17: Messung einer 15-minütigen Dehnung mit Adjustierung der Zuglast (Re-tightened). Die Zuglast wurde alle 10 Sekunden gemessen. ....	42
Abbildung 18: Dehnungsübungen zur Brustdehnung für zuhause (A, B, C). Jede Übung wurde für 5 Minuten ohne Pause gehalten. ....	43
Abbildung 19: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test der Beinstreckerkette von allen Probanden einzeln aus der ersten Studie für jede Gruppe. ....	49
Abbildung 20: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test Butterfly von allen Probanden einzeln aus der zweiten Studie für jede Gruppe. ....	54
Abbildung 21: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test Bankdrücken isometrisch (links) und dynamisch (rechts) von allen Probanden einzeln aus der dritten Studie für jede Gruppe. ....	58

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Inkludierte Studien</b> .....	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>Theoretischer Hintergrund</b> .....	<b>4</b>
3.1	Begriffsdefinitionen .....	4
3.2	Methoden des Dehnens .....	7
3.3	Dehnung aus physiologischer Sicht .....	9
<b>4</b>	<b>Aktueller Forschungsstand</b> .....	<b>14</b>
4.1	Langzeitdehnungsstudien an Tieren .....	14
4.2	Effekte und Einflussfaktoren einer Langzeitdehnung beim Menschen .....	15
4.2.1	Sportmotorische Adaptationen .....	17
4.2.2	Morphologische Adaptationen .....	18
4.2.3	Physiologische Reaktionen .....	19
4.3	Praktikabilität und Testspezifika .....	21
4.4	Hinleitung zur Fragestellung .....	22
<b>5</b>	<b>Forschungsfragen und Hypothesen</b> .....	<b>24</b>
<b>6</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>27</b>
6.1	Probanden .....	27
6.2	Maximalkraft .....	27
6.2.1	Maximalkraft der Beinstreckerkette .....	28
6.2.2	Maximalkraft der Brustmuskulatur – Butterfly .....	28
6.2.3	Maximalkraft der Brustmuskulatur – Bankdrücken .....	29
6.3	Kraftanstiegsverhalten im Bankdrücken .....	30
6.4	Kontraktile Eigenschaften .....	31
6.5	Hypertrophie .....	33
6.5.1	Ultraschall des Rectus Femoris .....	34
6.5.2	Ultraschall des Pectoralis Majors .....	34
6.6	Beweglichkeit .....	35
6.6.1	Beweglichkeit des Kniegelenks .....	35
6.6.2	Beweglichkeit der hinteren Oberschenkelmuskulatur .....	36
6.6.3	Beweglichkeit des Sprunggelenks .....	36
6.6.4	Beweglichkeit des Brustmuskels .....	37
6.7	Creatine-Kinase .....	38
6.8	Interventionen .....	39
6.8.1	Dehnung der Beinstreckerkette .....	39
6.8.2	Überwachte Dehnung der Brustmuskulatur .....	41
6.8.3	Dehnung der Brustmuskulatur ( <i>home-based</i> ) .....	43
6.8.4	Krafttraining der Brustmuskulatur .....	44
6.9	Datenanalyse .....	44
<b>7</b>	<b>Experimentelle Studien</b> .....	<b>46</b>

7.1	Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility .....	46
7.2	Influence of 8-weeks of supervised static stretching or resistance training of pectoral major muscles on maximal strength, muscle thickness and range of motion .....	52
7.3	Comparison of Supervised versus Self-Administered Stretching on Bench Press Maximal Strength and Force Development .....	56
<b>8</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>61</b>
8.1	Zusammenfassung der Ergebnisse und Hypothesenüberprüfung .....	61
8.2	Interpretation der Ergebnisse .....	63
8.3	Praktikabilität und Übertragbarkeit .....	69
8.4	Limitationen .....	70
8.5	Zusammenfassung und Schlussfolgerung .....	72
8.6	Ausblick .....	72
<b>9</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>74</b>
<b>10</b>	<b>Danksagungen .....</b>	<b>91</b>
<b>11</b>	<b>Originalstudien, die in die Dissertation eingebunden sind.....</b>	<b>92</b>

# 1 Einleitung

Ein regelmäßiges Dehnungstraining wird üblicherweise zur langfristigen Steigerung der Beweglichkeit (Medeiros et al. 2016) oder kurzfristig zur Verletzungsprävention eingesetzt (Azuma und Someya 2020; Woods et al. 2007; McHugh und Cosgrave 2010). Zwischen den 1970er- und 1990er-Jahren wurden zahlreiche Publikationen zu Dehnungsexperimenten an Tieren veröffentlicht, dessen Hypothesen über eine Verbesserung der Beweglichkeit hinausgingen. Zusammenfassend zeigten diese Experimente eine Steigerung der Kraft, eine Zunahme der Muskelmasse, eine Vergrößerung des Muskelquerschnitts, verlängerte Muskelfasern und weitere Anpassungen (Warneke et al. 2022b). Diese Experimente bildeten den Ausgangspunkt für erste Versuche am Menschen, wenn auch mit einem deutlich reduzierten Dehnungsvolumen im Vergleich zu den Tierexperimenten. Die langfristigen Adaptationen und die Mechanismen hinter diesen Anpassungen sind am Menschen unzureichend erforscht und werden in der Literatur diskutiert.

Die vorliegende kumulative Dissertation trägt zur Erforschung der Auswirkungen dehnungsbedingter Kraftsteigerungen am Menschen bei. Sie umfasst drei Studien, in denen kraftspezifische und morphologische Adaptationen, sowie biochemische Reaktionen und der Transfer auf unterschiedliche Muskelgruppen untersucht werden.

In der *ersten Studie* wurde der Frage nachgegangen, ob ein tägliches fünfminütiges selbst durchgeführtes aktives Dehnungstraining der Muskulatur für die Beinstreckbewegung über sechs Wochen zu einer Steigerung der Maximalkraft und Beweglichkeit führt. Um morphologische Veränderungen festzustellen, wurden zusätzlich die Muskeldicke, die unwillkürliche Kontraktionszeit und die Muskelsteifigkeit am Rectus Femoris untersucht. Um akute physiologische Reaktionen abzuschätzen, wurden ergänzend Blutproben vom Finger entnommen. Durch die Ergebnisse der *ersten Studie* ergaben sich weitere Fragestellungen.

Bislang existiert nur eine Veröffentlichung, die einen Vergleich zwischen einem Dehnungs- und einem Krafttraining bezüglich der Maximalkraft, der Beweglichkeit und der Muskeldicke untersucht hat, und das an den unteren Extremitäten (Warneke et al. 2023d). Die Fragestellung, ob diese Adaptationen auf die Muskulatur der oberen Körperhälfte übertragbar sind, wird in der Literatur unzureichend beantwortet. Weiter wird in der Literatur auf die Bedeutung hoher und konstanter mechanischer Zuglasten als Schlüsselfaktor für kraftspezifische und morphologische Adaptationen hingewiesen (Arntz et al. 2023; Panidi et al. 2023; Apostolopoulos et al. 2015a). Aufgrund der längenkonstanten Relaxation bei kontinuierlichen Zuglasten kann vermutet werden, dass die einwirkende Zuglast auf den Muskel während einer Langzeitdehnung abnimmt und eine Adjustierung der Zuglast, stellvertretend für die Dehnungsintensität, vorgenommen werden sollte. Dies wurde jedoch in keiner Langzeitdehnungsstudie untersucht. Daher wurde in der *zweiten Studie* ein passives Dehnungstraining der Brustmuskulatur mit stufenweiser Adjustierung der Zuglast vorgenommen. Sowohl die Maximalkraft, die Muskeldicke, als auch die Beweglichkeit wurde mit einer Krafttrainingsgruppe und einer Kontrollgruppe verglichen.

Aus der Literatur konnten die positiven Effekte einer Langzeitdehnung hinsichtlich der Maximalkraft und Beweglichkeit gezeigt werden, wobei der Dehnungsintensität eine Schlüsselrolle zugeschrieben wird. Jedoch wird die praktische Umsetzung einer Langzeitdehnung als zeitintensiv und unflexibel kritisiert. Das Dehnungstraining in der *zweiten Studie* musste von einer externen Person zu festgelegten Zeiten durchgeführt werden, während die Krafttrainingsgruppe ihr Training allein absolvieren und zeitlich flexibel gestalten konnte. Es lassen sich in der Literatur ebenfalls Belege finden, dass ein Training bessere Erfolge erzielt, wenn es beaufsichtigt wird. Daher stand in der *dritten Studie* die Frage der praktischen Durchführung einer Langzeitdehnung im Vordergrund. Es wurden die Auswirkungen eines alleinig durchgeführten und zeitlich flexiblen Dehnungstrainings als *home-based* Variante mit einem überwachten, passiv durchgeführten Dehnungstraining mit Adjustierung der Zuglast bei gleichem Dehnungsvolumen verglichen. Da zusätzlich wenig über die Auswirkungen einer Langzeitdehnung auf das Kraftanstiegsverhalten bekannt ist, wurde dieses ebenfalls untersucht.

## 2 Inkludierte Studien

Wohlann, Tim; Warneke, Konstantin; Hillebrecht, Martin; Petersmann, Astrid; Ferrauti, Alexander; Schiemann, Stephan (2023): Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility. In: *Frontiers in sports and active living* 5, S. 1139065. DOI: 10.3389/fspor.2023.1139065.

Wohlann, Tim; Warneke, Konstantin; Kalder, Vincent; Behm, David G.; Schmidt, Tobias; Schiemann, Stephan (2024): Influence of 8-weeks of supervised static stretching or resistance training of pectoral major muscles on maximal strength, muscle thickness and range of motion. In: *European journal of applied physiology*. DOI: 10.1007/s00421-023-05413-y.

Wohlann, Tim; Warneke, Konstantin; Behm, David G.; Schiemann, Stephan (2024): Comparison of Supervised versus Self-Administered Stretching on Bench Press Maximal Strength and Force Development. In: *Sports* 12 (4), S. 109. DOI: 10.3390/sports12040109.

### 3 Theoretischer Hintergrund

Zunächst erfolgt eine Darlegung des theoretischen Hintergrunds. Dieser beginnt mit der Definition relevanter Begriffe, gefolgt von einer Beschreibung verschiedener Dehnmethoden und einer physiologischen Betrachtungsweise der Auswirkungen einer Dehnung auf die Muskulatur. Weiter wird eine Hinführung auf die Effekte einer Langzeitdehnung abseits einer Verbesserung der Beweglichkeit anhand früherer experimenteller Studien an Tieren gegeben. Darauf aufbauend wird die aktuelle wissenschaftliche Literatur zu Langzeitdehnungsstudien beim Menschen vorgestellt. Dies beginnt mit einer allgemeinen Übersicht über den Forschungsstand und seiner Heterogenität. In separaten Abschnitten werden sportmotorische- und morphologische Adaptationen und physiologische Reaktionen beleuchtet sowie kritische Standpunkte zum Erfolg eines Dehnungstrainings benannt. Auf Grundlage der aktuellen Studienlage werden Forschungsfragen formuliert und Hypothesen abgeleitet.

#### 3.1 Begriffsdefinitionen

##### **Maximalkraft**

Die Maximalkraft kann definiert werden als „die höchste Kraft, [...] die das neuromuskuläre System bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion entfalten kann“ (Güllich und Schmidtbleicher 1999, S. 224). Diese kann sowohl dynamisch gegen einen überwindbaren Widerstand als einer Wiederholungsmaximum (1RM) (Williams et al. 2017; Warneke et al. 2023c), als auch isometrisch gegen einen unüberwindbaren Widerstand gemessen werden (Drake et al. 2017; McGuigan et al. 2010). Die Testung der dynamischen Maximalkraft kann sowohl aus einer exzentrisch-konzentrischen Bewegung oder einer rein konzentrischen Bewegung erfolgen und beispielsweise über das bewältigte Gewicht erfasst werden. Bei der Testung der isometrischen Maximalkraft findet keine Bewegung statt und sie wird üblicherweise über Kraftmessplatten als Kraftzeitverläufe erfasst. Die Höhe der ausgeübten Maximalkraft ist abhängig von dem neuronalen Ansteuerungsverhalten (Behm und St-Pierre 1998), der Muskelmasse (Goldspink 1998) und der Muskelqualität (Bührle 1989). Mit neuronalem Ansteuerungsverhalten wird die neuromuskuläre Fähigkeit verstanden, möglichst viele Motoneurone möglichst gleichzeitig und mit hohen Frequenzen zu aktivieren (Goldspink und Harridge 2003; Bird et al. 2005). Wirth (2007) beschreibt, dass anfängliche Kraftsteigerungen nach wenigen Trainingseinheiten vorrangig durch neuronale Adaptationen in Form verbesserter inter- und intramuskulärer Koordination erklärt werden können. Unter Muskelmasse wird die Anzahl kontraktile Masse eines Muskels verstanden. Dabei wird ein direkter Zusammenhang zwischen der Muskelmasse und der Höhe der ausgeübten Maximalkraft beschrieben (Goldspink und Harridge 2003). Die Überprüfung einer gesteigerten Muskelmasse wird üblicherweise über den Muskelquerschnitt oder die Muskeldicke erfasst und kann nach einigen Wochen festgestellt werden (Abe et al. 2000; Wirth 2007; Ozaki et al. 2020). Unter Muskelqualität werden alle weiteren Faktoren außerhalb der Vergrößerung kontraktile Masse und des neuromuskulären Einflusses verstanden, wie beispielsweise die Dichte der Muskelfasern und

der Myosinfilamente pro Fläche (Fragala et al. 2015) bzw. pro Einheit (Barbat-Artigas et al. 2012). McGregor et al. (2014) ordnen die Muskelarchitektur, die Fasertypisierung (*Slow* und *Fast-Twitch*), den Metabolismus und die Anlagerung von Fettgewebe ebenfalls zu den Determinanten der Muskelqualität. Die Überprüfung einer Veränderung der Muskelqualität als Einflussfaktor bei Maximalkrafttests muss daher differenziert betrachtet werden. Eine Erhöhung der Maximalkraft erfolgt üblicherweise durch ein Krafttraining (Wirth et al. 2016a; Wirth et al. 2016b) und kann über das 1RM oder über die Wiederholungsanzahl gesteuert werden.

### **Hypertrophie**

Eine Zunahme der Muskelmasse kann sowohl durch eine Vergrößerung der bereits vorhandenen Muskelfasern (Hypertrophie) (Wirth 2007), als auch durch eine Zunahme der Anzahl an Muskelfasern (Hyperplasie) begründet werden (Macdougall 2003). Letzteres wird in der Literatur bei Menschen kontrovers diskutiert (Macdougall 2003). Wird von Hypertrophie gesprochen, ist die Messung, Berechnung oder Schätzung einer Vergrößerung der Muskelquerschnittsfläche (engl: *muscle cross sectional area*) gemeint. Eine muskuläre Hypertrophie kann durch bildgebende Verfahren, wie Ultraschallaufnahmen oder Magnetresonanztomographie (MRT), untersucht werden. Bei Ultraschallaufnahmen wird ein zweidimensionales Bild eines Muskels aufgenommen und kann anschließend mittels Distanzmessungen zwischen zwei Faszienstrukturen vermessen werden. Bei MRT-Aufnahmen wird der Muskel schichtweise erfasst und bildhaft dargestellt, wodurch eine Querschnittsfläche aufgenommen- und der Flächeninhalt berechnet werden kann. Dadurch gelten MRT-Aufnahmen als Gold-Standard zur Abschätzung muskulärer Hypertrophie (Warneke et al. 2022d). Dennoch sind Ultraschallaufnahmen als valide Methode zur Abschätzung muskulärer Hypertrophie anzusehen (Wong et al. 2013; Rosenberg et al. 2014; Dupont et al. 2001; Abe et al. 2015; Franchi et al. 2018). Sowohl Ultraschall-, wie auch MRT-Aufnahmen können keine Auskunft über die Höhe der Zunahme an kontraktilem und nicht-kontraktilem Gewebe geben, da diese Unterscheidung auf den Bildaufnahmen nicht zu erkennen ist. Es muss daher bei dem Begriff Hypertrophie im engeren Sinne zwischen einer sarkoplasmatischen Hypertrophie und einer kontraktilem Hypertrophie unterschieden werden. Eine muskuläre Hypertrophie kann durch ein regelmäßiges Krafttraining mit überschwelligem Trainingsreizen erzielt werden (Wirth 2007).

### **Beweglichkeit**

Die Beweglichkeit gilt als motorische Grundfähigkeit und umfasst den Bewegungsradius eines oder mehrerer Gelenke. In der Literatur wird die Beweglichkeit üblicherweise als *Range of Motion (ROM)* angegeben. Gemäß des Namens wird bei einer Untersuchung zur Veränderung der ROM der maximale Bewegungsumfang eines oder mehrerer Gelenke gemessen, der unter Ausübung von Druck- oder Zugsbewegungen erreicht werden kann. Gemessen wird die Veränderung üblicherweise in Grad (°) oder Newton (N) unter maximal aushaltbarem Dehnungsschmerz. Die Beweglichkeit wird beeinflusst von neuronalen Faktoren (Reflexe, Schmerzempfinden), den kontraktilem Elementen (Aktin, Myosin, Titin),



den nicht-kontraktile Elementen (Sehnen, Bänder, Faszien), dem Gelenk an sich als knöcherner Struktur und externen Faktoren (Temperatur, Geschlecht, Alter Tageszeit) (Konrad et al. 2023; Hillebrecht 2013). Bei einer Erhöhung der Beweglichkeit durch ein Dehnungstraining, werden in der Literatur sowohl die Veränderungen der neuronalen Faktoren (Støve et al. 2021; Weppler und Magnusson 2010; Støve et al. 2019) als auch Muskel-sehnen-Adaptation, wie eine Veränderung der Muskel-Sehnen-Steifigkeit (Takeuchi et al. 2023) oder eine serielle Sarkomergene (Weppler und Magnusson 2010) als Ursache genannt. Letzteres wird am Menschen kontrovers diskutiert. Im Unterschied zur ROM wird in dieser Dissertation auch zwischen einer Beweglichkeitsverbesserung ohne maximal aushaltbarem Dehnungsschmerz unterschieden, welche fortlaufend als *Flexibilität* bezeichnet wird. Die Unterscheidung wird deshalb vorgenommen, da in dieser Dissertation sowohl Beweglichkeitstests unter Einhaltung maximaler Dehnungsschmerzen, als auch ohne Dehnungsschmerzen durchgeführt werden.

### **Schnellkraft**

Unter Schnellkraft (Engl.: *Muscle power*) wird die Fähigkeit des neuromuskulären Systems verstanden, in einer bestimmten Zeit einen möglichst großen Kraftstoß zu erzeugen (Aagaard et al. 2002; Balshaw et al. 2022). Sie wird als Quotient aus Kraft und Zeit abgeschätzt (Bührle 1989). Die Schnellkraft übt Einfluss auf sportpraktische Fertigkeiten, wie Springen oder Sprinten (Tillin et al. 2013) aus, und ist als Oberbegriff zu verstehen, die sich in Startkraft und Explosivkraft unterteilen lässt. Die Startkraft bezeichnet die größtmögliche Steigung der Kraft innerhalb der ersten 10% zu Beginn einer Kontraktion-, während die Explosivkraft als steilster Kraftanstieg bis zum Kraftmaximum zu verstehen ist. Sie sind somit als punktuelle Betrachtungsweisen auf einer Kraft-Zeit-Kurve anzusehen. Die Fähigkeit die Kraft möglichst schnell zu entfalten, kann ebenfalls durch einen Kraftstoß ( $p = F \times \Delta t$ ) interpretiert werden und wird als Kraftanstiegsverhalten (Engl.: *Rate of force development*) bezeichnet (Aagaard et al. 2002). Das Kraftanstiegsverhalten über ein Zeitintervall ist demnach keine punktuelle Betrachtungsweise und ist daher weniger anfällig für Messungenauigkeiten. Das Kraftanstiegsverhalten korreliert positiv mit der Maximalkraft (Mirkov et al. 2004) und wird von den kontraktile Eigenschaften der Muskulatur (Fasertypisierung) (Farup et al. 2014; Andersen et al. 2010) der neuronalen Ansteuerung (Aeles et al. 2022; Gruber und Gollhofer 2004) und der Muskelquerschnittsfläche (Suetta et al. 2004) beeinflusst.

### **Muskelsteifigkeit**

Unter Muskelsteifigkeit (Engl.: *Muscle stiffness*) werden alle Kräfte subsummiert, die ein Muskel gegenüber äußeren Zugkräften aufbringen kann. Sie wird als Zugfestigkeit gegenüber äußeren Kräften verstanden. Dabei wird zwischen passiven und aktiven Kräften unterschieden. Während mit passiven Kräften das Bindegewebe und seine Elastizität gemeint sind, wird bei aktiven Kräften kontraktiles Gewebe verstanden. Die Steifigkeit eines Muskels hat einen Einfluss auf die Reaktivkraft während eines Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. So kann die aufkommende Kraft in der exzentrischen Phase in den

Querbrücken der Muskulatur als potenzielle Energie gespeichert und bei der anschließenden konzentrischen Phase wieder in kinetische Energie abgegeben werden (*Short Range Elastic Stiffness*) (Loram et al. 2007; Hu et al. 2011). Die Muskelsteifigkeit kann in Vivo durch *Shear-Wave-Elastography* (Alfuraih et al. 2019; Eby et al. 2015; Bernabei et al. 2020), das passive Drehmoment mittels eines Dynamometers (Konrad und Tilp 2014; Blazevich et al. 2014; Nakamura et al. 2021) oder Tensiomyographie (TMG) abgeschätzt werden. Während *Shear-Wave-Elastography* und das passive Drehmoment die Steifigkeit des Muskels in Ruhe untersucht, schätzt TMG die Steifigkeit während einer unwillkürlichen Kontraktion ab (Paula Simola et al. 2015).

### **Mikrotraumatisierung**

Als Mikrotraumatisierung der Muskulatur werden kleine Risse in der Z-Scheibe der Muskulatur verstanden, wodurch Gewebsflüssigkeit in die Zellen eintritt und inflammatorische Prozesse ausgelöst werden (Peake et al. 2017). Aus dem Krafttraining ist bekannt, dass wiederkehrende überschwellige mechanische Reize zu einer Mikrotraumatisierung der Muskulatur führen können (Schoenfeld 2012). Es wird vermutet, dass in Folge einer Mikrotraumatisierung Reparaturmechanismen angeregt werden, die dazu beitragen, anabole Prozesse zu stimulieren, die mit muskulärer Hypertrophie in Verbindung gebracht werden (Schoenfeld 2012) und letztendlich zu einer erhöhten Maximalkraft führen können (Goldspink und Harridge 2003). Eine Mikrotraumatisierung kann mittels des Enzyms Creatine-Kinase (CK) im Blut abgeschätzt werden. CK befindet sich in den Mitochondrien und im Zytosol der Muskulatur und phosphoryliert Creatine zu Creatinphosphat, welches als kurzzeitiger und schneller Energiespeicher fungiert. Andersherum phosphoryliert CK bei einem erhöhten Verbrauch von Adenosintriphosphat das Creatinphosphat und wandelt das Adenosindiphosphat wieder in Adenosintriphosphat um (Lackner und Peetz 2018). Bei einer Mikrotraumatisierung der Muskulatur fließt das Enzym in die Blutbahn und kann mittels Blutgasanalyse gemessen werden (Brancaccio et al. 2007). Eine Erhöhung des im Blut gemessenen CK-Levels kann demnach Hinweise auf den Schweregrad einer muskulären Traumatisierung geben (Baird et al. 2012; Brancaccio et al. 2007).

## 3.2 Methoden des Dehnens

Der Begriff "Dehnung" bezieht sich in der Sportwissenschaft auf eine akute, reversible Längenänderung der Muskel-Sehnen-Einheit und kann durch unterschiedliche Methoden erreicht

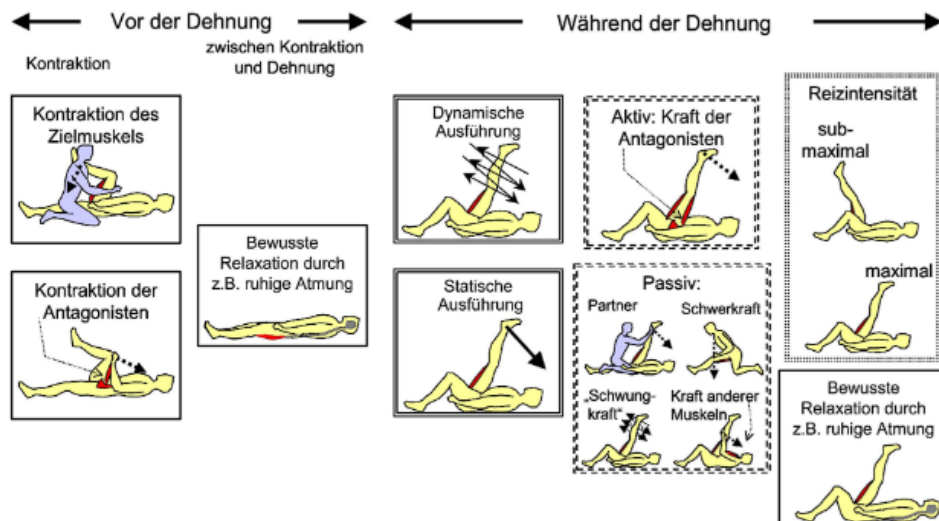


Abbildung 1: Phänologische Module der verschiedenen Dehnmethoden (Klee, 2003, S. 114).

werden (vgl. Abb. 1). Grundsätzlich kann während der Dehnung zwischen einer aktiven und passiven Dehnung und einer dynamischen und statischen Ausführung unterschieden werden. Bei der aktiven Dehnung wird der gedehnte Muskel durch Kontraktion des antagonistischen Muskels in eine Längenänderung gezwungen. Beispielsweise kann durch die Anspannung des Gluteus Maximus im einseitigen Kniestand eine Dehnung des Iliopsoas und des Rectus Femoris erzeugt werden. Im Gegensatz dazu wird bei der passiven Dehnung der Muskel durch äußere Kräfte oder Hilfsmittel gedehnt, ohne, dass ein Muskel dabei eine eigenständige Kontraktion durchführt. Dies kann beispielsweise durch eine externe Zughilfe (engl: *Stretching device*), durch einen Partner oder allein durch die Schwerkraft erfolgen (vgl. Abbildung 1). Bei der statischen Ausführung (engl: *Static stretching*), wird eine Zugkraft über eine gewisse Zeit kontinuierlich auf den Muskel ausgeübt und gehalten. Die Dehnposition wird dabei langsam und kontrolliert bis zur vollen ROM eingenommen. Die Angaben zur Haltedauer variieren in der Literatur, sodass sich Studien mit einer Haltedauer von 15 Sekunden (Lee et al. 2021), 30 Sekunden (Herman und Smith 2008) bis hin zu mehreren Minuten (Yahata et al. 2021) und sogar Stunden (Warneke et al. 2022c) finden lassen. Bei der dynamischen Dehnung wird die Dehnposition kurzzeitig eingenommen und sofort wieder gelöst. Dieses Vorgehen wird rhythmisch wiederholt, sodass die Dehnungsintensität und damit der Dehnschmerz im Mittel schwankt. Im Gegensatz zur statischen Dehnung wird bei der dynamischen Dehnung keine Halteposition eingenommen. In der internationalen Literatur lassen sich die Begriffe *dynamic* und *ballistic stretching* häufig als Synonyme für die Übersetzung der dynamischen Dehnung finden. Opplert und Babault (2018) unterscheiden jedoch zwischen den beiden englischen Begrifflichkeiten. Sie geben an, dass der Begriff *dynamic stretching* eine kontrollierte Bewegungsausführung bis zur vollen ROM ist, während bei *ballistic stretching* die Dehnung mit aktiven Schwungbewegungen bis zur vollen ROM durchgeführt wird. Klee (2003) beschreibt eine weitere Art der Dehnung, bei der zu dehnenden Muskel kurzzeitig stark gegen einen Widerstand kontrahiert, wodurch eine neuronale Hemmung und Ermüdung erzeugt werden soll. In der anschließenden Relaxationsphase wird der Zielmuskel dann von externen Kräften gedehnt (Hindle et al. 2012; Roberts und Wilson 1999). In der Literatur wird diese Art der

Dehnung auch propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation (PNF) genannt. In der Praxis erfolgt eine Kombination aus der Dehnungsart (statisch, dynamisch) und der Ausführung (aktiv, passiv). So lassen sich exemplarische Studien finden, dessen Probanden eine aktiv statische Dehnung durchgeführt haben (Sainz de Baranda und Ayala 2010) eine aktiv dynamische (Turki et al. 2012; Curry et al. 2009) aber auch eine passiv statische (Yahata et al. 2021; Warneke et al. 2022a; Carvalho et al. 2012). Die Kombination aus passiv dynamisch ist eher untypisch, weil eine zweite Person oder eine bewegliche externe Zughilfe benutzt werden müsste. Daher ist diese Kombination weniger zu finden ist. Unabhängig von der Art und Weise können alle Dehnmethode bei adäquater Ausführung zu einer kurzfristigen reversiblen Vergrößerung der ROM führen (Behm et al. 2016; Behm et al. 2023). Cai et al. (2023) empfehlen in ihrer Meta-Analyse jedoch den Einsatz der statischen Dehnmethode über der dynamischen Dehnmethode. Wenn eine langfristige Verbesserung der ROM erzielt werden soll, konnten Konrad et al. (2023) zeigen, dass sowohl statisches Dehnen als auch die PNF-Methode gegenüber der dynamischen Dehnung zu bevorzugen sind. Interessanterweise zeigte sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen statischem Dehnen und der PNF-Methode (Borges et al. 2018). Dies konnte ebenfalls in einer Übersichtarbeit von Lempke et al. (2018) gezeigt werden. Sie identifizierten fünf randomisiert kontrollierte Studien, die die PNF-Methode mit der statischen Dehnung hinsichtlich einer Vergrößerung der ROM verglichen haben. Vier von fünf Studien konnten keine Unterschiede zwischen der statischen und der PNF-Methoden feststellen, während eine Studie einen Vorteil der PNF-Methode herausstellte. Opplert und Babault (2018) empfehlen die dynamische aktive Dehnmethode, wenn es das Ziel ist, sich vor einem sportlichen Wettkampf aufzuwärmen, da hierbei willkürliche Muskelkontraktionen einen zusätzlichen Aufwärmeeffekt bieten.

Bei den Dehnmethode ist noch die Reizintensität zu nennen. Nach Klee (2003) wird dabei zwischen einer submaximalen und einer maximalen Reizintensität unterschieden (Abb. 1), wobei die Intensität durch das subjektive Empfinden geprägt ist und es somit keine klare Trennschärfe gibt. In der Literatur variieren die Angaben zur Intensität mit Angaben von Dehnungen mit maximal aushaltbaren Schmerzempfinden (Blazevich et al. 2014; Brusco et al. 2018; Andrade et al. 2020) bis hin zu kaum bis kein Dehnungsschmerz (Akagi und Takahashi 2014; Sekir et al. 2019; Simpson et al. 2017; Moltubakk et al. 2021). Für eine Verbesserung der ROM wird empfohlen die Dehnung mit möglichst hoher Reizintensität durchzuführen (Bryant et al. 2023).

### 3.3 Dehnung aus physiologischer Sicht

Zu den kontraktilen Elementen innerhalb eines Sarkomers gehören das Aktin und das Myosin. Infolge neuromuskulärer Aktivierung von Querbrückenverbindungen der quergestreiften Muskulatur, entwickeln sie die aktive Kontraktionskraft. Durch die Arbeiten von Maruyama et al. (1976) und Wang et al. (1979) wurde erstmalig das Titin ebenfalls zu den kontraktilen Elementen innerhalb eines Sarkomers hinzugezählt und als Dehnungsspannungsquelle identifiziert. Als drittgrößter Proteinanteil im Muskel (Gregorio et al. 1999) leistet das Titin als molekulare Rückstellfeder passiven Widerstand gegenüber äußeren Kräften (Krüger und Kötter 2016). Wird eine Dehnung eingeleitet, kommt es zu

einer reversiblen Längenänderung der Muskel-Sehneneinheit. Vor einigen Jahrzehnten wurde noch die Ansicht vertreten, dass das Bindegewebe, genauer gesagt, das Sarkolemm die (Ruhe-)Dehnungsspannung der Muskulatur widerspiegelt. Magid und Law (1985) konnten als erste diese Ansicht widerlegen, indem sie zeigten, dass sowohl ein gesamter Muskel, die Muskelfasern und bindegewebsfreie Muskelfasern die gleiche exponentielle relative Dehnungsspannung aufweisen.

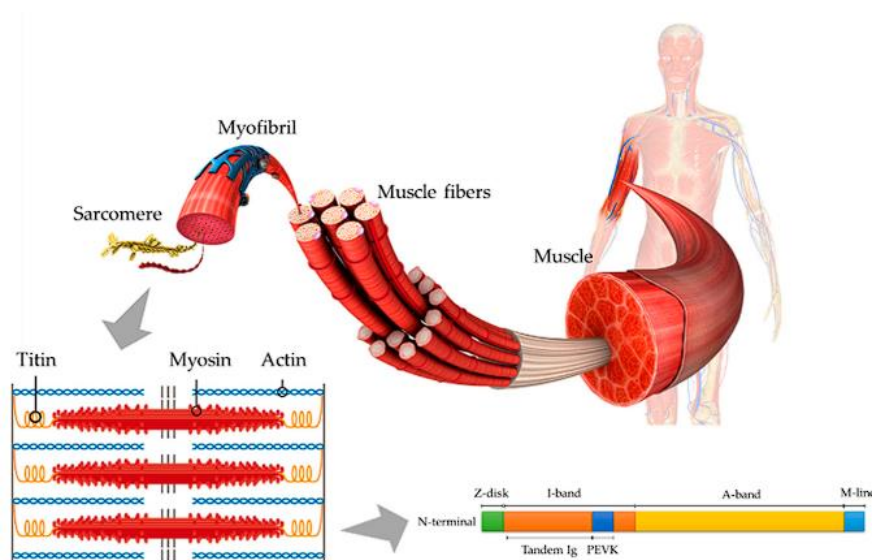


Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Sarkomers mit detaillierter Ansicht von Titin im Muskel (Nakanishi et al. 2021, S. 2)

Wie in der schematischen Abbildung 2 erkennbar ist, fungiert das Titin als Bindeglied zwischen der Z-Scheibe und dem Myosin. Titin liegt in Ruhe im gefalteten Zustand im Muskel vor und wird in zwei Regionen eingeteilt. Dem elastischen I-Band-Bereich und dem vermutlich nicht-elastischen A-Band-Bereich (Abb. 3) (Wackerhage et al. 2019). Bei einer Dehnung wird nach Linke et al. (1996) die Entfaltung des Titins in Abhängigkeit der Elastizität der Strukturen in vier Abschnitte, bzw. drei Phasen unterteilt. In der ersten initialen Phase einer Dehnung (A-B) wird die IG-Region unter einem niedrigen Anstieg der Dehnungsspannung begradigt. In der zweiten Phase (B-C) kommt es zum Entfalten der PEVK-Domäne, wobei die Dehnungsspannung hier deutlich ansteigt. Die PEVK-Domäne gilt dabei als Hauptquelle der Elastizität einer physiologischen Dehnung (Forbes et al. 2005) und trägt maßgeblich zur Dehnbarkeit eines Sarkomers bei (Linke et al. 2002). In der dritten Phase (C-D) wird die IG-Domäne entfaltet (vgl. Abbildung 3) *“During a small stretch, Ig domains straighten, but the PEVK region remains almost completely folded [...] With a moderate stretch, Ig domains barely extend further, whereas the PEVK region unravels, which results in a steady passive tension increase (C). At extremely stretched SLs (toward the high end of the physiological SL range), the PEVK element is maximally unravelled and the Ig domains become highly strained [...]”* (Linke et al. 1996, S. 68–69). Wang et al. (1993) geben an, dass die Entfaltung der IG-Domäne nicht durch eine physiologisch normale Dehnung erreicht werden kann und hier erste Schädigungen an einem Titin Molekül entstehen können. Diese Aussage wird jedoch von Rief et al. (1998) und Rief et al. (1997) widersprochen. Sie vermuten, dass es auf die

Geschwindigkeit der Zugkraft (bzw. der Dehnung) ankommt, die benötigt wird, um die IG-Domäne zu entfalten. Sie geben an, dass eine Entfaltung der IG-Domäne auch ohne Schädigungen möglich ist, wenn die Dehnung nur lange genug aufrechterhalten wird „*If muscle is stretched over a long time [...] domain unfolding can occur and may prevent the sarcomere from irreversible damage, as proposed by Rief et al. (1997a).*“ (Rief et al. 1998, S. 3013). Zur Einteilung der Phasen einer Sarkomerdehnung wurden verschiedene Sarkomerlängen und Zugkräfte als Orientierung hinzugezogen. Von der ersten Phase (A-B) wird gesprochen, wenn das Sarkomer eine Länge bis zu 2,6  $\mu\text{m}$  erreicht hat. Bei der zweiten Phase (B-C) erreicht ein Sarkomer eine Länge zwischen 2,6 und 3,5  $\mu\text{m}$  und jene Sarkomerlänge über 3,5  $\mu\text{m}$  wird mit der dritten Phase (C-D) beschrieben (Erickson 1997). Das Korrelat aus der eingesetzten Zugkraft auf das Sarkomer und der Längenänderung verhält sich dabei nicht linear (Thomas und Thornhill 1996; Zöllner et al. 2012). Während in der ersten Phase eine geringe Zugkraft auf ein Sarkomer einwirkt, steigt die Zugkraft in der zweiten Phase exponentiell auf 8 pN (Higuchi 1996) bis 70 pN (Tskhovrebova et al. 1997), bis hin zu 250 pN in der dritten Phase (Rief et al. 1997) an.

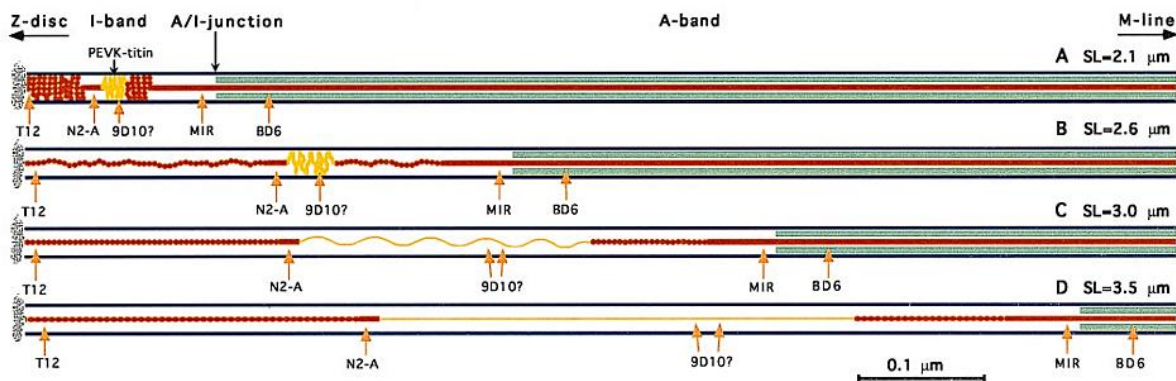


Abbildung 3: Modell zur Elastizität und Entfaltung des Titin Moleküls bei einer Dehnung (Linke et al. 1996, S. 68).

Wird ein Muskel über eine gewisse Zeit mit konstanter Länge gedehnt, nimmt die gemessene Zugkraft kontinuierlich bis zu einem Punkt ab (vgl. Abb. 4). Der Muskel weist damit visko-elastische Eigenschaften auf (Rosario und Roberts 2020). Dieses Phänomen wird auch längenkonstante Relaxation genannt (Engl: *Length-constant relaxation*) und wird mit einer Verlängerung eines Sarkomers erklärt (Wiemann 2000). In einige Tierexperimenten, in denen der Einfluss langanhaltender Dehnung auf den Muskel untersucht wurde, konnte eine dauerhafte Längenänderung eines Sarkomers gezeigt werden. Dies deutet darauf hin, dass, die Länge eines Sarkomers adaptieren kann (vgl. Kapitel 4.1). Wiemann (2000) zeigte einen exponentiellen Anstieg der Dehnungsspannung auf den Hüftbeugewinkel der ischiocruralen Muskulatur, was jedoch nicht eins zu eins mit dem Verlauf der Dehnungsspannungskurven eines einzelnen Sarkomers gleichgesetzt werden darf. Während bei einem einzelnen Sarkomer vermutlich nur das Titin als Dehnungsspannungsquelle fungiert (Klee 2003), sind bei einer Dehnung am Menschen weitere passive spannungsaufnehmende Strukturen vorhanden, wie zum Beispiel die Sehnen oder das Fasziengewebe. Dennoch verdeutlicht die Arbeit von Wiemann

(2000) den nicht-linearen Zusammenhang der zunehmenden Dehnungsspannung bei höherem Gelenkwinkel in Vivo.

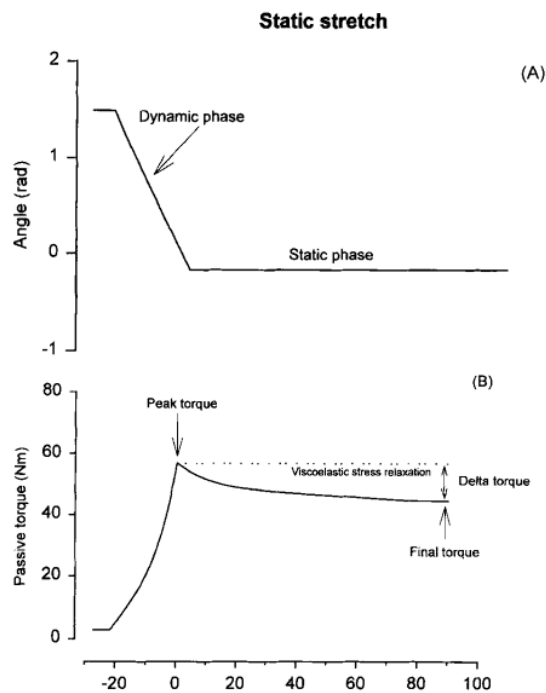


Abbildung 4: Grafische Darstellung einer längenkonstanten Relaxation (Magnusson 1998, S. 67).

Aufgrund der längenkonstanten Relaxation kann vermutet werden, dass eine Adjustierung der mechanischen Last für dehnungsbedingte Anpassungen notwendig ist, wenn angenommen wird, dass die Dehnungsspannung eine Schlüsselrolle spielt (Arntz et al. 2023; Wackerhage et al. 2019). Geusebroek et al. (2023) verglichen die Auswirkungen einer 30-minütigen Dehnung auf den gastrocnemius Muskel von Ratten mit einer konstanten Muskellänge und mit einer konstanten mechanischen Zugspannung. Sie konnten auch hier die längenkonstante Relaxation feststellen. Zudem wiesen sie größere akute Anpassungen des Muskels (Steifigkeit, Muskellänge und Sehnenlänge,  $p < 0,001$ ) mit einer konstanten Zugspannung als mit einer konstanten Länge nach und hoben die Notwendigkeit kontinuierlich hoher Zugspannung als Schlüsselfaktor für dehnungsinduzierte Adaptationen hervor. Wackerhage et al. (2019) weisen darauf hin, dass das Titin bei einer Dehnung als ein mechanischer Hypertrophiesensor im Muskel fungieren könnte „*Because of its stretch-activated kinase and association with numerous other proteins, titin has been proposed to be an exercise-related mechanosensor (82). With the use of our terminology, mechanical load would be the hypertrophy stimulus and titin the hypertrophy sensor.*“ (Wackerhage et al. 2019, S. 33). Sie erklären weiterhin, dass Titin als Molekül bei einer Dehnung oder einem Krafttraining mit einer größeren ROM aufgefaltet wird und so möglicherweise anabole Signalkaskaden in Bewegung gesetzt werden könnten „*However, at longer muscle lengths titin forces increase and titin unfolds (62), and so this might activate titin kinase and trigger downstream signaling events.*“ Wackerhage et al. (2019, S. 33). Goldspink et al. (2002)

geben weiter an, dass eine Dehnung in der Lage ist, die Genexpression zu stimulieren und damit einen Wachstumsreiz für die Muskulatur zu setzen. Somit kann die Entfaltung des Titins bei einer Dehnung unter konstant hoher mechanischer Spannung als einen maßgeblichen Faktor vermutet werden.



## 4 Aktueller Forschungsstand

Bevor der aktuelle Forschungsstand zu den Effekten einer Langzeitdehnung auf den Menschen vorgestellt wird, soll zunächst ein kurzer Einblick in die Hintergründe gegeben werden, wieso vermutet wurde, dass ein Dehnungstraining nicht nur zu einer Veränderung der ROM führen kann. In der Literatur lassen sich dabei unterschiedliche Begrifflichkeiten, wie „*long term stretching*“, „*chronic stretching*“, „*long lasting stretching*“, „*high volume stretching*“ oder „Langzeitdehnung“ finden. Diese Begriffe werden in der Literatur uneinheitlich benutzt und sind nicht klar voneinander abzugrenzen. Im Fließtext dieser Dissertation wird daher auf eine Unterteilung der Begrifflichkeiten verzichtet und nach Möglichkeit mit konkreten Zeitangaben gearbeitet. Für diese Dissertation wird hauptsächlich der Begriff „Langzeitdehnung“ verwendet, womit eine Dehnung von mehreren Minuten pro Sitzung über mehrere Wochen gemeint ist. Wenn nicht explizit anders angegeben, bezeichnet fortan der Begriff *Dehnungsvolumen* die gesamte Zeit, in der ein Muskel innerhalb der Interventionszeit gedehnt worden ist. Weiter wird die *Dehnungsintensität* und die damit verbundene Variation der Höhe als Veränderung der mechanischen Zuglast verstanden, die auf den Muskel einwirkt.

### 4.1 Langzeitdehnungsstudien an Tieren

Der Einfluss einer Langzeitdehnung auf die Muskulatur außerhalb einer Verbesserung der ROM wurde zuvor in Studien an Tieren durchgeführt und vermehrt zwischen den 1970 bis 1990 publiziert. Häufig wurden Wachteln oder Hühner herangezogen (Antonio und Gonyea 1993a; Carson und Alway 1996; Matthews et al. 1990; Sola et al. 1973) und die Flugmuskulatur, wie der Muskel anterior latissimus dorsi (Antonio und Gonyea 1993a) oder der Muskel patagialis (Frankeny et al. 1983) untersucht. Wachteln und Hühner haben den Vorteil, dass sie bereits nach wenigen Wochen ausgewachsen sind (Alway 1994a). Bei den Tierexperimenten wurde eine Vielzahl an Adaptation außerhalb einer Verbesserung der ROM festgestellt, wie ein Zuwachs an Muskelmasse (Alway et al. 1989; Frankeny et al. 1983; Bates 1993; Carson und Alway 1996; Antonio und Gonyea 1993a), Muskelquerschnitt (Alway et al. 1990; Antonio und Gonyea 1993a), Muskelfaserquerschnitt (Antonio und Gonyea 1993b; Carson et al. 1995), Muskelfaserlänge (Carson et al. 1995; Antonio und Gonyea 1994) und die Neubildung von Muskelfasern (Antonio und Gonyea 1993a; Alway et al. 1990; Antonio und Gonyea 1994). Ebenfalls wurden erhöhte Muskelproteinsyntheseraten festgestellt (Barnett et al. 1980; Czerwinski et al. 1994; Kennedy et al. 1991; Goldspink 1999) und eine in vitro gemessene Reduktion der Kontraktionsgeschwindigkeit, welche die Autoren auf eine Verschiebung der Muskelfaseranteile zu langsam zuckenden Muskelfasern interpretierten. „*The most important finding from this study was that both  $V_0$ , and  $V_{max}$  were slowed in the ALD after stretch overload, and this was related to a shift among slow fiber types.*“ (Alway 1994b, S. 138).

Warneke et al. (2022b) fassten in ihrer Übersichtsarbeit und Metaanalyse die hauptsächlichsten Effekte dehnungsinduzierter Adaptation bei Tieren zusammen. Transferaussagen der Tierergebnisse

auf den Menschen sind nicht nur aufgrund der Tatsache, dass es sich um Tiere handelt, schwer zu treffen. Vielmehr wurden viele Untersuchungen mit Dehnungszeiten ohne Pause (24 Stunden pro Tag) über mehrere Wochen durchgeführt (Alway 1994a; Antonio und Gonyea 1993a; Carson et al. 1995; Frankeny et al. 1983), welche als nicht vertretbar für Experimente am Menschen anzusehen sind. Dennoch bilden die Ergebnisse aus den Tierexperimenten die Ausgangslage für Dehnungsexperimente am Menschen, dessen Hypothesen nicht nur eine Vergrößerung der ROM sind.

#### 4.2 Effekte und Einflussfaktoren einer Langzeitdehnung beim Menschen

Wird der Blick in die Literatur über die Effekte einer Langzeitdehnung beim Menschen geworfen, fällt auf, dass die Studiendesigns sehr heterogen, hinsichtlich des Dehnungsvolumens, der Dehnungsintensität und der untersuchten Muskulatur sind. Die meisten Studien konzentrieren sich auf die unteren Extremitäten, wie den Quadrizeps (Kokkonen et al. 2007; Caldwell et al. 2019; Takeuchi et al. 2021), die ischiocrurale Muskulatur (Chen et al. 2011; Caldwell et al. 2019; Barbosa et al. 2020; Nakao et al. 2021; Marshall et al. 2011; LaRoche et al. 2008) und besonders auf die Wadenmuskulatur (Warneke et al. 2023a; Yahata et al. 2021; Simpson et al. 2017; Sato et al. 2020; Akagi und Takahashi 2014). Die Wadenmuskulatur ist vergleichsweise einfach zugänglich, unkompliziert zu dehnen und kann bei Krafttestungen isoliert getestet werden. Dagegen ist die Muskulatur der oberen Extremität nur sehr unzureichend erforscht. Warneke et al. (2023a) und Reiner et al. (2023) sind zum aktuellen Zeitpunkt die einzigen, die die Auswirkungen einer Langzeitdehnung auf die Maximalkraft der Brustmuskulatur untersucht haben. Sie stellten eine Steigerung der Maximalkraft ( $p = 0,002$ , Hedges  $g = 1,22$  und  $p = 0,01$ ) fest. Leider blieb eine Überprüfung der muskulären Hypertrophie bei beiden Untersuchungen aus, sodass es bisher keine Studie zu langfristigen Adaptationen dehnungsinduzierter Hypertrophie bei der Brustmuskulatur gibt.

Die Angaben zum Dehnungsvolumen variieren in der Literatur. Sowohl die Dehnungszeit innerhalb einer Sitzung, unter der ein Muskel gedehnt wird (*Time under Tension*), unterscheiden sich wie auch die Gesamtanzahl der Wochen. So lassen sich Dehnungszeiten von 4x30 Sekunden an drei Tagen pro Woche (Mizuno 2019; Nelson et al. 2012) bis hin zu 2 Stunden täglich ohne eine interserielle Pause (Warneke et al. 2022c) finden. Verglichen in Minuten ergibt das eine siebzifache Zeitdifferenz pro Woche. Auch bei der Gesamtanzahl der Wochen lassen sich unterschiedliche Angaben finden. Caldwell et al. (2019) untersuchten die Auswirkungen einer zweiwöchigen Dehnungsintervention auf die Maximalkraft und Beweglichkeit des Quadrizeps und der ischiocruralen Muskulatur mit signifikanter Steigerung der Maximalkraft von +7,1%,  $d = 0,8$  und Beweglichkeit von + 12,8%,  $d = 0,283$ . Die Dehnungsintervention von Worrell et al. (1994) dauerte 3 Wochen, während Longo et al. (2021) und Panidi et al. (2021) die Muskulatur 12 Wochen dehnten, welches im Vergleich zu Worrell et al. (1994) eine Vervierfachung der Interventionsdauer darstellt und im Vergleich zu Caldwell et al. (2019) eine Versechsfachung. Moltubakk et al. (2021) führten tägliche 4x60 Sekunden Dehnungen über einen Zeitraum von 6 Monaten durch und fanden eine signifikant höhere Beweglichkeit und Muskelsteifigkeit, jedoch keine Veränderung der Muskeldicke.

Bei der Dehnungsintensität gibt es Publikationen, in denen die Probanden die Dehnungsübungen ohne Eintreten von Dehnungsschmerzempfinden durchgeführt haben (Akagi und Takahashi 2014; Mizuno 2019; Moltubakk et al. 2021), während Probanden in anderen Studien bis an den maximal aushaltbaren Dehnungsschmerz gegangen sind (Brusco et al. 2018; Andrade et al. 2020). So beschreiben beispielsweise Andrade et al. (2020) die Intensität wie folgt: „*Stretching exercises were performed at the maximal stretch tolerance, defined as the onset of pain during each exercise*“ (Andrade et al. 2020, S. 1015), während Akagi und Takahashi (2014) die Dehnungsintensität als „[...] *without suffering discomfort or pain*“ definieren (Akagi und Takahashi 2014, S. 951). Apostolopoulos et al. (2015a) schreiben der Intensität jedoch einen signifikanten Einfluss zu. Sie vermuten, dass nur hohe Dehnungsintensitäten einen adäquaten Reiz darstellen und inflammatorische Prozesse auslösen (Apostolopoulos 2015; Apostolopoulos et al. 2015b), die zu einer Adaptation führen können. Problematisch wird die Klärung der Frage, was als „hohe“ oder „niedrige“ Intensität zu bewerten ist. In der Literatur wird versucht, die Intensität über eine visuelle Analogskala (VAS) zu steuern, welche das subjektive Schmerzempfinden während der Dehnung widerspiegeln soll. Lim und Park (2017) weisen jedoch darauf hin, dass es keine Korrelation zwischen der tatsächlichen Zuglast und dem subjektiv empfundenen Dehnungsschmerz gibt, da das Schmerzempfinden von einigen Faktoren, wie dem emotionalen Zustand, unterschiedlichen Schmerzempfindungen oder der aktuellen körperlichen Verfassung abhängig sind. Die Bedeutsamkeit hoher Dehnungsspannungen als Schlüsselfaktor findet in den Ergebnissen der Meta-Analyse zu den Anpassungen einer Langzeitdehnung von Panidi et al. (2023) Unterstützung. Sie werden im Kapitel 4.2.2 genauer vorgestellt.

Eine hohe mechanische Spannung scheint jedoch nicht nur bei einer Langzeitdehnung eine Rolle zu spielen. Aus dem Krafttraining ist bekannt, dass wiederholte Kontraktionen mit hohen Intensitäten zu einer Zunahme der Muskelmasse (Schoenfeld et al. 2017; Borde et al. 2015; Ozaki et al. 2020; Schoenfeld 2010) und der Maximalkraft führen können (Wirth et al. 2016b; Sander et al. 2013; Schoenfeld et al. 2017). Steib et al. (2010) konnten in ihrer Meta-Analyse zeigen, dass hohe Trainingsintensitäten (>75% des 1RM) zu größeren Verbesserungen der Maximalkraft gegenüber einem Training mit moderaten Intensitäten (< 55% – 75% 1RM,  $p = 0,003$ ) oder niedrigen Intensitäten (> 50% 1RM,  $p = 0,010$ ) führen. Hohe mechanischen Spannungen scheinen dabei anabole Prozesse umzusetzen, die eine Erhöhung der Maximalkraft und Muskelmasse erklären könnten. Vissing et al. (2013) konnten eine Erhöhung des anabolen Insulin-like growth factor 1 und der anabolen Signalkaskade Mammalian target of rapamycin C1 nach einem Krafttraining feststellen, welches mit einer Erhöhung der Muskelproteinbiosynthese in Verbindung gebracht wird (Barclay et al. 2019; Burgos und Cant 2010; Bibollet-Bahena und Almazan 2009; Bodine et al. 2001). Jedoch nicht nur die Stimulation anaboler Reaktionen, sondern auch die Hemmung kataboler Reaktionen, wie glycogen synthase kinase 3 beta und Forkhead-Box-Protein O3 konnte identifiziert werden (Allard et al. 2008). Interessanterweise konnten Sasai et al. (2010) in einer Studie mit Hühnern zeigen, dass eine Dehnung ebenfalls anabole Signaltransduktionswege, wie den PI3K/Akt/mTOR stimulieren und zu muskulärer Hypertrophie führen kann, ähnlich wie beim Krafttraining (Lim et al. 2017). Die Stimulation sogenannter *mechano growth factors* (Goldspink 1998) wird, wie der Name vermuten lässt, durch hohe mechanische

Lasten ausgelöst (Goldspink 1999). Warneke et al. (2023d) sind die ersten und bisher einzigen, die einen direkten Vergleich zwischen einer Langzeitdehnung (eine Stunde täglich) und einem Krafttraining (12 Wiederholungen, 5 Sätze, 3 Tage pro Woche) über sechs Wochen am Beispiel des Gastrocnemius untersuchten. Beide Gruppen zeigten eine signifikant höhere Maximalkraft ( $d = 0,9 - 1,17$ ) und Muskeldicke ( $d = 0,60 - 0,646$ ) im Vergleich zur Kontrollgruppe, wobei keine Unterschiede zwischen den beiden Trainingsgruppen festgestellt wurden (Maximalkraft:  $p = 0,387 - 0,986$ ,  $d = 0,05 - 0,4$ , Muskeldicke:  $p = 0,37-0,99$ ,  $d = 0,03-0,4$ ). Jedoch darf bei dem Vergleich nicht übersehen werden, dass die Intensität der Langzeitdehnung vom subjektiven Charakter geprägt ist, während das Krafttraining durch Quantifizierung des Trainingsgewichts und der Wiederholungen objektiviert wurde. Raymond et al. (2013) betonen zwar, dass die Intensität eine maßgebliche Rolle spielt, jedoch der Erfolg eines Krafttrainings zur Verbesserung der Maximalkraft nicht ausschließlich anhand der Intensitäten erfolgt, sondern auch durch das Trainingsvolumen (Wirth 2007). Fraglich ist, ob auch ein geringeres Dehnungsvolumen als bei Warneke et al. (2023d) zu vergleichbaren Anpassungen geführt hätte.

#### 4.2.1 Sportmotorische Adaptationen

Arntz et al. (2023) untersuchten in ihrer Meta-Analyse mit 41 Studien den Einfluss einer Langzeitdehnung auf die Maximalkraft ( $n = 33$ ), die *muscle power* ( $n = 20$ ) und Beweglichkeit ( $n = 33$ ) und konnten eine Verbesserung in allen Parametern zeigen (Maximalkraft:  $p = 0,001$ ,  $ES = 1,03$ , *muscle power*:  $p < 0,001$ ,  $ES = 0,72$ , Beweglichkeit:  $p < 0,001$ ,  $ES = 0,78$ ). Die Subgruppenanalyse zeigte größere Effekte hinsichtlich der Entwicklung der Maximalkraft bei Untrainierten im Vergleich zu sportlich aktiven und trainierten Probanden ( $p = 0,008$ ). Außerdem konnte festgestellt werden, dass die Beweglichkeit durch ein passives Dehnungstraining stärker verbessert wird als durch ein aktives Dehnungstraining ( $p = 0,048$ ). Die Subgruppenanalysen ergaben interessanterweise keine weiteren Unterschiede hinsichtlich der Maximalkraft und der *muscle power* in Bezug auf die Dehnungsart (aktiv/passiv) und die Dehnungsintensität (kein Schmerz, mäßiger Schmerz, starker Schmerz). Leider wurde keine zusätzliche Analyse zur Beziehung des Dehnungsvolumens und der Maximalkraft durchgeführt. Es ist anzumerken, dass die Arbeiten von Warneke et al. (2022a) und Warneke et al. (2022c) in der Meta-Analysen von Arntz et al. (2023) nicht berücksichtigt wurden. Auch sie konnten Verbesserungen der Maximalkraft nach einer täglichen einstündigen und zweistündigen Dehnungsintervention der Wadenmuskulatur feststellen ( $p < 0,001$ ). Hierfür trugen die Probanden sogenannte „Orthesen“, ein spezieller Schuh, wodurch mittels Zugbänder die Wadenmuskulatur passiv gedehnt werden konnte. Da nur ein Bein gedehnt wurde und das andere Bein als Kontrollbein diente, wurden Sie anhand der Ausschlusskriterien von Arntz et al. (2023) nicht berücksichtigt. Möglicherweise hätten die Arbeiten von Warneke et al. (2022a) und Warneke et al. (2022c) die Subgruppenanalyse weiter zugunsten der passiven Dehnung verstärkt.

Bei genauerer Betrachtung der inkludierten Studien zur *muscle power* wurden verschiedene Bewegungsformen subsumiert, darunter der Dreifachsprung (Barbosa et al. 2020), Weitsprung (Kokkonen et al. 2007), Vertikalsprung (Kokkonen et al. 2007; Ross 2007), *Dropjump* (Nakamura et al. 2021; Caldwell et al. 2019; Yuktasir und Kaya 2009), *Countermovement Jump* (Ikeda und Ryushi 2021;

Panidi et al. 2021; Donti et al. 2021) und *Squat Jump* (Ikeda und Ryushi 2021) sowie die *rate of force development* (Blazevich et al. 2014; Guissard und Duchateau 2004; Ikeda und Ryushi 2021; LaRoche et al. 2008; Longo et al. 2021; Yuktasir und Kaya 2009). Die Zusammenführung dieser verschiedenen Testungen zu einem Parameter kann als problematisch betrachtet werden, da verschiedene Bewegungsformen unterschiedliche Fähigkeiten beanspruchen. Beispielsweise wird der *Dropjump* von der Reaktivkraft und dem Dehnungsverkürzungszyklus beeinflusst, während beim *Squatjump* die Reaktivkraft und der Dehnungsverkürzungszyklus keine Rolle spielen, da es hier zu keiner exzentrischen Bewegung kommt. Es ist ebenfalls fraglich, Bewegungen aus der Sportpraxis, wie den Weitsprung, Dreifachsprung oder Vertikalsprung mit der *rate of force development* als kontrollierten Laborparameter zu vergleichen. Hier wird nochmals deutlich, wie heterogen die Studienlage zu dieser Thematik ist. Weiter schloss die Meta-Analyse ausschließlich Studien ein, die die Auswirkungen auf die unteren Extremitäten untersucht haben. Der Grund dafür ist, dass es bis dato keine Untersuchungen einer Langzeitdehnung außerhalb der Verbesserung der Beweglichkeit im Oberkörperbereich gibt. Die bisherigen Studien zur Untersuchung der Schnellkraftleistung basierten alle auf willkürlichen Kontraktionen. Da Veränderungen in der zentralnervösen Ansteuerung durch eine Langzeitdehnung nicht ausgeschlossen werden können (Warneke et al. 2022a), wäre eine Untersuchung zu den Veränderungen in der Kontraktionszeit ohne den Einfluss zentralnervöser Aktivierung von Interesse.

#### 4.2.2 Morphologische Adaptationen

Panidi et al. (2023) untersuchten in ihrer Meta-Analyse den Einfluss einer Langzeitdehnung auf die Muskeldicke, die Muskelfaserlänge und den Fiederungswinkel mit insgesamt 19 Studien. Sie unterteilten dabei das Dehnungsvolumen in ein niedriges Dehnungsvolumen und ein hohes Dehnungsvolumen und setzen den Schwellenwert für die Unterteilung anhand des Medians der eingeschlossenen Studien bei 5400 Sekunden. Dies entspricht aufgeteilt einem beispielhaften Dehnungstraining von fünf-Mal pro Woche für jeweils drei Minuten über sechs Wochen. Sie konnten zeigen, dass nur ein hohes Dehnungsvolumen zu einer Verlängerung der Muskelfaserlänge führen kann ( $p = 0,004$ ,  $SMD = 0,29$ ), jedoch nicht die Muskeldicke erhöhen oder den Fiederungswinkel beeinflusst. Weiter untersuchte Panidi et al. (2023) auch den Einfluss der Dehnungsintensität auf die oben genannten Parameter. Sie unterteilten die Intensität wie folgt: *“Low-intensity studies included those which described stretch intensity as “no pain perception”, “stretching preceding pain threshold”, “pain between 6 and 7 on an analog scale ranging from 1 to 10”, and “without suffering discomfort”. High-intensity studies included those which described pain perception as “highest or maximum tolerable”, “point of discomfort”, and “maximum tolerable after the onset of pain”* (Panidi et al. 2023, S. 15). Nur Dehnungsinterventionen mit einer hohen Intensität führten zu einer Veränderung der Muskelfaserlänge ( $p = 0,006$ ,  $SMD = 0,28$ ) und Muskeldicke ( $p = 0,034$ ,  $SMD = 0,27$ ), jedoch nicht zu einer Veränderung des Fiederungswinkels. Panidi et al. (2023) vermuten aus ihrer Subgruppenanalyse, dass eine dehnungsinduzierte Muskeldickenzunahme aus der Kombination mit einer hohen Intensität und einem hohen Dehnungsvolumen auftritt.

Bei Betrachtung der inkludierten Studien fällt auf, dass die Probanden bei der Studie von Warneke et al. (2022a) mit einem deutlich größerem Volumen als die übrigen eingeschlossenen Studien gedehnt haben (eine Stunde täglich) und eine signifikante mittlere Zunahme der Muskeldicke von +15,3% verzeichnen konnten. Weitere Studien mit einem ähnlichen oder sogar höherem Volumen konnten ebenfalls signifikante Zunahmen verzeichnen (Warneke et al. 2023d; Warneke et al. 2023b). Auch Panidi et al. (2021) verzeichnete mit einem Dehnungsvolumen von 15 Minuten an fünf Tagen pro Woche über 12 Wochen signifikante Zunahmen des Muskelfaserquerschnitts ( $d = 0,58$ ). Studien, die keine Veränderung der Muskeldicke oder des Muskelfaserquerschnitts nach einem Dehnungsvolumen festgestellt haben, führten das Dehnungstraining mit einem niedrigeren Volumen durch. Insgesamt erscheint die Studienlage sehr heterogen bezüglich einer dehnungsinduzierten Veränderung der Muskeldicke. Dies ist vermutlich auf unterschiedliche Studiendesigns hinsichtlich des Dehnungsvolumens, der Intensität und der Dehnungsmethode zurückzuführen. Nunes et al. (2020) identifizierten drei von zehn Studien, die eine morphologische Veränderung nach einer Langzeitdehnung erzielt haben (Mizuno 2019; Simpson et al. 2017; Freitas und Mil-Homens 2015). Sie geben an, dass in den drei Studien ein *stretching device* bzw. eine externe Zugspannung eingesetzt wurde und vermuten, dass sowohl die Art der Dehnung einen Einfluss hat als auch hohe Intensitäten notwendig sind, um eine morphologische Veränderung herbeizuführen. Wie bei Arntz et al. (2023) ist als Kritikpunkt an der Studie von Panidi et al. (2023) und Nunes et al. (2020) zu nennen, dass nur Studien eingeschlossen worden sind, die die Muskulatur der unteren Extremitäten untersucht haben. Dies liegt ebenfalls daran, dass zum aktuellen Zeitpunkt keine Untersuchung existiert, die die Muskeldicke nach einer Langzeitdehnung auf die obere Körperhälfte untersucht hat.

In einer anderen Meta-Analyse wurde der Einfluss einer Langzeitdehnung ( $\geq 3$  Wochen und  $\geq 2$  Dehnung pro Woche) auf die Muskelsteifigkeit mit 10 Studien untersucht (Takeuchi et al. 2023). Takeuchi et al. (2023) konnten zeigen, dass eine Dehnung zu einer moderaten Verringerung der Muskelsteifigkeit ( $p < 0,001$ ,  $ES = -0,749$ ) führen kann, die unabhängig von der gewählten Methode zur Überprüfung der Muskelsteifigkeit (Shear-Wave-Elastography oder passives Drehmoment) ist ( $p = 0,813$ ). Es wird kritisiert, dass Veränderungen der Steifigkeit über das passive Drehmoment nicht zwangsläufig auf eine Veränderung der muskulären Steifigkeit zurückzuführen ist, da das Ergebnis solcher Untersuchungen noch von weiteren Faktoren wie beispielsweise der Sehne (Kubo et al. 2002), den Nerven (Thomas et al. 2021), dem passiven Bindegewebe (Fasziengewebe) (Nakamura et al. 2011), der Gelenkwinkelstellung (Magnusson et al. 1996; Palmer und Thiele 2019) und der Voraktivierung abhängig ist. Weiter kann die Auswahl der untersuchten Muskulatur kritisch hinterfragt werden, weil in neun von zehn Studien Untersuchungen am Gastrocnemius durchgeführt worden sind, wodurch die Aussagekraft eingeschränkt wird.

#### 4.2.3 Physiologische Reaktionen

Als akute Reaktion auf einen überschwelligem Trainingsreiz, können in der Muskulatur Mikroläsionen entstehen, wodurch zum einen CK aus dem Cytosol freigesetzt wird und Gewebsflüssigkeit in die Muskelzellen gelangt und inflammatorische Prozesse ausgelöst werden

(Peake et al. 2017). Dies wird als *exercise induced muscle damage (EIMD)* bezeichnet (Owens et al. 2019) und ist in der Literatur vermehrt nach einem Krafttraining zu finden (Hyldahl und Hubal 2014; Burt et al. 2014), besonders unter Ausübung der vollen ROM (Baroni et al. 2017; Fochi et al. 2016). Neben metabolischen Ursachen werden vor allem hohe mechanische Spannungsreize als Hauptursache für *EIMD* gesehen (Owens et al. 2019). Warneke et al. (2023d) zeigten vergleichbare Kraftanpassungen zwischen einer Langzeitdehnung und einem Krafttraining und vermuten, dass dehnungsinduzierte Trainingseffekte ähnlichen Mechanismen wie den eines Krafttrainings unterliegen, nämlich hohen mechanischen Spannungsreizen. Eine Langzeitdehnung mit hoher Zuglast kann grundsätzlich ebenfalls als ein Trainingsreiz angesehen werden, der ähnlich wie ein Krafttraining eine *EIMD* auslösen könnte, wodurch Reparaturmechanismen eingeleitet werden, die zu kraftspezifischen und morphologischen Anpassungen führen könnten (Owens et al. 2019). Smith et al. (1993) konnten sowohl durch ein statisches als auch ein dynamisches Dehnungstraining höhere CK-Werte messen und interpretierten die Ergebnisse als eine dehnungsinduzierte Mikrotraumatisierung der Muskulatur. Die Probanden bei Smith et al. (1993) führten dazu entweder ein zweiminütiges statisches oder ein ballistisches (dynamisches) Dehnungstraining pro Muskel durch. Vor und mehrere Tage nach dem Dehnungstraining wurden Blutproben entnommen, um den CK-Level zu messen. Sowohl das dynamische als auch statische Dehnungstraining zeigten signifikant höhere CK-level vor dem Training im Vergleich zu den Tagen danach (Statisch: Base: 84,5 U/L – Peak: 126,7 U/L; Dynamisch: Base: 79,7 U/L – Peak: 140,6 U/L). Das Ergebnis ist statistisch signifikant, jedoch liegen die gemessenen Werte im physiologisch unauffälligen Normalbereich (Baird et al. 2012; Totsuka et al. 2002). Zum Vergleich Clarkson et al. (1992) konnte erhöhte CK-Werte nach einem Krafttraining von 2.000 bis zu 10.000 U/L feststellen.

Apostolopoulos (2015) konnte zeigen, dass durch eine Dehnung mit hoher Intensität (8-10 auf der VAS-Skala) das hoch sensitive C-Reaktive Protein direkt nach der Dehnung als inflammatorischer Mediator zunahm ( $p = 0.012$ ). In einer nachfolgenden Studie untersuchten Apostolopoulos et al. (2015b), ob eine *dose-response* zwischen der Dehnungsintensität (30%, 60% und 90% Intensität) und der Ausschüttung inflammatorischer Zytokine besteht. Sie konnten zeigen, dass nur eine Dehnung mit 90% der maximal aushaltbaren Intensität zu einer akuten Ausschüttung von hoch sensitivem C-Reaktiven Protein und damit verbundenen inflammatorischen Prozessen führt und diese signifikant gegenüber der 30% (post d = 1,11; 24hpost d = 0.95) und 60% (post d = 0,99; 24hpost d = 0.86) der maximalen Intensität war. Es scheint, dass eine hohe Dehnungsintensität notwendig ist, um für akute physiologische Reaktionen auszulösen (Wackerhage et al. 2019; Apostolopoulos et al. 2015a).

Panidi et al. (2023) betonen zwar ebenfalls die Wichtigkeit hoher Dehnungsintensitäten, konnten aber auch zeigen, dass das Dehnungsvolumen eine relevante Rolle spielt, da in ihrer Meta-Analyse nur ein hohes Dehnungsvolumen zur morphologischen Anpassungen geführt hat. Somit könnte entweder eine zu geringe Intensität oder ein zu geringes Dehnungsvolumen die fehlende Erhöhung des CK-Levels bei Smith et al. (1993) außerhalb des physiologischen Normalbereichs erklären. Leider wird bei Smith et al. (1993) die Dehnungsintensität nicht erwähnt und sie sind nach bestem Wissen die einzigen, die eine akute CK-Erhöhung nach einem alleinigen Dehnungstraining untersucht haben. Ferner ist fraglich, ob ein höheres Dehnungsvolumen mit hohen Intensitäten (< 8 – 10 VAS (Apostolopoulos et al. 2015b)).

zu einer Erhöhung der CK-Werte beitragen würden. Aufgrund mangelnder Studienlage kann hierzu keine Aussage getätigt werden.

### 4.3 Praktikabilität und Testspezifika

Dehnungsinduzierte Maximalkraftanpassungen finden in der Literatur unterschiedliche Zugänge hinsichtlich der gewählten Methodik. Blazeovich et al. (2014), Abdel-Aziem und Mohammad (2012), Simpson et al. (2017), Akagi und Takahashi (2014), Warneke et al. (2022a) und Warneke et al. (2022c) führten eine passive Langzeitdehnung durch, während die Probanden bei Kay et al. (2018), Kokkonen et al. (2007), Batista et al. (2009) und Stanziano et al. (2009) ein aktives Dehnungstraining durchgeführt haben. Auch eine Mischung zwischen einer aktiven und passiven Dehnungen lässt sich in der Literatur finden (Gunaydin et al. 2020; Kokkonen et al. 2007). Bei der passiven Variante wird die Dehnung entweder durch externe Geräte (Warneke et al. 2022c; Warneke et al. 2023b; Warneke et al. 2022a) oder durch die Schwerkraft (Yahata et al. 2021) durchgeführt. Arntz et al. (2023) führten für ihre Subgruppenanalyse einige Studien auf, die aktiv oder passiv gedehnt haben und konnten keinen Unterschied zwischen der Methode hinsichtlich der Maximalkraft oder der *muscle power* finden ( $p = 0,301, 0,233$ ), jedoch in der Beweglichkeit ( $p = 0,048$ ). Sie kritisieren, dass in der Literatur der direkte Vergleich dieser beiden Methoden selten ist und inkonsistente Ergebnisse existieren *„overall, studies comparing active with passive SS exercises are scarce and the available studies provide inconsistent findings.“* (Arntz et al. 2023, S. 737).

Weiter gibt es Publikationen, in denen das Dehnungstraining durch eine zweite Person unter Aufsicht durchgeführt wurde (Simpson et al. 2017) und Studien, bei denen das Dehnungstraining nicht beaufsichtigt, sondern als *home-based*-Variante selbstständig durchgeführt worden ist (Warneke et al. 2023a). Ozaki et al. (2020) zeigten, dass ein Krafttraining unter dauerhafter Aufsicht einer anderen Person zu einem größeren Hypertrophieeffekt führt, als wenn das Training nur teilweise oder gar nicht beaufsichtigt wird. Es wird vermutet, dass Probanden eine größere Motivation haben, wenn sie bei dem Training beaufsichtigt werden. Lacroix et al. (2017) konnten in ihrer Meta-Analyse ebenfalls zeigen, dass ein mehrwöchiges Krafttraining unter Aufsicht zu höheren Maximalkraftleistungen gegenüber einem Training ohne Aufsicht führt ( $p = 0,04, SMD 0,51$ ), welches jedoch aufgrund der Notwendigkeit einer zweiten Person zuungunsten der Praktikabilität kritisch betrachtet werden kann. Ein direkter Vergleich zwischen einem Dehnungstraining mit Beaufsichtigung und ohne Beaufsichtigung mit demselben Dehnungsvolumen lässt sich in der Literatur nicht finden.

Schoenfeld et al. (2022) kritisieren eine Langzeitdehnung als unpraktikabel gegenüber einem Krafttraining aufgrund eines höheren Zeitaufwands und der Notwendigkeit externer Dehnungszughilfen. Die Probanden bei Warneke et al. (2022a) bekamen zur Dehnung der Wadenmuskulatur eine Orthese, die orts- und personenunabhängig getragen werden konnte. Sie zeigten im Mittel signifikante Maximalkraftzuwächse von +16,8% und Muskeldickenzuwächse von 15,3%. Jedoch betrug die Dehnungszeit auf den Wadenmuskel eine Stunde täglich, was im Allgemeinen ein Vielfaches an



Zeitaufwand gegenüber einem konventionellen Krafttraining auf einem Muskel bedeutet. Die Kritik von Schoenfeld et al. (2022) kann durch die Arbeit von Warneke et al. (2023d) als berechtigt angesehen werden, die zwar vergleichbare Adaptationen zwischen einer Langzeitdehnung und einem Krafttraining gefunden haben, jedoch mit einer Stunde täglicher Dehnung das Neunfache an Zeit gegenüber der Krafttrainingsgruppe investieren mussten. Dieser direkte Vergleich von Warneke et al. (2023d) ist nach bestem Wissen der Einzige und wurde bislang nur an der unteren Extremität durchgeführt. Weiter wird in der Literatur auf die Notwendigkeit verwiesen, platzsparende und alltagstaugliche Übungen zu integrieren, die ortonabhängig durchgeführt werden können, ohne die Verwendung externer Geräte oder weiterer Personen (Schwendinger und Pocecco 2020).

Zur Überprüfung dehnungsinduzierter Kraftsteigerungen wird in der Literatur die Maximalkraft oft entweder dynamisch oder isometrisch getestet, jedoch wenig in Kombination. Murphy und Wilson (1996) und Wilson und Murphy (1996) geben an, dass isometrische Maximalkrafttests nicht automatisch die Maximalkraftleistung in der dynamischen Bewegung vorhersagen können, da eine dynamische Bewegung unterschiedliche Aktivierungsmustern und Beschleunigungskräfte aufweist. Warneke et al. (2023a) zeigten eine signifikante Zunahme der dynamisch gemessenen Maximalkraft durch ein Dehnungstraining (Hedges'  $g = 1,22$ ), während sich die isometrisch gemessene Maximalkraft nicht veränderte ( $p = 0,754$ ;  $\eta = 0.003$ ). Die stärkere Entwicklung der dynamisch gemessenen Maximalkraft konnte durch Warneke et al. (2022a) ebenfalls gezeigt werden mit  $+25,1\%$  gegenüber  $+16,8\%$ . Yahata et al. (2021) zeigten durch eine 6x5 minütige Dehnung eine signifikante Zunahme der isometrisch getesteten Maximalkraft der Wadenmuskulatur in neutraler Position ( $d = 0,31$ ), jedoch nicht in der dynamisch getesteten Maximalkraft aus derselben Position heraus. James et al. (2024) betonen die neuromuskuläre Unterschiedlichkeit der beiden Testungen und plädieren für eine individuelle Betrachtung und Interpretation. Es erscheint umso wichtiger bei der Überprüfung der Maximalkraft sowohl dynamische als auch isometrische Testungen einzubeziehen, wenn valide Aussagen über dehnungsinduzierte Kraftsteigerungen getätigt werden. Besonders unter der Berücksichtigung einer praktischen Anwendung einer Langzeitdehnung, da beispielsweise wettkampforientierte Bewegungen, wie Speerwerfen, Hochsprung oder Bankdrücken in der Regel dynamisch ausgeführt werden.

#### 4.4 Hinleitung zur Fragestellung

Mit der Betrachtung des aktuellen Forschungsstandes wird deutlich, dass die meisten Langzeitdehnungen an isolierter Muskulatur durchgeführt worden sind und wenig über die Auswirkung einer Langzeitdehnung mehrerer Muskeln auf eine Bewegung erforscht ist. Da durch eine Mikrotraumatisierung der Muskulatur Reparaturmechanismen eingeleitet werden, welche wiederum anabole Prozesse umsetzen können und Smith et al. (1993) die einzigen sind, die den Einfluss dehnungsbedingter Mikrotraumatisierung untersucht haben, mangelt es an weiteren Untersuchungen. Durch ein höheres Dehnungsvolumen und eine hohe Dehnungsintensität könnte die Mikrotraumatisierung außerhalb des physiologisch unauffälligen Normalbereichs ansteigen und zur

Erklärung der Kraftsteigerung und Hypertrophie beitragen. Weiter gibt es wenig Kenntnisse über den Einfluss einer Langzeitdehnung auf die Schnellkraftfähigkeit, unwillkürliche Kontraktionszeit, die Muskelsteifigkeit und die Muskeldicke. Zudem ist unzureichend beantwortet, ob Kraftanpassungen und eine Veränderung der Muskeldicke durch eine Langzeitdehnung auf die Muskulatur des Oberkörpers übertragbar sind. Ferner ist der Vergleich zwischen einem Dehnungs- und Krafttraining auf die Kraftentwicklung und Hypertrophie nur an der isolierten Wadenmuskulatur untersucht worden und ist in Anbetracht eines deutlich erhöhten Zeitaufwands kritisch zu betrachten. Fraglich ist, ob eine Langzeitdehnung mit kürzeren Dehnungszeiten als eine Stunde täglich ebenfalls zu vergleichbaren Trainingseffekten, wie die eines Krafttrainings führen kann. In Anbetracht der Literatur und der viskoelastischen Eigenschaft der Muskulatur kann der möglicherweise überlegene Erfolg einer überwachten Langzeitdehnung mit Adjustierung der Zuglast zuungunsten einer praktikableren Durchführung kritisch diskutiert werden. Es ist unklar, ob ein Ort, Zeit, und personenunabhängiges Dehnungstraining als *home-based*-Variante zu vergleichbaren Kraftanpassungen führt, wie die eines überwachten Dehnungstrainings mit Adjustierung der Zuglast.

## 5 Forschungsfragen und Hypothesen

Im Zentrum dieser Dissertation steht die Erforschung der Auswirkung aktiver und passiver Langzeitdehnungen auf die Kraft unterschiedlicher Muskelgruppen. In der *ersten Studie* stand die Erforschung einer aktiv durchgeführten Langzeitdehnung auf kraftspezifische und morphologische Veränderungen als auch auf akute physiologische Reaktionen im Vordergrund. Hierfür wurden folgende Forschungsfragen formuliert und Hypothesen aufgestellt:

### Studie 1:

- Führt eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung der Beinstreckerkette zu einer Steigerung der Kraft?
- Führt eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung zu einer muskulären Hypertrophie, einer Veränderung der unwillkürlichen Kontraktionszeit, der Muskelsteifigkeit und der Beweglichkeit?
- Führt eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung zu einer Mikrotraumatisierung der Muskulatur?

Hypothese 1 (H1): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung der Beinstreckerkette über sechs Wochen führt zu einer Steigerung der Maximalkraft.

Hypothese 2 (H2): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Zunahme der Muskeldicke.

Hypothese 3 (H3): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Verringerung der unwillkürlichen Kontraktionszeit

Hypothese 4 (H4): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Verringerung der Muskelsteifigkeit.

Hypothese 5 (H5): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Erhöhung der Beweglichkeit.

Hypothese 6 (H6): Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung führt zu einer akuten Erhöhung des Creatine-Kinase-Levels im Blut.

Basierend auf den Erkenntnissen aus der *ersten Studie* und der Literatur wurde in der *zweiten Studie* die Frage des Transfers der Trainingseffekte einer Langzeitdehnung auf die Brustmuskulatur unter Adjustierung der Dehnungsintensität untersucht und ein Vergleich zu einem Krafttraining hergestellt. Folgende Forschungsfragen und Hypothesen wurden formuliert:

### Studie 2:

- Führt eine Langzeitdehnung zu einer Kraftsteigerung der Brustmuskulatur und Erhöhung der Beweglichkeit im Schultergürtel?
- Führt eine Langzeitdehnung mit einem höheren Dehnungsvolumen als 35 Minuten pro Woche zu einer muskulären Hypertrophie der Brustmuskulatur?

- Sind die Trainingseffekte einer Langzeitdehnung der Brustmuskulatur vergleichbar mit denen eines Krafttrainings?

- Hypothese 7 (H7): Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Dehnungsspannung über acht Wochen mit einem Dehnungsvolumen von 15 Minuten an vier Tagen in der Woche führt zu einer Steigerung der Maximalkraft.
- Hypothese 8 (H8): Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Dehnungsspannung über acht Wochen mit einem Dehnungsvolumen von 15 Minuten an vier Tagen in der Woche führt zu einer Zunahme der Muskeldicke.
- Hypothese 9 (H9): Die Steigerung der Maximalkraft und die Zunahme der Muskeldicke einer Langzeitdehnung unterscheiden sich nicht von der eines Krafttrainings.
- Hypothese 10 (H10): Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der Beweglichkeit im Schultergürtel.

Aufbauend auf der *zweiten Studie* wurde in der *dritten Studie* die praktische Durchführung eines Dehnungstrainings am Beispiel der Brustmuskulatur untersucht. Hierfür wurde eine Langzeitdehnung unter Aufsicht einer zweiten Person und mit Adjustierung der Dehnungsspannung mit einer selbstdurchgeführten Langzeitdehnung ohne Adjustierung der Dehnungsspannung als *home-based* Variante verglichen. Um die sportpraktische Relevanz einer Langzeitdehnung zu thematisieren, wurde die Maximalkraft im Bankdrücken sowohl isometrisch als auch dynamisch getestet und zusätzlich das Kraftanstiegsverhalten untersucht. Folgende Forschungsfragen und Hypothesen wurden formuliert:

### **Studie 3:**

- Führt eine beaufsichtigte Langzeitdehnung mit Adjustierung der Dehnungsspannung zu höheren Kraftzuwächsen als eine selbstdurchgeführte Langzeitdehnung ohne Adjustierung der Dehnungsspannung?
- Unterscheidet sich die dynamisch und isometrisch getestete Maximalkraft einer beaufsichtigten Langzeitdehnung mit Adjustierung der Dehnungsspannung von einer selbstdurchgeführten Langzeitdehnung ohne Adjustierung der Dehnungsspannung?
- Führt eine Langzeitdehnung zu einer Veränderung des Kraftanstiegsverhalten?

- Hypothese 11 (H11): Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung der dynamisch gemessenen Maximalkraft.
- Hypothese 12 (H12): Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung der isometrisch gemessenen Maximalkraft.
- Hypothese 13 (H13): Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung des Kraftanstiegsverhalten.

- Hypothese 14 (H14): Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der dynamisch gemessenen Maximalkraft.
- Hypothese 15 (H15): Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der isometrisch gemessenen Maximalkraft.
- Hypothese 16 (H16): Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung des Kraftanstiegsverhaltens.
- Hypothese 17 (H17): Sowohl die isometrisch und dynamisch getestete Maximalkraft als auch das Kraftanstiegsverhalten einer überwachten Langzeitdehnung mit Adjustierung der Zuglast der Brustmuskulatur unterscheiden sich von dem eines selbst durchgeführten Dehnungstrainings.

## 6 Material und Methoden

Im Folgenden werden alle benutzten Materialien und Tests zur Beantwortung der Forschungsfragen und Überprüfung der Hypothesen vorgestellt.

### 6.1 Probanden

Insgesamt nahmen 188 Probanden ( $m = 115$ ,  $w = 73$ ) an den Experimenten dieser Dissertation teil und wurden aus der Universität Oldenburg, Fitnessstudios und dem persönlichen Umfeld rekrutiert (vgl. Tabelle 1). Ausschlusskriterien waren Untrainierte ( $< 2$  Tage sportliche Betätigungen pro Woche), regelmäßiges Dehnungstraining ( $> 1$  Minute pro Muskel) und Verletzungen jünger als 6 Monate der Fragestellungen entsprechenden Muskelgruppen. Alle Probanden wurden über das jeweilige Experiment aufgeklärt und haben ihr schriftliches Einverständnis über die Teilnahme gegeben. Es wurden alle inkludierten experimentellen Studien von der Ethikkommission der Universität Oldenburg genehmigt (Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Nr. 2021-089, Nr. 2022-064 und Nr. 2023-002) und standen im Einklang mit der Deklaration von Helsinki.

*Tabelle 1: Übersicht aller Probanden der drei inkludierten Studien. Angegeben sind die Mittelwerte inklusive der jeweils ersten Standardabweichung.*

Studie	Probanden (w / m)	Alter (in Jahren)	Größe (in cm)	Gewicht (in Kg)
Studie 1	20 / 24	24,6 ± 3,7	179,1 ± 10,1	73,8 ± 14,6
Studie 2	29 / 52	24,2 ± 3,2	178,4 ± 8,5	74,7 ± 13,1
Studie 3	24 / 39	24,3 ± 3,0	177,3 ± 8,9	75,1 ± 12,8

### 6.2 Maximalkraft

Neben testspezifischen Einstellungen und Ausgangspositionen, die im nächsten Abschnitt erläutert werden, wurden alle Tests gemäß dem folgenden Protokoll durchgeführt: Die Probanden erhielten ein akustisches Signal zur Ausführung einer maximalen willkürlichen Kontraktion. Bei isometrischen Maximalkraftmessungen wurde die Kontraktion mindestens drei Sekunden gehalten und fünf Sekunden aufgezeichnet. Nach jedem Versuch wurde eine Erholungszeit von 120 Sekunden eingehalten, um Ermüdung vorzubeugen. Zur Berechnung der Reliabilität wurden der intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) und der Variationskoeffizient (CV) herangezogen. Die Werte sind jeweils in den Tabellen zu den einzelnen Studien im Kapitel 7 zu finden.

### 6.2.1 Maximalkraft der Beinstreckerkette

Für die isometrischen Maximalkraftmessungen der Beinstreckerkette wurde eine 30 x 30 cm große Kraftmessplatte der Firma AST, Leipzig (Model KAC) mit einem Neigungswinkel von 13° verwendet, welche an einer Wand befestigt und über einen 13-Bit Analog-Digital-Wandler (NI6009) mit einem PC verbunden war. Der Messbereich betrug  $\pm 5000$  Newton mit 500 Hz Einzugsfrequenz. Der Fehler für den Kraftaufnehmer wird mit 0,03% vom Hersteller angegeben. Die Probanden lagen rücklings auf einem Schlitten, der mit zwei Stahlbolzen fixiert und je nach Probandengröße stufenweise angepasst werden konnte. Die Schultern befanden sich an zwei weiteren Metallstangen, die verhinderten, dass sich die Probanden beim Maximalkrafttest von der Messplatte wegdrücken konnten. Der Schlitten wurde so weit nach hinten geschoben, dass ein Kniewinkel von 70° gegeben war und anschließend mit den Stahlbolzen fixiert. Der Fuß des gemessenen Beines befand sich in Neutralstellung und das andere Bein durfte die Wand nicht berühren. Die Arme lagen dabei neben dem Körper. Die Maximalkraft wurde unilateral gemessen. (Abb. 5.).



Abbildung 5: Ausgangsstellung für den unilateralen Maximalkrafttest der Beinstreckerkette. Der Kniewinkel beträgt 70°.

### 6.2.2 Maximalkraft der Brustmuskulatur – Butterfly

Zur Erfassung der isometrischen Maximalkraft im Butterfly wurden unterhalb der Hantelbank links und rechts jeweils eine Kraftmessdose vom Typ 71 K\_21KM Erichsen mit einer Messreichweite von  $\pm 2000$  Newton in eine Holzplatte geschraubt. An den Kraftmessdosen waren Schnellspanner befestigt, die über eine Ellenbogenorthese gespannt wurden. Die Probanden zogen die Ellenbogenorthesen während des Maximalkrafttests an, um sich vor Verletzungen durch die Schnellspanner zu schützen und den Ellenbogenwinkel auf 90° zu fixieren. In der Ausgangsposition lagen die Probanden ähnlich

wie beim Bankdrücken mit dem Rücken auf der Hantelbank, abduzierten die Arme um 90° und rotierten sie nach außen, bis eine imaginäre Linie zwischen den Händen und dem Kopf gebildet werden konnte (Abb. 6). Während der Testung sollten die Beine wie bei der Bankdrückbewegung angehoben werden.



*Abbildung 6: Ausgangsstellung für die Maximalkraftmessung der Brustmuskulatur – Butterfly.*

### 6.2.3 Maximalkraft der Brustmuskulatur – Bankdrücken

Die Maximalkraft im Bankdrücken wurde unter Verwendung einer Smith Maschine (Train Hard, Hansson Sport) durchgeführt. Die Probanden lagen auf einer Hantelbank, die auf einer Kraftmessplatte mit vier 9051 Kistler Elementen ausgestattet- und mit einer Interfacebox verbunden war. Die Kraftwerte wurden über einen 13-Bit Analog-Digital-Wandler (NI6009, National Instruments) mit einer Taktfrequenz von 1000 Hz an einen PC übertragen. Der Messbereich betrug  $\pm 10000$  Newton.

Für die isometrisch getestete Maximalkraft wurde die Hantelstange in der Ausgangsstellung auf Höhe der Brustwarzen gehalten, wobei die Ellenbogen einen Winkel von 90° aufwiesen und die Arme im 45° Winkel abduziert wurden. Um eine Bewegung der Hantelstange bei der Kontraktion zu vermeiden, wurde die Hantelstange mittels Schnellspanner fixiert (Abb. 7). Für die Testung der dynamisch gemessenen Maximalkraft wurde die Fixierung entfernt, die Hantelstange vertikal nach oben eingehakt und Gewichtsscheiben auf die Hantelstange geladen. Die Probanden nahmen die Hantelstange samt Gewicht aus den Führungen, führten eine exzentrische Bewegung mit



anschließender konzentrischer Bewegung durch und hakten die Hantelstange wieder in die Führungen ein. Das Startgewicht wurde festgelegt auf 60% der maximalen Leistung aus der vorherigen isometrischen Maximalkrafttestung. Das Gewicht wurde so lange erhöht, bis keine gültige Wiederholung mehr möglich war. Eine Wiederholung galt als gültig, wenn die Ellenbogenspitzen während der exzentrischen Bewegung unterhalb des Schulterblatts waren und das Gewicht bei der konzentrischen Bewegung ohne Unterstützung wieder in den Führungen von der Startposition eingehakt werden konnte. Sowohl in der isometrischen als auch der dynamischen Kraftmessung hoben die Probanden ihre Beine an, um eine Beeinflussung der Messwerte durch Kraftübertragung der Beine zu verhindern.



*Abbildung 7: Bankdrückbewegung isometrisch. Beide Beine sind angehoben und die Ellenbogen im 90° Winkel positioniert. Die Hantelstange wird durch zwei äußere Zugbänder fixiert.*

### 6.3 Kraftanstiegsverhalten im Bankdrücken

Zur Ermittlung des Kraftanstiegsverhaltens wurde die Hantelstange der Smith Maschine (Train Hard, Hansson Sport) mit 50% des 1RM vom dynamischen Bankdrücken beladen. Die Ausgangsstellung der Probanden kann aus dem Kapitel 6.2.3 entnommen werden. Die Hantelstange wurde aus der Führung genommen, sodass sie frei beweglich war und auf der Brust abgelegt. Auf Signal des Untersuchers wurde die Hantelstange so schnell wie möglich vertikal nach oben gedrückt und die dadurch wirkende Kraft von einer Kraftmessplatte (siehe Kapitel 6.2.3) über 5 Sekunden aufgezeichnet. Aus dem Produkt von Kraft ( $F$  in  $N$ ) und Zeit ( $t$  in  $m/s$ ) wurden Kraftstöße ( $p$ ) berechnet ( $p = F \times \Delta t$ ). Für

die Interpretation des Kraftanstiegverhaltens wurde jeder einzelne Kraftwert aus den Kraft-Zeit-Kurven ab Start der Kontraktion mit  $\Delta t$  (0,001s) multipliziert und die Summe dieser Werte über die Zeitintervalle 0,2 Sekunden und 0.5 Sekunden abgebildet (Abb. 8).

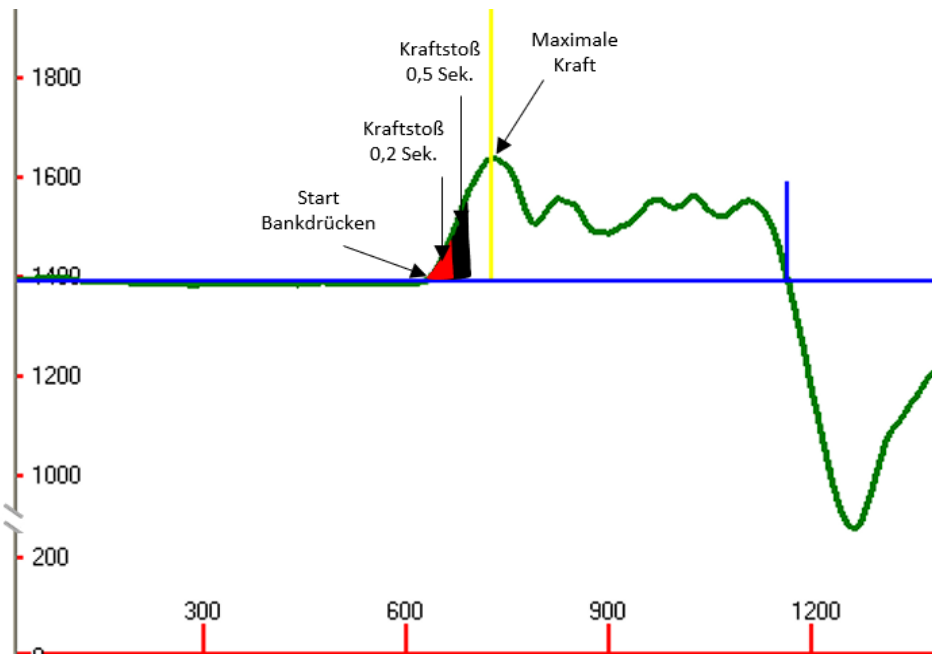


Abbildung 8: Aufzeichnung einer dynamischen Bankdrückbewegung mit 50% des 1RM. Y-Achse = Kraft in Newton, X-Achse = Zeit in Millisekunden. Das Kraftanstiegverhalten wurde ab Start der Bankdrückbewegung nach 200ms (Kraftstoß 0,2 Sek. – rote Fläche) und 500ms (Kraftstoß 0,5 Sek. – schwarze Fläche) erfasst.

#### 6.4 Kontraktile Eigenschaften

Tensiomyography wurde zur Untersuchung der unwillkürlichen Kontraktionszeit und Muskelsteifigkeit eingesetzt. Bei dieser Methode werden zwei oberflächliche Elektroden der Größe 5x5 cm auf der Haut platziert, welche per Tastdruck vom Untersucher das umliegende Muskelgewebe zum Kontrahieren bringen können. Ein in sich beweglicher Kolben wird zwischen den Elektroden platziert und durch die elektrisch ausgelöste Muskelkontraktion in seinen Sensorbauch zurückgedrückt, welcher mit einem Beschleunigungssensor ausgestattet ist und eine Weg-Zeitkurve aufzeichnet (Abb. 9). Dadurch kann die Kontraktionszeit ( $T_c$ ) bis zum Erreichen des maximal zurückgelegten Wegs und die Höhe der Muskelbauchverschiebung ( $D_m$ ) gemessen werden.  $T_c$  gibt die Zeit in Millisekunden an, die der Kolben benötigt, um bei einer Kontraktion von 10% auf 90% der zurückgelegten Strecke durch die Muskelkontraktion zu beschleunigen.  $T_c$  kann dabei Informationen über die Geschwindigkeit einer unwillkürlichen Muskelkontraktion liefern (Paula Simola et al. 2016). Die Reliabilität für den Musculus rectus femoris wurde von Paula Simola et al. (2015) mit ICC: 0,86 und CV: 4,90%- und (Wilson et al. 2018) mit CV: 2,0% angegeben.  $D_m$  steht für die maximale radiale Verschiebung des Kolbes und wird in Millimeter angegeben.  $D_m$  kann Informationen über die Steifigkeit des Muskels geben (Simunič et al.

2011; García-Manso et al. 2012; Macgregor et al. 2018). Die Reliabilität für den Rectus femoris wurde ebenfalls von Paula Simola et al. (2015) mit ICC: 0,92 und CV: 9,30% und ICC: 0,92; CV: 5,7% (Wilson et al. 2018) angegeben. Zusätzlich kann TMG noch weitere Parameter berechnen, wie die *delay time* ( $T_d$ ), die *sustain time* ( $T_s$ ) und die *relaxation time* ( $T_r$ ) (Abb. 9). Diese Parameter finden jedoch aufgrund ihrer geringen Reliabilität (Paula Simola et al. 2015) und ihrer fehlenden Relevanz für die Fragestellungen keine Beachtung.

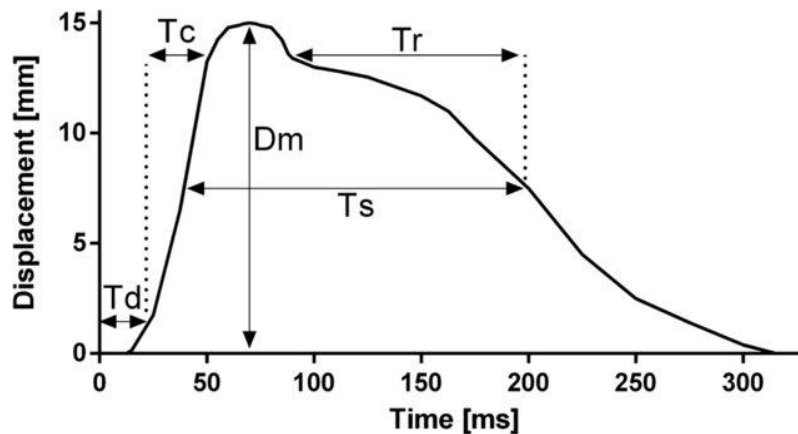


Abbildung 9: Grafische Darstellung aller Parameter von Tensiomyography.  $T_d$  = delay time,  $T_c$  = contraction Time,  $D_m$  = maximal displacement,  $T_s$  = sustain time,  $T_r$  = relaxation time (Harmsen et al. 2019, S. 458).

Vor der Applikation der Elektroden wurde die Haut rasiert und mit Alkohol desinfiziert. Die elektrische Stimulation begann mit 60 mA. und wurde sukzessive um 10 mA. erhöht, bis sich die TMG-Kurve in drei aufeinanderfolgenden Kontraktionen nicht mehr änderte. Dieses Verfahren wurde sowohl im Pre- als auch im Post-Test angewendet. Der TMG-Sensor wurde bei jeder Untersuchung an derselben Stelle platziert, an der zuvor der Ultraschallkopf aufgelegt wurde. Zwei Gurte wurden verwendet, um das Bein zu fixieren und Bewegungen des Beins als Reaktion auf den elektrischen Impuls zu verhindern (Abb. 10A). Für den Rectus femoris sind die Elektroden in einem interelektroden Abstand von 6 cm in Längsrichtung des Beins platziert worden, wie von Wilson et al. (2018) empfohlen (Abb. 10B).

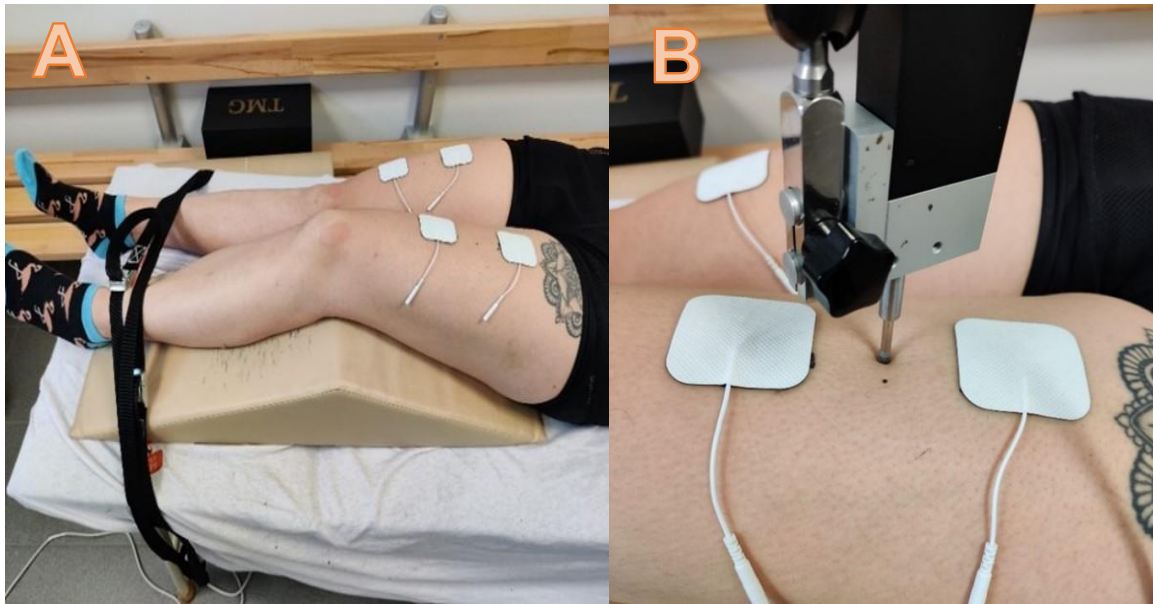


Abbildung 10: Tensiomyography Untersuchung. Aufbau der Untersuchung mit Fixierung des Beins, um eine Bewegung durch die elektrisch stimulierte Kontraktion zu vermeiden (A), inklusive Platzierung des Sensors und der Elektroden mit einem Abstand von 6 cm (B).

## 6.5 Hypertrophie

Zur Überprüfung der muskulären Hypertrophie wurden Ultraschallaufnahmen des intervenierten Gewebes gemacht. Bei allen Untersuchungen wurde der Ultraschallkopf orthogonal zum untersuchten Gewebe von einem erfahrenen Untersucher gehalten, um die Muskulatur zwischen zwei parallel verlaufenden Fasziensstrukturen auf den Ultraschallbildern sichtbar zu machen. Die Muskeldicke wurde als lineare Strecke zwischen zwei Fasziensstrukturen definiert. Zur Verbesserung der Reliabilität wurden sowohl bei Vor- als auch Nachtests für den Rectus Femoris und dem Pectoralis Major drei Bilder aufgenommen und jeweils mit drei Distanzmessungen (D in mm.) zwischen dem Fasziengewebe der zu untersuchenden Muskulatur versehen (Abb. 11B und 12). Die drei Distanzmessungen pro Bild wurden zu einem Wert gemittelt. Anschließend wurde erneut ein Mittelwert aus den drei gemittelten Distanzmessungen zur weiteren statistischen Analyse gebildet. Dieses Verfahren kann mathematisch wie folgt ausgedrückt werden:

$$SONO = \frac{\left( \left( \frac{D1 + D2 + D3}{3} \right) + \left( \frac{D4 + D5 + D6}{3} \right) + \left( \frac{D7 + D8 + D9}{3} \right) \right)}{3}$$

### 6.5.1 Ultraschall des Rectus Femoris

Der Muskel Rectus Femoris wurde mit dem Ultraschallgerät DC 30 Full HD von MINDRAY und einer 5 - 14 MHz Linearschallsonde untersucht. Mit einem wasserfesten Marker wurde ein Punkt 15 cm oberhalb der Kniescheibe in Richtung der spina iliaca anterior inferior markiert. Dieser Punkt definierte den Messpunkt der Sonde. Diese Messmethode wird von (e Lima, Kelly M. M. et al. 2012) mit einer hohen Reliabilität von ICC = 0,88 bis 0,99 beschrieben. Der Messpunkt wurde mit einem wasserfesten Stift auf der Haut markiert. Da die Farbe des Stifts auf der Haut nach einigen Tagen verblasst, sollten die Probanden den Messpunkt regelmäßig erneuern. Zur Messung der Muskeldicke wurde die Sonde mit Ultraschallgel auf den markierten Punkt in einem orthogonalen Winkel zum Bein positioniert, die senkrecht zum Bein verlief. Der Ultraschallkopf wurde mit minimalem Druck aufgelegt, ohne eine Kompression des Muskels zu induzieren, sodass der Muskel mit seinem Fasziengewebe klar zu erkennen war (Abb. 11A). Die Ultraschallaufnahmen wurden im entspannten Zustand durchgeführt, ohne dass das Bein kontrahiert. Die Distanzmessungen wurden beim Ultraschallgerät eingezeichnet und die Werte mittels Excel 2016 weiterverarbeitet.

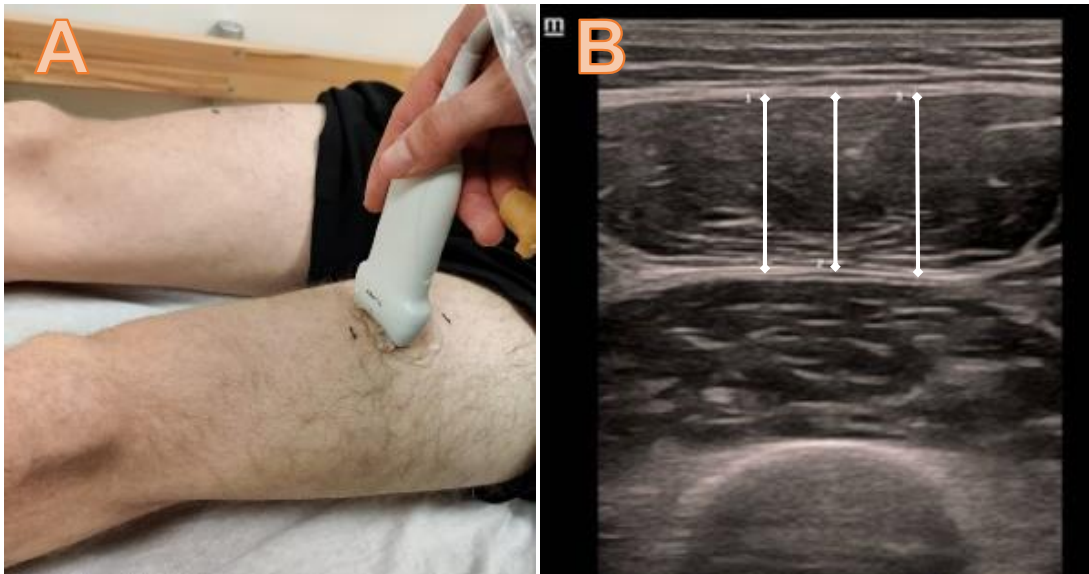


Abbildung 11: Ultraschalluntersuchungen am rectus femoris. Messpunkt 15 cm oberhalb der Kniescheibe (A). Ultraschallmessung des Rectus femoris (oben) mit drei Distanzmessungen (B).

### 6.5.2 Ultraschall des Pectoralis Majors

Für die Ultraschallaufnahmen des Pectoralis Majors wurde das Gerät LOGIQ C5 Premium von GE Medical Systems mit einer 5-14 MHz Linearschallsonde verwendet. Die Probanden lagen mit dem Rücken flach auf einer Liege und abduzierten den Arm um 45° in neutraler Position. An der Innenseite des Arms entlang in Richtung des Schlüsselbeins wurde die Sonde mit minimalem Auflegedruck oberhalb der Achselhöhle platziert und orthogonal zur Haut gehalten, bis der Pectoralis Majors zwischen zwei Faszienstrukturen gut zu erkennen war (Abb. 12). Das Verfahren wurde nach Kotarsky et al. (2018) angewendet, welches eine hohe Reliabilität mit einem ICC von 0,95 und einen CV von 2,5% aufweist. Sobald der Pectoralis Major gut ersichtlich war, wurden zuerst von der linken Seite und anschließend

drei Bilder von der rechten Seite aufgenommen. Direkt nach der Aufnahme eines Bildes wurden die Distanzmessungen mittels der internen Gerätesoftware eingezeichnet. Die Werte wurden in Excel 2016 zur weiteren Auswertung übertragen. Die Aufnahmen wurden im entspannten, nicht kontrahierten Zustand aufgenommen.

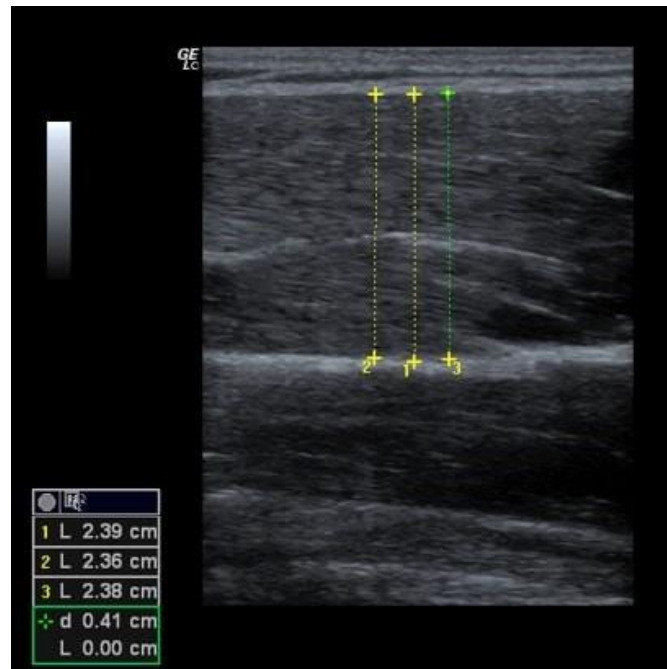


Abbildung 12: Ultraschallmessung vom pectoralis major inklusive drei Distanzmessungen.

## 6.6 Beweglichkeit

Abhängig von dem zu untersuchenden Muskel, wurden drei Beweglichkeitstests für die unteren Extremitäten und ein Beweglichkeitstest für die Brustmuskulatur durchgeführt, die im Folgenden beschrieben werden.

### 6.6.1 Beweglichkeit des Kniegelenks

Die Beweglichkeit des Kniegelenkwinkels wurde mittels des Thomas-Tests untersucht. Die Teilnehmer lagen mit der oberen Körperhälfte auf einer medizinischen Liege, sodass ihr Steißbein am Rand der Liege positioniert war. Das nicht zu messende Knie wurde mithilfe der Hände zum Bauchnabel hin gebeugt, bis der Oberschenkel des gemessenen Beins parallel zum Boden verlief und der Winkel zwischen den beiden Oberschenkeln durch eine wippende Bewegung des Untersuchers gegen das gebeugte Knie konstant blieb. Beide Beine sollten nicht kontrahiert werden. Mittels einer leichten Stoßbewegung vom Untersucher gegen den Unterschenkel des nicht gebeugten Beins, wurde überprüft, ob sich das Bein in einem nicht-kontrahierten Zustand befand. Ein digitales Goniometer wurde verwendet, um anschließend den Winkel des Kniegelenks des nicht gebeugten Beins zu messen (Abb.



13A). Dabei wurde das Goniometer zentral am Kniegelenk gehalten und sowohl zum Oberschenkel, als auch zum Unterschenkel zentriert ausgerichtet. Der Thomas-Test weist einen ICC-Wert von 0,87–0,91 auf (Cejudo et al. 2015).

#### 6.6.2 Beweglichkeit der hinteren Oberschenkelmuskulatur

Um die Beweglichkeit der Oberschenkelrückseite zu untersuchen, lagen die Probanden mit gestreckten Beinen in Rückenlage auf einer Trainingsmatte. Anschließend wurde das zu messende Bein im gestreckten Zustand mithilfe eines Bands so weit wie möglich angehoben. Im unteren Rücken durfte kein Hohlkreuz entstehen, sodass der Rücken permanent Kontakt mit der Trainingsmatte hatte. Der Untersucher stellte den Kontakt des Rückens mit der Trainingsmatte sicher, indem versucht wurde, eine Hand zwischen den Rücken und die Trainingsmatte zu schieben. Konnte die Hand nicht zwischen der Trainingsmatte und dem Rücken geschoben werden, war der Kontakt vorhanden und ein Hohlkreuz wurde vermieden. Das nicht zu messende Bein sollte auf dem Boden liegen bleiben und durfte nicht angehoben werden. Ein digitales Goniometer wurde an die Hüfte gehalten, um den Winkel zwischen dem angehobenen Bein und dem nicht angehobenen Bein zu messen (Abb. 13B). Der Winkel wurde nur dann abgelesen, wenn die Dehnung des angehobenen Beins maximal war und sowohl der untere Rücken, als auch das Bein weiterhin Kontakt mit der Trainingsmatte hatten. Die Reliabilität dieses Tests kann als hoch eingestuft werden mit einem ICC-Wert von 0,87–0,94 (Cejudo et al. 2015).

#### 6.6.3 Beweglichkeit des Sprunggelenks

Zur Überprüfung der Beweglichkeit im Sprunggelenk wurde der Knee-to-wall-test durchgeführt. Hierfür wurde ein spezieller Gleitbewegungsschlitten konstruiert (Abb. 13C). Auf dem vorderen Teil des Schlittens befand sich eine integrierte Messskala auf dem ein weiterer beweglicher Schlitten positioniert war. Auf dem hinteren Teil des Schlittens wurde der Fuß des gemessenen Beins mit den Zehen vor bis an die Kante positioniert und ein Blatt Papier unter die Ferse gelegt. Die Teilnehmer wurden angewiesen, das Knie langsam und kontrolliert zu beugen und den oberen Schlitten mit dem Knie nach vorne zu schieben. Sobald sich die Ferse vom Schlitten hob und das Papier darunter entfernt werden konnte, durfte das Bein nicht weiter gebeugt werden. Anschließend wurden die Zentimeter auf der integrierten Messskala im vorderen Teil (in cm) abgelesen. Bei der Bewegungsausführung wurde darauf geachtet, dass das Becken während der Beugung nicht nach anterior bewegt worden ist, da durch die Verschiebung des Beckens der Schlitten weiter nach vorne gedrückt werden konnte. Weiter befand sich das andere Bein während der Ausführung in der Luft und setzte nicht auf dem Boden auf. Auch war es nicht erlaubt, sich mit den Händen festzuhalten oder das Knie ruckartig nach vorne zu bewegen, um ein verfälschen zu vermeiden. Die Reliabilität kann als hoch betrachtet werden; ICC: 0,979 – 0,992; CV: 0,94% – 1,81% (Warneke et al. 2022a).

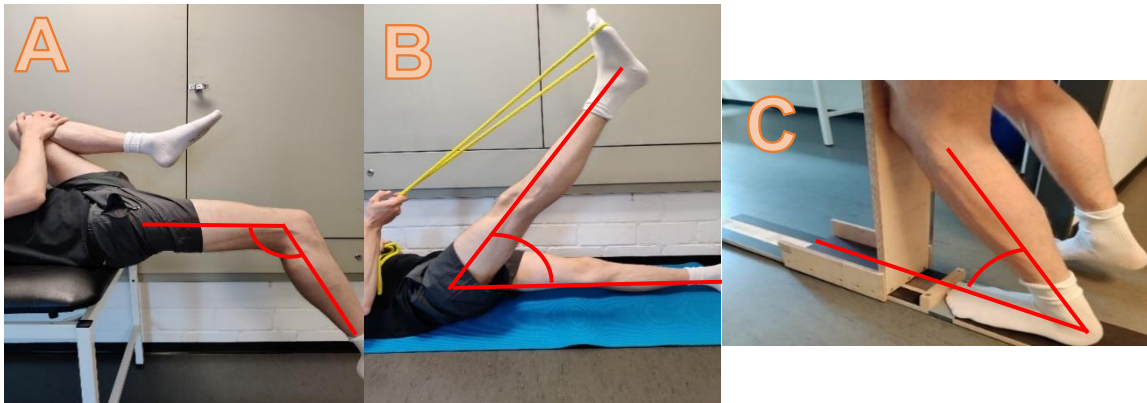


Abbildung 13: Beweglichkeitstests der Beinstreckerkette. Thomas Test für die Beweglichkeit des Kniegelenks (rectus femoris) (A), Beweglichkeitstest der Oberschenkelrückseite (Hamstrings) (B) und der Beweglichkeitstest für das Sprunggelenk (Knee to wall-test – Gastrocnemius) (C).

#### 6.6.4 Beweglichkeit des Brustmuskels

Die Beweglichkeit des Brustmuskels wurde mithilfe des Tests *Durchschultern* untersucht. Hierfür hielten die Probanden eine Holzstange vor ihren Körper mit zwei Maßbändern ausgehend von der Mitte nach Außen geklebt. Die Probanden wurden angewiesen, die Stange so zu umgreifen, dass die vom Versuchsleiter vorgegebene Zahl in Zentimeter an der Innenseite der Hand sichtbar war. Anschließend sollten die Probanden die Stange mit gestreckten Armen vor ihrem Körper halten und langsam über ihren Kopf führen und wieder zurück (Abb. 14 A-C). Die Durchführung war gültig, wenn die Arme nicht gebeugt wurden. Die Zentimeterangabe wurde so lange verringert bis mindestens ein Ellenbogen bei der Bewegung einknickte und der Versuch damit ungültig war. Der zuvor gültige Versuch wurde notiert. Die Zuverlässigkeit dieses Verfahrens kann als hoch angenommen werden (ICC = 0,997–0,998) (Warneke et al. 2023a).

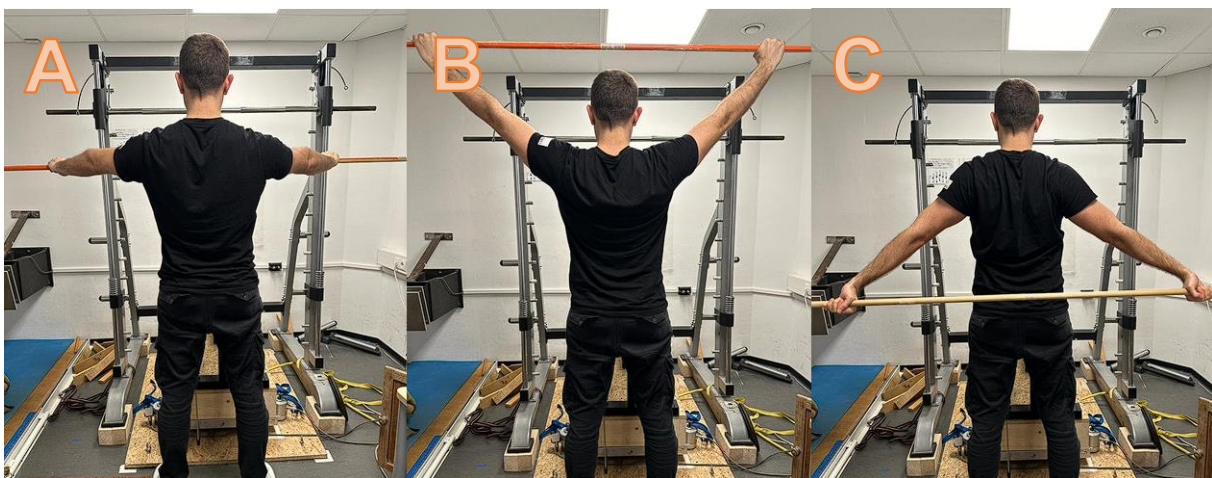


Abbildung 14: Beweglichkeitstest für die Brustmuskulatur (Durchschultern). Der Stab wird in Ausgangsstellung gehalten (A), anschließend mit gestreckten Armen über den Kopf bewegt (B) und vollständig hinter den Rücken geführt (C).



## 6.7 Creatine-Kinase

Zur Bestimmung des CK-Levels wurden vor Beginn der Intervention sowie 24, 48 und 72 Stunden nach dem Start der Intervention jeweils mindestens 150ml Blut entnommen. Das Blut wurde unter Verwendung einer sterilen Einwegvorrichtung aus der Fingerbeere entnommen und in eine mit Ethylendiamintetraessigsäure beschichtete Kapillare eingefüllt. Die Proben wurden sofort nach der Entnahme in ein Röhrchen überführt und ins Universitätsklinikum Oldenburg zur weiteren Analyse gebracht. Dort wurden die Proben zentrifugiert und der Plasmaüberstand, etwa 70 µl, zur Bestimmung der CK-Aktivität verwendet. Die Analyse erfolgte am CobasPro (Roche Diagnostics Deutschland GmbH, Mannheim). Dabei handelt es sich um einen photometrischen Test, bei dem durch die Messung von Nicotinamidadenindinukleotidphosphat in einem definierten Reaktionsgemisch auf die Aktivität der CK geschlossen wird. Eventuell verbleibendes Restplasma wurde bei -80°C bis höchstens ein Jahr aufbewahrt. Eine extra Supplementation von *Creatine* war während der gesamten Interventionszeit nicht gestattet, um nicht den CK-Wert und die Kraftwerte zu verfälschen.

*Tabelle 2: Übersicht aller verwendeten Parameter inklusive ihrer Beschreibung und der Einheit.*

<b>Parameter</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>Einheit</b>
<b>Studie 1</b>		
Kmax_Leg	Maximalkraft der Beinstreckerkette isometrisch [Kapitel 6.2.1]	Newton [N]
Sono_RF	Muskeldickenmessung des Rectus Femoris mittels Ultraschall [Kapitel 6.5.1] Ultraschall des Rectus Femoris	Millimeter [mm]
Flex_KG	Beweglichkeitstest des Kniegelenks [Kapitel 6.6.1]	Grad [°]
Flex_Ham	Beweglichkeitstest der hinteren Oberschenkelmuskulatur [Kapitel 6.6.2]	Grad [°]
Flex_SG	Beweglichkeitstest des Sprunggelenks [Kapitel 6.6.3]	Zentimeter [cm]
TMG_Dm	Maximale Muskelbauchverschiebung mit Tensiomyographie [Kapitel 6.4]	Millimeter [mm]
TMG_Tc	Kontraktionszeit mit Tensiomyographie [Kapitel 6.4]	Millisekunden [ms]
CK	Creatine Kinase mittels Kapillarblutentnahme [Kapitel 6.7]	Unit/Liter [U/l]

<b>Studie 2</b>		
Kmax_Pec	Maximalkraft der Brustmuskulatur [Kapitel 6.2.2]	Newton [ <i>N</i> ]
Sono_Pec_R	Muskeldickenmessung des Pectoralis Major mittels Ultraschall rechte Seite [Kapitel 6.5.2]	Millimeter [ <i>mm</i> ]
Sono_Pec_L	Muskeldickenmessung des Pectoralis Major mittels Ultraschall linke Seite [Kapitel 6.5.2]	Millimeter [ <i>mm</i> ]
ROM_Pec	Beweglichkeitstest der Brustmuskulatur [Kapitel 6.6.4]	Zentimeter [ <i>cm</i> ]
<b>Studie 3</b>		
BP_Iso	Maximalkrafttest Bankdrückbewegung isometrisch [Kapitel 6.2.3]	Newton [ <i>N</i> ]
BP_Dyn	Maximalkrafttest Bankdrückbewegung dynamisch 1RM [Kapitel 6.2.3]	Kilogramm [ <i>Kg</i> ]
Imp_0.2	Kraftanstiegsverhalten bei der isometrischen Bankdrückbewegung für 200ms [Kapitel 6.3]	Newtonsekunde [ <i>N·s</i> ]
Imp_0.5	Kraftanstiegsverhalten bei der isometrischen Bankdrückbewegung für 500ms [Kapitel 6.3]	Newtonsekunde [ <i>N·s</i> ]

## 6.8 Interventionen

Im Folgenden werden alle Interventionen beschrieben. In jeder Dehnungsgruppe sollten die Probanden bis an die maximal subjektive Schmerztoleranz gehen.

### 6.8.1 Dehnung der Beinstreckerkette

Bei der Dehnung der Beinstreckerkette wurden die Muskeln *Rectus femoris*, *Gluteus Maximus*, *Gastrocnemius* und die *Hamstrings* für jeweils fünf Minuten täglich über sechs Wochen selbstständig gedehnt. Gedehnt wurde unilateral. Die Dehnungsübungen wurden wie folgt durchgeführt:

*Rectus femoris*: Für die Ausgangslage knieten die Probanden mit dem Interventionsbein auf einer weichen Unterlage und beugten den Unterschenkel auf eine andere Unterlage, sodass der Fuß auflag und ein Kniewinkel zwischen 110° und 120° erreicht worden ist. Das Kontrollbein setzte mit einem Knie

und Hüftwinkel von 90° auf. Der Oberkörper musste dabei in aufrechter Position gehalten und durfte nicht nach vorne gebeugt werden. Für die Dehnung sollte die Hüfte aktiv nach vorne gedrückt werden, sodass eine Dehnung im Oberschenkel spürbar war und ein Hohlkreuz vermieden wurde (Abb. 15A). Es war erlaubt, mit den Händen an der Hüfte nachzudrücken, um die Dehnung des Rectus femoris zu intensivieren.

*Gluteus Maximus*: Die Probanden saßen im Strecksitz mit aufrechtem Oberkörper auf dem Boden und beugten das Interventionsbein über das gestreckte Kontrollbein mit einem Kniewinkel von ca. 90–110°. Der Fuß setzte dabei in einer neutralen Stellung auf. Der gegenüberliegende Arm zog das Knie des Interventionsbeins nach medial posterior, um eine Dehnung des *Gluteus Maximus* einzuleiten. Während der Dehnung durften die Probanden sich mit der anderen Hand abstützen (Abb. 15B).

*Gastrocnemius*: Für die Dehnung des *Gastrocnemius* saßen die Probanden erneut im Strecksitz mit den Füßen zu einer Wand. Ein keilartiger Gegenstand wurde zwischen der Wand und dem Interventionsbein gelegt, sodass der Fuß in die Dorsalextension gedrückt wurde. Der Oberkörper sollte aufrecht leicht nach vorne geneigt werden, um die Dehnung des *Gastrocnemius* einzuleiten. Das Kontrollbein lag während der Dehnung im entspannten Zustand gestreckt daneben. Mit den Händen durften die Probanden sich abstützen und eine Vorverlagerung des Oberkörpers unterstützen (Abb. 15C).

*Hamstrings*: Als Ausgangslage knieten die Probanden mit dem Kontrollbein auf dem Boden, während die Ferse des Interventionsbeins mit einem Kniewinkel zwischen 0 und 20° auf dem Boden aufsetzte. Der Oberkörper war dabei aufrecht und die Arme hingen in Neutralstellung neben dem Oberkörper. Für die Dehnung der *Hamstrings* beugten sich die Probanden mit geradem Oberkörper in Richtung des Interventionsbeins nach vorne bis eine Dehnung der hinteren Oberschenkelmuskulatur zu spüren war (Abb. 15D). Während der Dehnung war es erlaubt, sich mit den Händen abzustützen und eine weiche Unterlage für das Knie des Kontrollbeins zu nutzen.

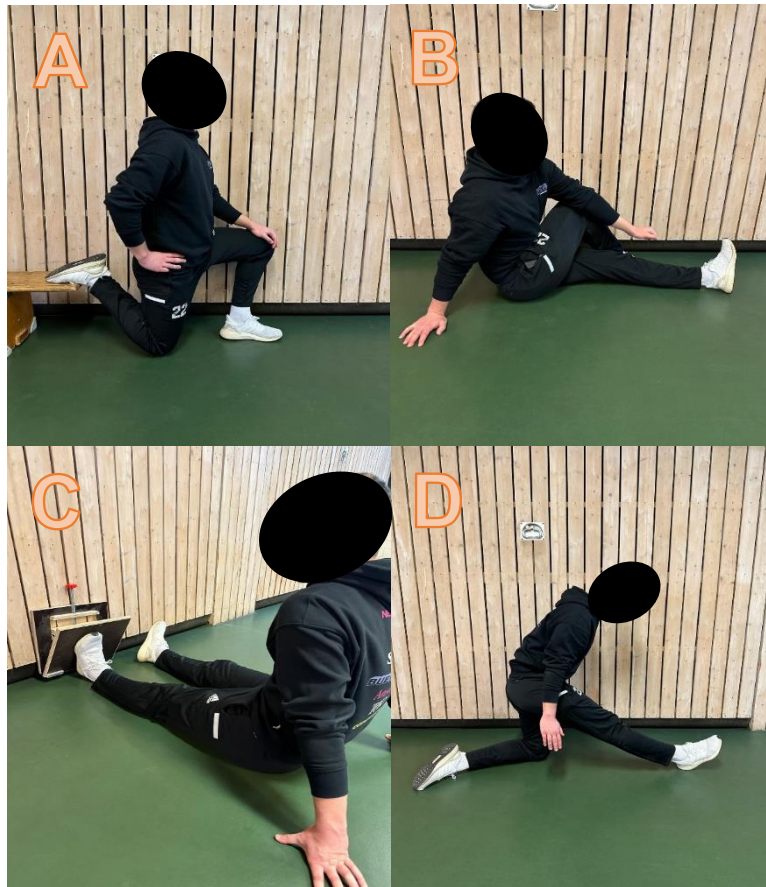


Abbildung 15: Dehnungsübungen für das erste Experiment. Dehnung des Rectus Femoris (A), Dehnung des Gluteus Maximus (B), Dehnung des Gastrocnemius (C), Dehnung der Hamstrings (D).

### 6.8.2 Überwachte Dehnung der Brustmuskulatur

Für die überwachte passive Dehnung der Brustmuskulatur besuchten die Probanden an vier Tagen pro Woche über einen Zeitraum von acht Wochen das Labor der Universität Oldenburg, wo deren Brustmuskulatur bilateral auf einer speziell dafür gebauten Konstruktion gedehnt wurde (Abb. 16). Hierfür lagen die Probanden auf einer Hantelbank mit nach außen rotierten Schultern und abduzierten Armen im 90° Winkel. Die Ellbogenwinkel waren bei 90° mit einer Orthese (Brnnoo Orthomen) fixiert. Zur Durchführung der Brustdehnung wurde jeweils ein Spanngurt pro Seite mit einer integrierten Ratsche an der Ellenbogenorthese befestigt. Dieser Gurt war mit einem weiteren Spanngurt verbunden, der an einem Kraftsensor (71K\_21KM Erichsen 56 Wuppertal 2) angebracht war. Durch das Festziehen der Ratschen wurden die Ellbogen der Probanden vertikal nach unten in die Richtung der Kraftsensoren gezogen, wodurch eine Dehnung der Brustmuskulatur spürbar war. Die Kraftsensoren maßen alle 10 Sekunden die mechanische Zuglast, die durch das Anziehen der Ratschen auf den Ellbogen entstanden. Die mechanische Zuglast wurde so gewählt, dass die Probanden eine subjektiv, maximal aushaltbare Dehnungsintensität in der Brustmuskulatur spürten (VAS 8 – 10). Wie aus der Abbildung 17 ersichtlich ist, nahm die gemessene Zuglast, und damit die subjektiv wahrgenommene

Dehnungsintensität, kontinuierlich ab. Daher wurden die Ratschen nach einiger Zeit nachgezogen (*Re-tightened*), um eine konstant hohe Dehnungsintensität zu erreichen. Um ein Hohlkreuz zu vermeiden, hoben die Probanden ihre Beine im 90° Winkel an und stellte die Füße gegen eine Wand.



Abbildung 16: Dehnung der Brustmuskulatur für 15 Minuten ohne Pause. Die Zugspannung wurde nach subjektiv empfundener Reduktion der Dehnungsspannung nachgezogen.

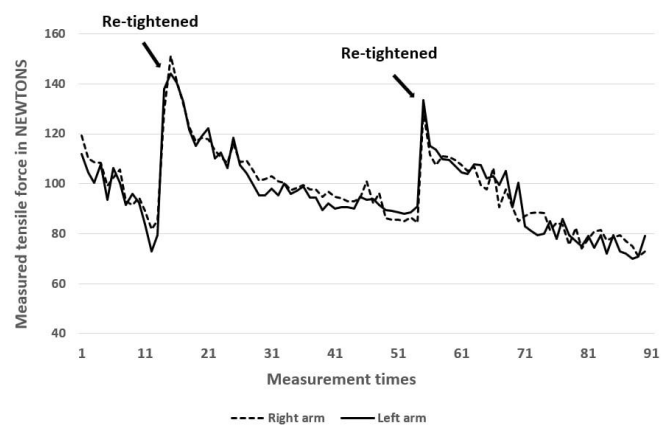


Abbildung 17: Messung einer 15-minütigen Dehnung mit Adjustierung der Zuglast (*Re-tightened*). Die Zuglast wurde alle 10 Sekunden gemessen.

### 6.8.3 Dehnung der Brustmuskulatur (*home-based*)

Die *home-based* Dehnungsgruppe absolvierte ein standardisiertes Dehnungstraining an vier Tagen in der Woche über einen Zeitraum von acht Wochen. Den Probanden wurde ein Resistance Band (1,9 cm breit, 14-27 kg Belastung) zur Verfügung gestellt und sie erhielten Anweisungen für die Durchführung der drei Übungen nach Warneke et al. (2023a) (Abb. 18A-C). Jede Übung musste für fünf Minuten gehalten werden. Insgesamt ergab das Dehnungsvolumen der *home-based* Gruppe (eine Stunde pro Woche) das Gleiche wie bei der überwachten Brustdehnungsgruppe aus Kapitel 6.8.2.

Bei der *ersten Übung* sollte das Band auf Kopfhöhe eingespannt und in die Hand genommen werden, die Arme im 90° Winkel abduziert und gleichzeitig nach außen rotiert werden, sodass das Band eine imaginäre Linie mit dem Kopf bildete. Die Füße sollten eine leichte Schrittstellung einnehmen. Durch das nach vorne Lehnen des Oberkörpers wurde die Dehnung in der Brustmuskulatur eingeleitet (18A). Für die *zweite Übung* wurde das Band auf Hüfthöhe hinter dem Körper eingespannt und die Arme in ca. 45° abduzierter Haltung außenrotiert und mit schulterbreitem Abstand nach hinten geführt. Die Füße befanden sich ebenfalls in Schrittstellung. Das Band wurde an der Innenseite der Hand gehalten und der Oberkörper nach vorne gelehnt, sodass eine Dehnung in der Brustmuskulatur spürbar war (Abb. 18B). Für die *dritte Übung* sollten sich die Probanden mit dem Rücken auf eine Bank oder eine Liege legen und die Arme 90° abduzieren und erneut nach außen rotieren. Die Füße setzten auf dem Boden auf. Das Band wurde unter die Bank geführt und an der Innenseite der Handflächen festgehalten. Durch das Festhalten wurde die Dehnung im Brustmuskel eingeleitet (Abb. 18C).



Abbildung 18: Dehnungsübungen für die Brustmuskulatur für zuhause (A, B, C). Jede Übung wurde für 5 Minuten ohne Pause gehalten.

#### 6.8.4 Krafttraining der Brustmuskulatur

Die Probanden der Krafttrainingsgruppe absolvierten über einen Zeitraum von acht Wochen an drei Tagen pro Woche ein standardisiertes Krafttraining für die Brustmuskulatur. Das Training wurde an einer Butterfly-Maschine von der Firma Gym80 mit Polsterungen für die Ellenbogen durchgeführt. Diese Übung innervierte den Pectoralis Major am gezieltesten (Giorgio et al. 2009). Für die Ausgangsstellung saßen die Probanden mit geradem Rücken auf dem Gerät und abduzierten die Arme und Ellenbogen jeweils im 90° Winkel außenrotiert, bis die Ellenbogen an den Polsterungen der Maschine angelegt waren. Die Ausgangsstellung wurde erreicht, indem die Hände eine imaginäre Linie in der Frontalebene zum Kopf bildeten. Aus der Ausgangsstellung heraus sollten die Ellenbogen gegen die Polsterung im 2-0-2 Verhältnis nach vorne zusammengeführt werden und so den Pectoralis Major kontrahieren. 2-0-2 Verhältnis bedeutet, zwei Sekunden konzentrisch, null Sekunden isometrisch und zwei Sekunden exzentrisch. Die Durchführung sollte unter der vollen ROM durchgeführt werden, da eine Übungsausführung unter voller ROM zu größeren Kraft- und Hypertrophieanpassungen führen kann (Pinto et al. 2012; Pallarés et al. 2021). Jede Trainingseinheit bestand aus fünf Sätzen mit jeweils zehn bis zwölf Wiederholungen und einer Satzpause von 90 Sekunden. Das Trainingsgewicht zum Start wurde auf ein Viertel des Körpergewichts festgelegt und selbstständig erhöht, sobald bei jedem Satz zwölf Wiederholungen erreicht wurden.

#### 6.9 Datenanalyse

Die Daten aller Studien wurden mit SPSS 28 und Excel 2019 analysiert. Die Parameterwerte werden als Mittelwerte (M)  $\pm$  Standardabweichung (SD) dargestellt. Die Reliabilität der Testverfahren wurde anhand des ICC und des CV berechnet. Die berechneten Werte zu den Testverfahren sind im Kapitel 7 bei der Vorstellung der jeweiligen Ergebnisse zu finden. Die Reliabilität wurde jeweils zwischen dem besten und dem zweitbesten Wert berechnet und gibt die *intra-day* Reliabilität an. Sowohl in der *ersten* als auch *zweiten Studie* wurden die Daten mittels des *Shapiro-Wilks-Tests* auf Normalverteilung geprüft. Für die *dritte Studie* wurde der *Kolmogorov-Smirnow-Test* benutzt. In allen Studien wurde die Homogenität der Varianzen mit dem *Levene-Test* sichergestellt. Die Normalverteilung und die Homogenität der Varianzen gilt als notwendige Voraussetzung zur Nutzung einer Varianzanalyse (ANOVA) (Cohen 2013). Um Gruppenunterschiede im Pre-test auszuschließen, wurde in allen Studien jeweils eine einfaktorielle ANOVA durchgeführt.

In der *ersten Studie* wurde eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung für alle Parameter mit Ausnahme der CK durchgeführt. Die Beine der jeweiligen Person wurden dabei als eigenständige Gruppe angesehen, sodass in Summe vier Gruppen miteinander verglichen worden sind. Bei der Auswertung für den CK-Level, wurde ein t-Test für unabhängige Stichproben verwendet. Da bei einer Mikrotraumatisierung der Muskulatur die CK im Blut frei zirkuliert, wurde bei der Auswertung der CK auf eine Unterteilung der Beine verzichtet und die Werte der Interventionsgruppe mit den Werten der Kontrollgruppe verglichen. In der *zweiten* und *dritten Studie* wurde ebenfalls eine zweifaktorielle ANOVA



mit Messwiederholung durchgeführt, wobei bei beiden Studien jeweils drei Gruppen miteinander verglichen worden sind. In der *zweiten Studie* wurde die Dehnungsgruppe mit der Krafttrainingsgruppe und einer Kontrollgruppe verglichen, während in der *dritten Studie* die überwachte Dehnungsgruppe mit Adjustierung der Zugspannung mit der *home-based* Dehnungsgruppe und einer Kontrollgruppe analysiert wurde.

Bei allen Studien wurden die jeweiligen Effektgrößen der ANOVA als *Eta-Quadrate* ( $\eta^2$ ) angegeben und in kleine ( $\eta^2 < 0,06$ ), moderate ( $\eta^2 = 0,06 - 0,14$ ) und große Effekte ( $\eta^2 > 0,14$ ) unterteilt (Cohen 2013). Zusätzlich wurde die *F* Wert angegeben. Bei einem signifikanten Interaktionseffekt wurde anschließend der *Scheffé Post-hoc-Test* für mittlere Unterschiede benutzt, um signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen zu identifizieren. Die Effektgrößen der Post-Hoc Tests wurden mit Cohen's *d* angegeben und in kleine ( $d < 0,5$ ), moderate ( $d = 0,5 - 0,8$ ) und große Effekte ( $d > 0,8$ ) unterteilt (Cohen 2013). Die Stichprobengröße wurden mit G-Power berechnet (Version 3.1, Düsseldorf, Deutschland) und das Signifikanzniveau auf  $p < 0,05$  festgelegt.



## 7 Experimentelle Studien

Im Folgenden werden alle Ergebnisse aus den Untersuchungen dieser Dissertation vorgestellt. Zunächst wird jeweils eine Einführung in die Studie gegeben, anschließend die Ergebnisse in tabellarischer Form präsentiert und zusammengefasst. Da die Anzahl der grafischen Darstellungen in den Publikationen limitiert war, wurden zusätzlich die Einzelverläufe der Maximalkraftentwicklung vom Vortest zum Nachtest aller Probanden für jede Gruppe als grafische Darstellung hinzugefügt. Durch die Darstellung der Einzelverläufe ist ein detaillierteres Bild der Ergebnisse möglich und kann helfen, einen allgemeinen Trend der Intervention zu erkennen.

### 7.1 Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility

**Veröffentlicht in: *Frontiers in Sports and Active Living* (2023)**

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2023.1139065/full>

In einigen Publikationen konnte durch eine Langzeitdehnung beim Menschen signifikante Zuwächse der Maximalkraft (Warneke et al. 2022a) und der Muskeldicke (Warneke et al. 2022a) gezeigt werden. Jedoch gibt es Publikationen, in denen weder Maximalkraftzuwächse (Nakamura et al. 2021; Sato et al. 2020) noch eine Hypertrophie der Muskulatur gefunden wurde (Yahata et al. 2021). Grund hierfür könnte eine erhöhte Heterogenität der Studiendesigns (Dehnungsvolumen, Intensität, untersuchte Muskulatur) sein. Als Erklärungsansätze für Adaptationen durch eine Langzeitdehnung werden morphologische, physiologische und neuronale Anpassungen genannt. Smith et al. (1993) konnten statistisch signifikant höhere CK-Werte bis zu fünf Tage nach einem statischen und ballistischen Dehnungstraining zeigen. Eine Erhöhung des CK-Levels nach einem Trainingsreiz kann auf eine Mikrotraumatisierung der Muskulatur hindeuten (Baird et al. 2012), wodurch anabole Prozesse stimuliert werden können (Brentano und Martins Krueel 2011). Weiter konnte Alway (1994b) in einem Tierversuch eine Reduzierung der Kontraktionsgeschwindigkeit zeigen und sowohl Nakamura et al. (2012) als auch Guissard und Duchateau (2004) eine in Ruhe gemessene reduzierte Muskelsteifigkeit am Menschen. Es ist nichts über die Auswirkungen einer Langzeitdehnung auf die Muskelsteifigkeit mittels einer elektrischen Stimulation durch Tensiomyography bekannt. Die meisten Publikationen untersuchten dehnungsbedingte Adaptationen am isolierten Muskel, meistens am Wadenmuskel. Die Frage des Transfers dehnungsbedingter Adaptationen auf eine komplexe Bewegung unter Beteiligung mehrerer Muskeln ist bislang nur unzureichend untersucht und könnte für zukünftige Fragestellungen sportpraktische Relevanz gewinnen. Dies wirft die Fragen auf, ob ein tägliches fünfminütiges Dehnungstraining einer Muskelkette über mehrere Wochen ausreichend ist, die Maximalkraft zu erhöhen und eine muskuläre Hypertrophie zu induzieren. Ferner werden die Fragen gestellt, ob die unwillkürliche Kontraktionszeit und die Muskelsteifigkeit via Tensiomyography durch eine

Langzeitdehnung verändert werden. Zusätzlich stellt sich die Frage, ob eine statische Langzeitdehnung von fünf Minuten zu einer akuten Mikrotraumatisierung der Muskulatur führen kann. Um diese Fragen zu beantworten, wurden 44 sportliche aktive Probanden ( $w = 20$ ,  $m = 24$ , Alter:  $24,6 \pm 3,7$  Jahren, Größe:  $179,1 \pm 10,1$  cm, Gewicht:  $73,8 \pm 14,6$  kg) in eine Dehnungsgruppe und eine Kontrollgruppe aufgeteilt. Die Dehnungsgruppe absolvierte ein tägliches Dehnungstraining, in dem die Muskulatur (Rectus Femoris, Hamstrings, Gluteus Maximus und Gastrocnemius) des dominanten Beins für jeweils fünf Minuten über sechs Wochen gedehnt wurden. Das nicht-dominante Bein wurde nicht gedehnt und diente als Kontrollbein. Um die Maximalkraft einer komplexen Übung unter Beteiligung mehrerer Muskeln zu untersuchen, ist die Maximalkraft mittels einer Beinpresse isometrisch gemessen worden. Die Muskeldicke, die unwillkürlich gemessene Kontraktionszeit und die Muskelsteifigkeit wurden am Beispiel des Rectus Femoris mittels Ultraschall und Tensiomyography ermittelt. Die Beweglichkeit aller beteiligten Gelenke wurden durch Beweglichkeitstests untersucht. Zur Messung des CK-Levels wurden Blutproben aus der Fingerbeere vor der Intervention und täglich bis zu drei Tage nach Start der Intervention entnommen und im Labor ausgewertet. Die Ergebnisse sind in den folgenden Tabellen und Grafiken dargestellt.

Tabelle 3: Reliabilitätswerte (ICC und CV) von den verwendeten Methoden zur Erfassung der Maximalkraft, der Muskeldicke und der Beweglichkeit.

Parameter	ICC [95% CI]	CV (in %)
Maximalkrafttest isometrisch (Kmax_Leg)	0.978 – 0.987	1.8 – 2.0
Muskeldicke Rectus femoris (Sono_RF)	0.951 – 0.971	1.7 – 2.2
Beweglichkeit Kniegelenks (Flex_KG)	0.964 – 0.984	1.2 – 1.3
Beweglichkeit hinterer Oberschenkel (Flex_Ham)	0.956 – 0.966	1.5 – 1.7
Beweglichkeit Sprunggelenk (Flex_SG)	0.978 – 0.989	2.3 – 2.7

Tabelle 4: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Maximalkraft und die Muskeldicke.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Gruppen- effekt	Zeit x Gruppe
<b>Maximalkraft isometrisch (Kmax_Leg)</b>						
IGDL	789.0 ± 173.6 N	823.8 ± 190.5 N	+4.4%	$p = 0.051$ $F = 6.605$ $\eta_p^2 = 0.046$	$p = 0.142$ $F = 1.864$ $\eta_p^2 = 0.064$	$p < 0.001$ $F = 6.605$ $\eta_p^2 = 0.195$
IGnDL	695.1 ± 180.1 N	698.2 ± 181.5 N	+0.4%			
CGDL	816.1 ± 168.0 N	817.8 ± 179.9 N	+0.2%			

CGnDL	747.8 ± 187.5 N	742.9 ± 189.5 N	-0.7%			
<b>Muskeldicke Rectus femoris (Sono_RF)</b>						
IGDL	15.45 ± 2.63 mm	16.48 ± 2.77 mm	+6.7%	<p><math>p = 0.001</math></p> <p><math>F = 12.037</math></p> <p><math>\eta_p^2 = 0.132</math></p>	<p><math>p = 0.398</math></p> <p><math>F = 2.920</math></p> <p><math>\eta_p^2 = 0.037</math></p>	<p><math>p = 0.039</math></p> <p><math>F = 2.920</math></p> <p><math>\eta_p^2 = 0.100</math></p>
IGnDL	15.42 ± 2.61 mm	15.80 ± 2.42 mm	+2.5%			
CGDL	16.34 ± 2.44 mm	16.53 ± 2.32 mm	+1.2%			
CGnDL	16.76 ± 2.31 mm	16.83 ± 2.23 mm	+0.4%			

IG = intervention group; CG = control group; DL = dominant leg; nDL = non-dominant leg; N = Newton; mm = Millimeter.

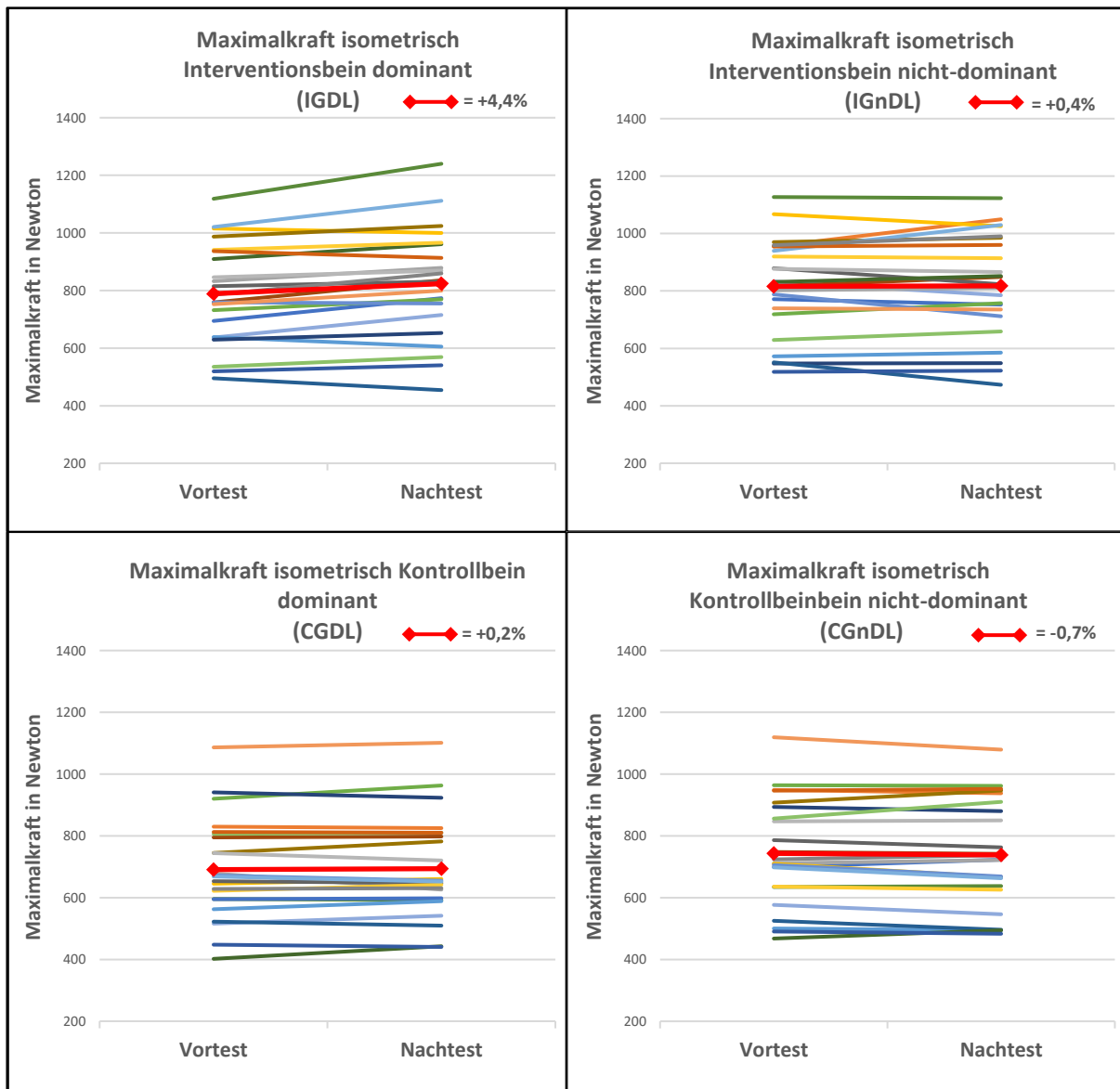


Abbildung 19: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test der Beinstreckerkette von allen Probanden einzeln aus der ersten Studie für jede Gruppe.

### Maximalkraft und Muskeldicke

Die Mittelwertvergleiche der isometrischen Maximalkraft und der Muskeldicke zwischen den Vor- und Nachttests für beide Gruppen und jedes Bein sowie die Ergebnisse der ANOVA sind in Tabelle 4 aufgeführt. Der Scheffé-Test zeigte signifikante Zunahmen für die mittleren Unterschiede in der Maximalkraft zwischen den Vor- und Nachttestwerten des gedehnten Beins (IGDL) gegenüber dem Kontrollbein der Interventionsgruppe (IGnDL) ( $p = 0,006$ ,  $d = 0,651$ ) sowie des gedehnten Beins gegenüber dem dominanten Bein der Kontrollgruppe (CGDL) ( $p = 0,031$ ,  $d = 0,55$ ) und des gedehnten Beins gegenüber dem nicht-dominanten Bein der Kontrollgruppe (CGnDL) ( $p = 0,002$ ,  $d = 0,71$ ). Es wurden keine weiteren signifikanten Unterschiede festgestellt. Die Muskeldicke mittels Sonografie zeigte im Scheffé-Post-Hoc-Test keine signifikanten Zunahmen zwischen den Vor- und Nachttestwerten im gedehnten Bein (IGDL) gegenüber dem Kontrollbein (IGnDL) ( $p = 0,325$ ,  $d = 0,344$ ) oder im

gedehnten Bein gegenüber dem dominanten Bein der Kontrollgruppe (CGDL) ( $p = 0,136$ ,  $d = 0,438$ ) noch im gedehnten Bein gegenüber dem nicht-dominanten Bein der Kontrollgruppe (CGnDL) ( $p = 0,066$ ,  $d = 0,505$ ).

Tabelle 5: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Beweglichkeit.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Gruppen- effekt	Zeit x Gruppe
<b>Beweglichkeit Kniegelenk (Flex_KG)</b>						
IGDL	122.6 ± 8.9°	112.3 ± 9.5°	+8.4%	$p < 0.001$ $F = 41.379$ $\eta_p^2 = 0.320$	$p = 0.398$ $F = 0.997$ $\eta_p^2 = 0.033$	$p < 0.001$ $F = 26.815$ $\eta_p^2 = 0.478$
IGnDL	120.4 ± 8.8°	120.6 ± 8.4°	-0.2%			
CGDL	121.8 ± 8.4°	120.7 ± 8.3°	+0.9%			
CGnDL	120.1 ± 7.4°	119.1 ± 7.0°	+0.8%			
<b>Beweglichkeit hintere Oberschenkel (Flex_Ham)</b>						
IGDL	77.2 ± 10.2°	90.2 ± 11.9°	+16.8%	$p < 0.001$ $F = 31.242$ $\eta_p^2 = 0.262$	$p = 0.679$ $F = 0.507$ $\eta_p^2 = 0.017$	$p < 0.001$ $F = 30.359$ $\eta_p^2 = 0.509$
IGnDL	79.8 ± 14.6°	79.5 ± 13.7°	-0.4%			
CGDL	79.0 ± 11.6°	78.9 ± 11.0°	-0.2%			
CGnDL	80.8 ± 13.7°	80.3 ± 12.6°	-0.6%			
<b>Beweglichkeit Sprunggelenk (Flex_SG)</b>						
IGDL	16.0 ± 2.5 cm	17.5 ± 2.6 cm	+9.4%	$p < 0.001$ $F = 9.592$ $\eta_p^2 = 0.098$	$p < 0.028$ $F = 3.170$ $\eta_p^2 = 0.098$	$p < 0.001$ $F = 13.183$ $\eta_p^2 = 0.310$
IGnDL	15.1 ± 2.2 cm	15.0 ± 2.3 cm	-0.6%			
CGDL	16.0 ± 2.3 cm	15.8 ± 2.5 cm	-0.7%			
CGnDL	14.9 ± 1.9 cm	15.1 ± 2.0 cm	+1.0%			

IG = intervention group; CG = control group; DL = dominant leg; nDL = non-dominant leg. ° = degree; cm = centimeter

### **Beweglichkeit**

Die Vergleiche der Mittelwerte der einzelnen Beweglichkeitstests für alle vier Beine sind in der Tabelle 5 dargestellt. Der Scheffé-Test zeigte signifikante Zunahmen im gedehnten Bein (IGDL) im Vergleich zum Kontrollbein innerhalb der Interventionsgruppe in allen Flexibilitätstests (Flex\_KG:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.239$ , Flex\_Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.247$ , Flex\_SG:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.926$ ) sowie im Vergleich zum dominanten Bein der Kontrollgruppe (Flex\_KG:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.374$ , Flex\_Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.39$ , Flex\_SG:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.844$ ) und dem nicht-dominanten Bein der Kontrollgruppe (Flex\_KG:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.216$ , Flex\_Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.409$ , Flex\_SG:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.904$ ).

Tabelle 6: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für TMG Dm und Tc.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Gruppen- effekt	Zeit x Gruppe
<b>Muscle displacement (TMG_Dm)</b>						
IGDL	8.1 ± 1.7 mm	7.7 ± 1.9 mm	-4.5%	$p = 0.316$ $F = 1.016$ $\eta_p^2 = 0.012$	$p = 0.067$ $F = 1.33$ $\eta_p^2 = 0.080$	$p = 0.940$ $F = 0.133$ $\eta_p^2 = 0.005$
IGnDL	6.7 ± 1.5 mm	6.6 ± 2.1 mm	-1.3%			
CGDL	7.6 ± 2.0 mm	7.6 ± 2.4 mm	-0.3%			
CGnDL	6.9 ± 1.9 mm	6.8 ± 1.8 mm	-0.7%			
<b>Kontraktionszeit (TMG_Tc)</b>						
IGDL	29.8 ± 4.6 ms	31.4 ± 4.5 ms	+5.5%	$p = 0.119$ $F = 2.478$ $\eta_p^2 = 0.029$	$p = 0.139$ $F = 1.182$ $\eta_p^2 = 0.064$	$p = 0.322$ $F = 1.182$ $\eta_p^2 = 0.041$
IGnDL	29.9 ± 4.0 ms	30.3 ± 4.2 ms	+1.3%			
CGDL	29.5 ± 4.1 ms	30.0 ± 3.9 ms	+1.6%			
CGnDL	28.1 ± 4.1 ms	27.7 ± 4.1 ms	-1.2%			

IG = intervention group; CG = control group; DL = dominant leg; nDL = non-dominant leg; mm = Millimeter; ms = millisecond.

### Unwillkürliche Kontraktionszeit und Muskelsteifigkeit

Der Vergleich der Mittelwerte von TMG\_Dm und TMG\_Tc vor und nach der Intervention für beide Gruppen und jedes Bein sind in Tabelle 6 dargestellt. Die Intervention führte zu keiner signifikanten Veränderung in diesen Parametern. Es wurden daher keine Post-Hoc Tests zur weiteren Analyse durchgeführt.

Tabelle 7: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für die Creatine-Kinase.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post24h (M ± SD)	Post48h (M ± SD)	Post72h (M ± SD)	Zeit- Effekt	Gruppen- effekt	Zeit x Gruppe
<b>Creatine kinase (CK)</b>							
Intervention	153.1 ± 81.1 U/L	180.8 ± 88.2 U/L	160.5 ± 92.7 U/L	182.8 ± 109.9 U/L	$p = 0.198$ $F = 1.582$ $\eta_p^2 = 0.040$	$p = 0.194$ $F = 1.747$ $\eta_p^2 = 0.044$	$p = 0.290$ $F = 1.265$ $\eta_p^2 = 0.032$
Kontroll	143.5 ± 74.4 U/L	151.6 ± 66.5 U/L	147.0 ± 78.5 U/L	130.9 ± 69.7 U/L			

U/L = Unit/Liter

## **Creatine-Kinase**

Der Vergleich der Mittelwerte vom CK-Level vom Vor-Test (Pre-test) bis drei Tage nach Beginn der Intervention (Post72h) sind in Tabelle 7 dargestellt. Es wurde keine signifikante Veränderung festgestellt.

### **Zusammenfassung der Ergebnisse:**

Die Ergebnisse der *ersten Studie* konnten zeigen, dass ein tägliches fünfminütiges Dehnungstraining über sechs Wochen zu einer signifikanten Zunahme der isometrisch gemessenen Maximalkraft der Beinstreckerkette ( $p < 0.001$ ) und Beweglichkeit aller beteiligten Gelenke ( $p < 0.001$ ) führt. Zwar zeigte die Varianzanalyse einen Interaktionseffekt der Muskeldicke ( $p = 0.039$ ) im Rectus femoris, jedoch konnten durch die Post-Hoc Analyse keine Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen festgestellt werden. Auch konnte keine Veränderung in der unwillkürlichen Kontraktionszeit ( $p = 0.322$ ), in der Muskelsteifigkeit ( $p = 0.940$ ) und im CK-Level ( $p = 0,290$ ) festgestellt werden.

- 7.2 Influence of 8-weeks of supervised static stretching or resistance training of pectoral major muscles on maximal strength, muscle thickness and range of motion

**Veröffentlicht in: *European Journal of Applied Physiology* (2024)**

<https://link.springer.com/article/10.1007/s00421-023-05413-y>

In der ersten Untersuchung wurde gezeigt, dass ein fünfminütiges Dehnungstraining pro Muskel ausreichend ist, um die Maximalkraft in der Beinstreckerkette zu erhöhen, jedoch nicht um eine Veränderung der Kontraktionszeit, der Muskelsteifigkeit, der Mikrotraumatisierung oder der Muskeldicke hervorzurufen. Die Signifikanz für die Muskeldicke wurde dabei nur knapp verfehlt. Gründe hierfür könnten zum einen ein zu geringes Dehnungsvolumen, eine zu geringe Dehnungsintensität oder die Kombination dessen sein. Im Gegensatz zu anderen Untersuchungen von Warneke et al. (2022a) führten die Probanden die Dehnung aktiv selbst durch ohne die Hilfe eines externen Gerät und einer passiven Dehnung. Zudem war die Dehnungszeit pro Sitzung und das Volumen insgesamt deutlich geringer. Aufgrund der von Rief et al. (1997) und Rief et al. (1998) beschriebenen Auffaltung des Titins nach mehreren Minuten kann vermutet werden, dass eine längere Dehnungszeit pro Sitzung zu einer Steigerung der Hypertrophie beitragen könnte (Wackerhage et al. 2019). Weiter wurden weder die Probanden bei der Durchführung überwacht noch die Dehnungsintensität quantifiziert. Letzteres wird limitiert durch die Subjektivität des wahrgenommenen Dehnungsschmerz und als ein Schlüsselfaktor für dehnungsinduzierte Maximalkraftanpassungen gesehen (Wackerhage et al. 2019; Panidi et al. 2023). Zum aktuellen Zeitpunkt ist nur wenig über Transfereffekte von Langzeitdehnungen auf die Muskulatur des Oberkörpers bekannt (Reiner et al. 2023; Warneke et al. 2023a) und gar nicht, ob die Kraftsteigerungen auf den Oberkörper vergleichbar mit denen eines herkömmlichen Krafttrainings sind.

Basierend auf den Erkenntnissen der *ersten Studie*, wurden in der *zweiten Studie* die folgenden Forschungsfragen definiert: Ist eine dehnungsinduzierte Maximalkraftsteigerung auf die Muskulatur des Oberkörpers möglich? Sind die Maximalkraftsteigerungen durch ein Dehnungstraining vergleichbar mit dem eines Krafttrainings, bzw. unterscheiden die sich voneinander? Steigt die Muskeldicke mit einem höheren Dehnungsvolumen und Dehnungszeit pro Sitzung als in der *ersten Studie* an? Zur Beantwortung dieser Fragen wurden 81 sportliche aktive Probanden ( $w = 29$ ,  $m = 52$ , Alter:  $24,2 \pm 3,2$  Jahren, Größe:  $178,4 \pm 8,5$  cm, Gewicht:  $74,7 \pm 13,1$  kg) in eine Dehnungs-, Krafttrainings- und Kontrollgruppe unterteilt. An vier Tagen pro Woche wurde die Brustmuskulatur der Dehnungsgruppe für jeweils 15 Minuten pro Sitzung mithilfe von Schnellspannern, die an einer Kraftmessdose befestigt waren, passiv gedehnt. Die mechanische Zuglast, die auf die Brustmuskulatur einwirkte, wurde alle zehn Sekunden aufgezeichnet und bei Herabsinken adjustiert (siehe Abb. 17). Die Krafttrainingsgruppe absolvierte an drei Tagen pro Woche ein Krafttraining für die Brustmuskulatur mit fünf Sätzen, zehn bis zwölf Wiederholungen ausgehend vom 1RM mit 90 Sekunden Satzpause. Der Interventionszeitraum betrug acht Wochen. Die Ergebnisse sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 8: Reliabilitätswerte (ICC und CV) der verwendeten Methoden aus der zweiten Studie.

Parameter	ICC [95% CI]	CV (in %)
Maximalkraft isometrisch (Kmax_Pec)	0.962 – 0.993	1.7 – 2.4
Muskeldicke pectoralis major (Sono_Pec)	0.993 – 0.961	1.1 – 2.0
Beweglichkeit pectoralis major (ROM_Pec)	0.975 – 0.995	1.3 – 4.3

Tabelle 9: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA für alle Parameter aus der zweiten Studie.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Zeit x Gruppe
<b>Maximalkraft isometrisch (Kmax_Pec)</b>					
Dehnung	461.3 ± 196.6 N	508.1 ± 207.1 N	+10.2%	$p < 0.000$	$p = 0.001$
Kraft	493.3 ± 203.5 N	544.4 ± 188.6 N	+ 10.3%	F = 35.495	F = 7.110
Kontroll	475.5 ± 180.1 N	479.1 ± 179.4 N	+ 0.8%	$\eta_p^2 = 0.313$	$\eta_p^2 = 0.154$
<b>Muskeldicke pectoralis major links (Sono_Pec_L)</b>					
Dehnung	25.7 ± 7.3 mm	27.4 ± 7.4 mm	+ 6.5%	$p < 0.001$	$p = 0.001$
Kraft	26.2 ± 5.4 mm	28.2 ± 5.8 mm	+ 7.3%	F = 27.963	F = 8.131
Kontroll	27.3 ± 6.6 mm	27.2 ± 6.4 mm	- 0.3%	$\eta_p^2 = 0.264$	$\eta_p^2 = 0.173$
<b>Muskeldicke pectoralis major rechts (Sono_Pec_R)</b>					
Dehnung	25.7 ± 6.9 mm	27.2 ± 6.3 mm	+ 5.7%	$p < 0.001$	$p = 0.008$
Kraft	26.3 ± 5.2 mm	27.7 ± 5.7 mm	+ 5.4%	F = 14.561	F = 5.185



Kontroll	27.5 ± 6.9 mm	27.3 ± 6.8 mm	- 0.7%	$\eta_p^2 = 0.157$	$\eta_p^2 = 0.117$
<b>Beweglichkeit pectoralis major (ROM_Pec)</b>					
Dehnung	46.4 ± 11.8 cm	42.6 ± 11.2 cm	-8.9%	$p < 0.001$	$p < 0.001$
Kraft	47.7 ± 7.8 cm	46.6 ± 8.3 cm	-2.4%	F = 36.100	F = 14.194
Kontroll	46.3 ± 9.9 cm	46.1 ± 10.2 cm	-0.5%	$\eta_p^2 = 0.316$	$\eta_p^2 = 0.267$

N = Newton; mm = Millimeter, cm = centimeter

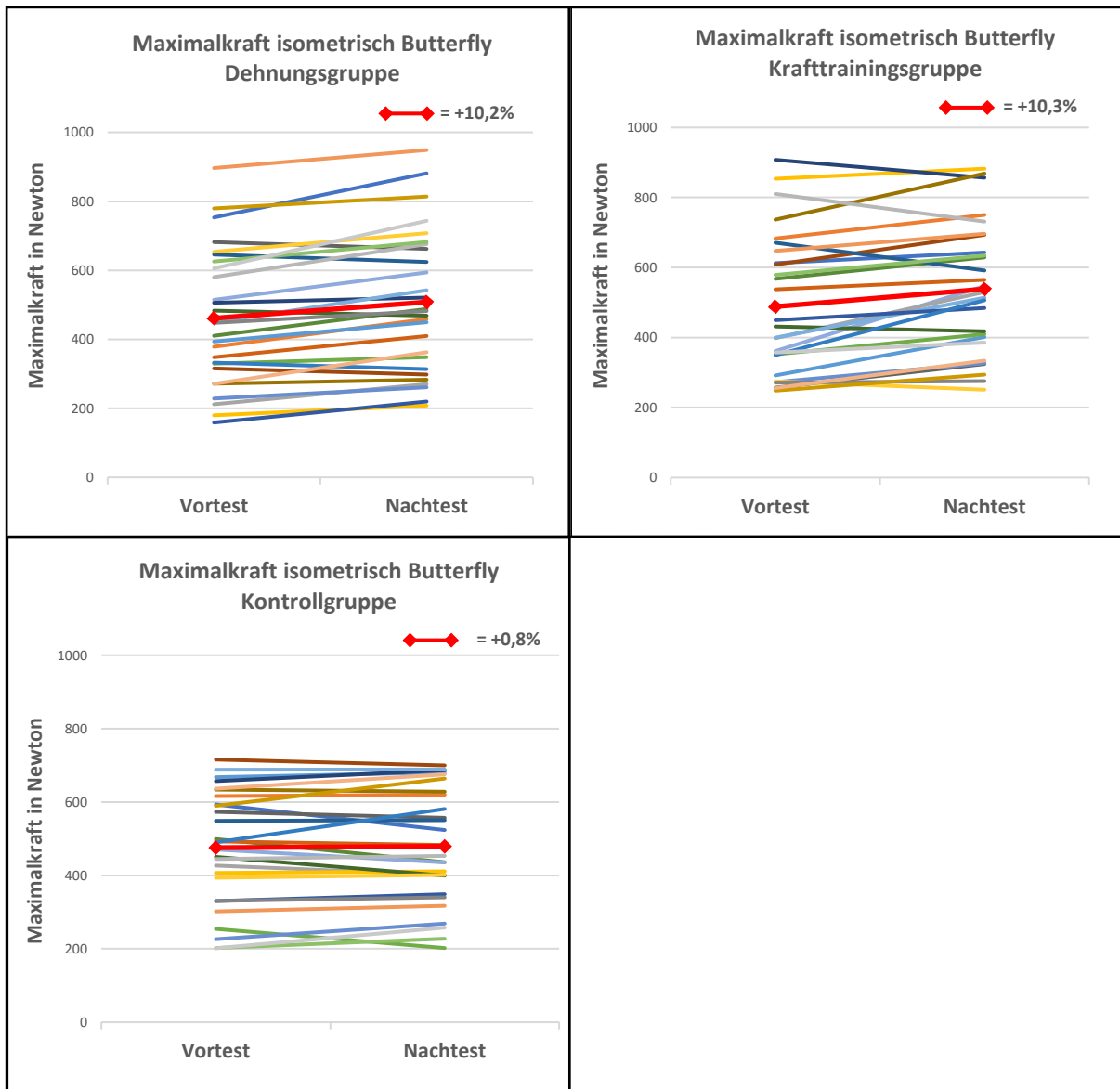


Abbildung 20: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test Butterfly von allen Probanden einzeln aus der zweiten Studie für jede Gruppe.

### **Maximalkraft**

Sowohl die Dehnungs- als auch die Krafttrainingsgruppe zeigten Kraftzuwächse mit einem signifikanten Zeiteffekt ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,31$ ) und einer Gruppe\*Zeit-Interaktion ( $p = 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,15$ ). Der Scheffé-Post-Hoc-Test ergab moderate und signifikante Zunahmen für die Dehnungsgruppe ( $p = 0,01$ ,  $d = 0,614$ ) und die Krafttrainingsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe ( $p = 0,005$ ,  $d = 0,664$ ). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen der Dehnungs- und der Krafttrainingsgruppe festgestellt ( $p = 0,969$ ,  $d = 0,049$ ).

### **Muskeldicke**

Für die Muskeldicke wurde ein signifikanter Zeit-Effekt ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,16 - 0,26$ ) und eine Gruppe\*Zeit-Interaktion von  $p = 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,12$  (links) und  $p = 0,008$ ,  $\eta^2 = 0,17$  (rechts) errechnet. Der Scheffé-Test zeigte signifikante moderate Zunahmen der Muskeldicke in der Dehnungsgruppe (rechts  $p = 0,018$ ,  $d = 0,569$ ; links  $p = 0,007$ ,  $d = 0,634$ ) und der Krafttrainingsgruppe im Vergleich zu der Kontrollgruppe (rechts  $p = 0,029$ ,  $d = 0,533$ ; links  $p = 0,002$ ,  $d = 0,721$ ), ohne einen Unterschied zwischen den Interventionsgruppen (rechts  $p = 0,983$ ,  $d = 0,036$ ; links  $p = 0,905$ ,  $d = 0,087$ ).

### **Beweglichkeit**

Es wurden Zunahmen der Beweglichkeit mit einem Zeit-Effekt ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,32$ ) und einer Gruppe\*Zeit-Interaktion ( $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,27$ ) erzielt. Weiter wurden moderate Zunahmen der Beweglichkeit der Dehnungsgruppe im Vergleich zur Krafttrainingsgruppe ( $p = 0,001$ ,  $d = 0,789$ ) festgestellt, während hochgradige Zunahmen der Dehnungsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe erzielt wurden ( $p < 0,001$ ,  $d = 1,024$ ). Kein Unterschied wurde zwischen der Krafttrainingsgruppe und der Kontrollgruppe festgestellt ( $p = 0,492$ ,  $d = 0,235$ ).

### **Zusammenfassung der Ergebnisse:**

Sowohl ein 15-minütiges Dehnungstraining an vier Tagen pro Woche, als auch ein Krafttraining an drei Tagen pro Woche mit 5 Sätzen, á zehn bis zwölf Wiederholungen führten zu signifikanten Zunahmen der Maximalkraft und der Muskeldicke in der Brustmuskulatur gegenüber einer Kontrollgruppe. Lediglich die Beweglichkeit der Dehnungsgruppe stieg signifikant gegenüber der Kontrollgruppe an. Ebenso wurden keine Unterschiede zwischen der Dehnungsgruppe und einer Krafttrainingsgruppe auf die Maximalkraft und die Muskeldicke festgestellt.

### 7.3 Comparison of Supervised versus Self-Administered Stretching on Bench Press Maximal Strength and Force Development

**Veröffentlicht in: Sports (2024)**

<https://www.mdpi.com/2075-4663/12/4/109>

In der *zweiten Studie* wurde eine vergleichbare Kraftsteigerung einer Langzeitdehnung mit dem eines Krafttrainings beobachtet. Auch wurde gezeigt, dass ein Dehnungsvolumen von 4x15 Minuten pro Wochen über acht Wochen ausreichend ist, um eine Steigerung der Muskeldicke zu induzieren. Das Dehnungstraining wurde bei jeder Sitzung überwacht, wobei die Brustmuskulatur mithilfe eines *stretching device* passiv gedehnt und die Zuglast kontinuierlich adjustiert wurde (vgl. Abb. 17). Der möglicherweise überlegeneren Erfolg einer Dehnung mit kontinuierlicher Adjustierung der Zuglast als Anpassung der Dehnungsintensität aufgrund der viskoelastischen Eigenschaft der Muskulatur kann diskutiert werden. Notwendig für die Dehnung waren eine zweite Person und eine spezielle Dehnvorrichtung, was kritisch in Hinblick auf die Praktikabilität des Dehnungstrainings im Vergleich zum Krafttraining betrachtet werden kann (Schoenfeld et al. 2022). In den bisherigen Experimenten wurde die Maximalkraft nur isometrisch getestet. Murphy und Wilson (1996) und Wilson und Murphy (1996) empfehlen zur Bewertung von Trainingserfolgen, nicht nur die isometrisch getesteten Maximalkraftwerte heranzuziehen, da die Ergebnisse einer isometrischen Maximalkrafttestung aufgrund unterschiedlicher Aktivierungsmuster von Motoneuronen nicht die dynamisch getestete Maximalkraft vorhersagen können. Auch Buckner et al. (2017) empfehlen nicht nur eine Testbedingung zur Interpretation von Maximalkraftsteigerungen heranzuziehen, sondern mehrere. Um die praktische Relevanz eines Dehnungstrainings kritischer diskutieren zu können, soll in dieser Studie der Frage nachgegangen werden, ob ein überwachtes Dehnungstraining mit Adjustierung der Zuglast vergleichbare Maximalkraftsteigerung erzielt, wie die eines selbstdurchgeführten Dehnungstrainings ohne Adjustierung der Zuglast als *home-based* Variante. Aufgrund der oben genannten Testbedingungsproblematik soll die Maximalkraft durch die Übung Bankdrücken sowohl isometrisch als auch dynamisch getestet werden. Zusätzlich soll in dieser Studie das Kraftanstiegsverhalten untersucht werden. Zur Beantwortung dieser Fragen wurden 63 sportlich aktive Probanden (w = 24, m = 39, Alter:  $24,3 \pm 3,0$  Jahren, Größe:  $177,3 \pm 8,9$  cm, Gewicht:  $75,1 \pm 12,8$  kg) in drei Gruppen aufgeteilt: *Supervised static stretching* (SVS), *home-based stretching* (HBS) und eine Kontrollgruppe (CG). Die Probanden der SVS sollten an vier Tagen pro Woche ein jeweils 15-minütiges überwachtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast absolvieren, gleich wie in der *zweiten Studie*. Die Probanden der Gruppe HBS führten drei standardisierte Dehnungsübungen für die Brustmuskulatur, mit jeweils fünf Minuten ortsunabhängig und unbeaufsichtigt durch, sodass das Dehnungsvolumen bei beiden Gruppen identisch war. Der Interventionszeitraum betrug acht Wochen. Die Ergebnisse sind in den folgenden Tabellen dargestellt.

Tabelle 10: Reliabilitätswerte (ICC und CV) der verwendeten Methoden aus der dritten Studie.

Parameter	ICC [95% CI]	CV (in %)
Maximalkraft Bankdrücken isometrisch (BP_Iso)	0.971 – 0.989	1.1 – 1.4
Maximalkraft Bankdrücken dynamisch (BP_Dyn)	0.962 – 0.986	2.0 – 3.6
Kraftanstiegsverhalten 200ms (Imp_0.2)	0.975 – 0.989	0.4 – 0.5
Kraftanstiegsverhalten 200ms (Imp_0.2)	0.979 – 0.996	0.2 – 0.5

Tabelle 11: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA der isometrisch und dynamisch gemessenen Maximalkraft.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Zeit x Gruppe
<b>Maximalkraft Bankdrücken isometrisch (BP_Iso)</b>					
SVS	559.4 ± 234.1 N	607.1 ± 249.3 N	+8.5%	$p < 0,001$	$p = 0,023$
HBS	582.2 ± 253.0 N	619.4 ± 267.0 N	+6.4%	F = 18.191	F = 3.997
CG	571.4 ± 326.1 N	573.9 ± 234.0 N	+0.4%	$\eta_p^2 = 0.233$	$\eta_p^2 = 0,118$
<b>Maximalkraft Bankdrücken dynamisch (BP_Dyn)</b>					
SVS	61.1 ± 20.6 Kg	65.7 ± 22.1 Kg	+6.9%	$p < 0.001$	$p < 0.001$
HBS	62.6 ± 26.1 Kg	65.8 ± 26.4 Kg	+4.9%	F = 48.666	F = 16.253
CG	63.6 ± 24.4 Kg	63.3 ± 24.2 Kg	-0.5%	$\eta_p^2 = 0.448$	$\eta_p^2 = 0.351$

SVS = Supervised static stretching; HBS = Home-based stretching; CG = Control group; N = Newton; kg = Kilogram

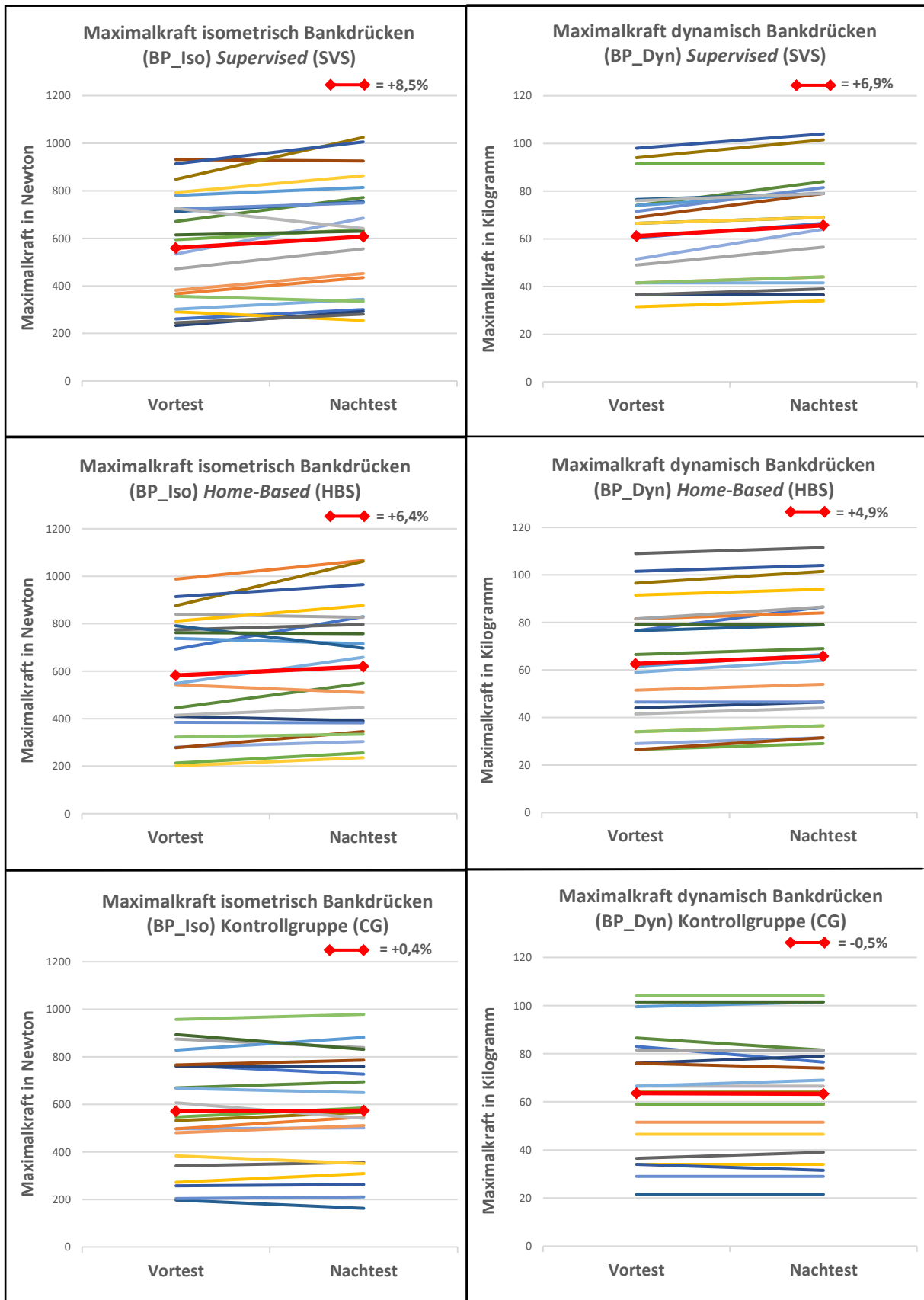


Abbildung 21: Graphische Darstellung der Maximalkraftentwicklung vom Test Bankdrücken isometrisch (links) und dynamisch (rechts) von allen Probanden einzeln aus der dritten Studie für jede Gruppe.

### Maximalkraft Bankdrücken isometrisch und dynamisch

Mit einem Zeit-Effekt von  $p < 0,001$  und  $\eta_p^2 = 0,23 - 0,45$  zeigten sowohl die isometrischen als auch die dynamischen Testbedingungen eine signifikante Zunahme der Kraft. Bei den isometrischen Maximalkrafttests konnte ein signifikanter Interaktionseffekt mit mäßiger Effektstärke ( $p = 0,028$ ,  $\eta_p^2 = 0,118$ ) und mit einer großen Effektstärke bei den dynamischen Maximalkrafttests ( $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,351$ ) festgestellt werden (Tab. 11). Die Post-hoc-Tests ergaben signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe SVS und CG ( $p = 0,032$ ,  $d = 0,63$ ), jedoch nicht zwischen HBS und CG ( $p = 0,125$ ,  $d = 0,53$ ) in der isometrischen Maximalkrafttestung. Bei der dynamischen Maximalkrafttestung konnte ein signifikanter Unterschied sowohl zwischen SVS und CG ( $p < 0,001$ ,  $d = 1,23$ ) als auch HBS und CG ( $p = 0,001$ ,  $d = 0,91$ ) festgestellt werden. Zwischen der SVS und der HBS unterscheidet sich weder die isometrische- ( $p = 0,821$ ,  $d = 0,101$ ) noch die dynamisch gemessene Maximalkraft voneinander ( $p = 0,515$ ,  $d = 0,322$ ).

Tabelle 12: Deskriptive Statistik und zweifaktorielle-ANOVA des Kraftanstiegsverhaltens.

Gruppe	Pre-test (M ± SD)	Post-test (M ± SD)	Veränderung (M)	Zeit-Effekt	Zeit x Gruppe
<b>Kraftanstiegsverhalten 200ms (Imp_0.2)</b>					
SVS	235.0 ± 60.2 N·s	238.8 ± 60.7 N·s	+1.7%	$p = 0.117$ $F = 2.526$ $\eta_p^2 = 0.040$	$p = 0.604$ $F = 0.508$ $\eta_p^2 = 0.017$
HBS	246.4 ± 64.7 N·s	247.2 ± 62.6 N·s	-0.2%		
CG	236.6 ± 53.7 N·s	238.3 ± 56.4 N·s	+0.5%		
<b>Kraftanstiegsverhalten 500ms (Imp_0.5)</b>					
SVS	564.0 ± 141.8 N·s	572.6 ± 144.6 N·s	+1.5%	$p = 0.159$ $F = 2.033$ $\eta_p^2 = 0.033$	$p = 0.619$ $F = 0.484$ $\eta_p^2 = 0.016$
HBS	596.1 ± 145.3 N·s	597.6 ± 144.2 N·s	-0.1%		
CG	577.1 ± 135.2 N·s	580.3 ± 138.6 N·s	+0.4%		

SVS = Supervised static stretching; HBS = Home-Based stretching; CG = Control group; N·s = Newtonsekunde

### Kraftanstiegsverhalten

Da die ANOVA sowohl nach 200ms, als auch 500ms weder signifikante Zeit- noch Interaktionseffekte zeigten, wurden keine Post-Hoc Tests zur weiteren Analyse durchgeführt.

### Zusammenfassung der Ergebnisse:

Sowohl die dynamisch als auch die isometrisch getestete Maximalkraft der überwachten Dehnungsgruppe stieg signifikant gegenüber der Kontrollgruppe an, während bei der *home-based* Dehnungsgruppe lediglich die dynamisch aber nicht die isometrisch getestete Maximalkraft anstieg. Weder die dynamisch noch die isometrisch getestete Maximalkraft unterscheidet sich zwischen der

überwachten Dehnungsgruppe von der *home-based* Dehnungsgruppe. Auch das Kraftanstiegsverhalten wurde durch ein Dehnungstraining nicht verändert.

## 8 Diskussion

Das Ziel dieser Dissertation war es, den Einfluss von aktiver und passiver Langzeitdehnungen auf die Kraft unterschiedlicher Muskelgruppen zu untersuchen. Hierfür wurden sowohl Parameter zur Erfassung der Maximalkraft, morphologischen Veränderungen, als auch akute biochemische Reaktionen herangezogen. Vor dem Hintergrund der aktuellen Literatur wurde der Transfer dehnungsinduzierter Adaptationen auf die Muskulatur des Oberkörpers untersucht und ein Vergleich zu einem Krafttraining hergestellt. Weiter wurden kraftspezifische Adaptationen eines überwachten Dehnungstrainings mit Adjustierung der Dehnungsspannung mit einem selbstdurchgeführten Dehnungstraining als *home-based* Variante verglichen und die Praktikabilität einer Langzeitdehnung diskutiert.

### 8.1 Zusammenfassung der Ergebnisse und Hypothesenüberprüfung

Aus den Ergebnissen der *ersten Studie* kann festgehalten werden, dass ein tägliches fünfminütiges Dehnungstraining der Beinstreckerkette über sechs Wochen zu einer signifikanten Zunahme der Maximalkraft und der Beweglichkeit führte, ohne eine Veränderung der Muskeldicke als Interpretation muskulärer Hypertrophie, der Muskelsteifigkeit und der unwillkürlichen Kontraktionszeit. Zusätzlich konnte keine akute Erhöhung des CK-Levels bis zu 72 Stunden nach einer Langzeitdehnung gemessen werden. Weiter konnte in der *zweiten Studie* gezeigt werden, dass sowohl ein 15-minütiges Dehnungstraining der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Dehnungsspannung an vier Tagen pro Woche als auch ein Krafttraining mit zehn bis zwölf Wiederholungen, á 5 Sätzen an drei Tagen pro Woche zu signifikanten Verbesserungen der Maximalkraft und der Muskeldicke führen können, ohne dass die beiden Interventionsgruppen sich voneinander unterscheiden. Nur die Dehnungsgruppe konnte eine Verbesserung der Beweglichkeit erzielen. In der *dritten Studie* stieg die dynamisch gemessene Maximalkraft sowohl bei der überwachten Dehnungsgruppe mit Adjustierung der Zuglast wie auch in der *home-based* Dehnungsgruppe an. Lediglich bei der überwachten Dehnungsgruppe mit Adjustierung der Zuglast stieg die isometrisch gemessene Maximalkraft gegenüber der Kontrollgruppe an. Eine Veränderung des Kraftanstiegsverhaltens wurde in keiner Gruppe festgestellt. In den Abbildungen 19, 20 und 21 können die Einzelverläufe der Maximalkraftentwicklungen aller Probanden eingesehen werden. Eine Zusammenfassung über die Annahme und Ablehnung aller zuvor aufgestellten Hypothesen aus dem Kapitel 5 ist aus der Tabelle 13 zu entnehmen.

Tabelle 13: Übersicht über die angenommenen und abgelehnten Hypothesen aus allen drei Studien.

Hypothese	Ergebnis
<b>Studie 1</b>	
H1: Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung der Beinstreckerkette über sechs Wochen führt zu einer Steigerung der Maximalkraft.	✓ Kann angenommen werden



<b>H2:</b> Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Zunahme der Muskeldicke.	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>H3:</b> Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Verringerung der unwillkürlichen Kontraktionszeit	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>H4:</b> Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Verringerung der Muskelsteifigkeit.	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>H5:</b> Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung über sechs Wochen führt zu einer Erhöhung der Beweglichkeit.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H6:</b> Eine tägliche fünfminütige Langzeitdehnung führt zu einer akuten Erhöhung des Creatine-Kinase-Levels im Blut.	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>Studie 2</b>	
<b>H7:</b> Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Dehnungsspannung über acht Wochen mit einem Dehnungsvolumen von 15 Minuten an vier Tagen in der Woche führt zu einer Steigerung der Maximalkraft.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H8:</b> Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Dehnungsspannung über acht Wochen mit einem Dehnungsvolumen von 15 Minuten an vier Tagen in der Woche führt zu einer Zunahme der Muskeldicke.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H9:</b> Die Steigerung der Maximalkraft und die Zunahme der Muskeldicke einer Langzeitdehnung unterscheiden sich nicht von der eines Krafttrainings.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H10:</b> Eine Langzeitdehnung der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der Beweglichkeit im Schultergürtel.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>Studie 3</b>	
<b>H11:</b> Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung der dynamisch gemessenen Maximalkraft.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H12:</b> Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung der isometrisch gemessenen Maximalkraft.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H13:</b> Eine überwachte Langzeitdehnung der Brustmuskulatur mit Adjustierung der Zuglast über acht Wochen führt zu einer Steigerung des Kraftanstiegsverhalten.	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>H14:</b> Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der dynamisch gemessenen Maximalkraft.	<b>✓</b> Kann angenommen werden
<b>H15:</b> Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung der isometrisch gemessenen Maximalkraft.	<b>X</b> Muss verworfen werden
<b>H16:</b> Ein selbst durchgeführtes Dehnungstraining der Brustmuskulatur über acht Wochen führt zu einer Steigerung des Kraftanstiegsverhaltens.	<b>X</b> Muss verworfen werden

<p><b>H17:</b> Sowohl die isometrisch und dynamisch getestete Maximalkraft als auch das Kraftanstiegsverhalten einer überwachten Langzeitdehnung mit Adjustierung der Zuglast der Brustmuskulatur unterscheiden sich von dem eines selbst durchgeführten Dehnungstrainings.</p>	<p><b>X</b> Muss verworfen werden</p>
---	---------------------------------------

## 8.2 Interpretation der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der eigenen Experimente vor dem Hintergrund der aktuellen Literatur eingeordnet und diskutiert. Im weiteren Verlauf werden die gewählten Methoden kritisch betrachtet und ein Ausblick auf weitere Forschungsnotwendigkeiten gegeben.

Sowohl in der unteren Extremität als auch in der Brustmuskulatur konnte eine Verbesserung der Maximalkraft (+4,4% – +10,16%) nach einer Langzeitdehnung erzielt werden. In der Literatur wird eine dehnungsinduzierte Verbesserung der Maximalkraft sowohl durch neuronale als auch morphologische Veränderungen diskutiert. Mizuno (2019) zeigte eine Zunahme der Maximalkraft mit  $p = 0.002$ , 95% CI: 2.621–10.993 und der Muskeldicke im Gastrocnemius mediales mit  $p = 0,012 - 0,035$ , 95% CI: 0.073 – 3,273 in der Dehnungsgruppe und gab eine muskuläre Hypertrophie als mögliche Erklärung für die gestiegene Maximalkraft an. Warneke et al. (2023b) fanden ebenfalls signifikante Zunahmen der Maximalkraft mit  $d = 0,2 - 0,76$  und der Muskeldicke mit  $d = 0,53 - 0,6$  nach einer täglichen einstündigen Dehnung über 6 Wochen. Yahata et al. (2021) hingegen zeigten nach einer 6x5 minütigen Dehnung an zwei Tagen pro Wochen zwar eine signifikante Steigerung der Maximalkraft im gedehnten Bein + 5,7%,  $d = 0,31$  jedoch ohne eine Steigerung der Muskeldicke. Obwohl das Signifikanzniveau der Muskeldicke zwischen den Gruppen in der *ersten Studie* knapp verfehlt wurde ( $p = 0,066 - 0,325$ ), ist die Maximalkraft dennoch angestiegen, womit eine muskuläre Hypertrophie nicht alleinig die Steigerung der Maximalkraft erklären kann. Warneke et al. (2022a) zeigten bei einer täglichen einstündigen Dehnung des Gastrocnemius über sechs Wochen eine Verbesserung der Maximalkraft von +25,1% im gedehnten Bein, während sich das nicht gedehnte Kontrollbein derselben Personen ebenfalls um 11,4% gesteigert hat. Die Autoren führen das auf einen kontralateralen Krafttransfer zurück, der durch eine Anpassung auf zentralnervöser Ebene erfolgt sein könnte. Caldwell et al. (2019) konnten ebenfalls mit einem Anstieg der Maximalkraft im gedehnten Bein von +7,1%,  $d = 0,8$  und dem Kontrollbein von +6,6%,  $d = 0,45$  einen kontralateralen Krafttransfer zeigen, genauso wie Nelson et al. (2012). Sie zeigten nach einer zehnwöchigen Dehnung der Wadenmuskulatur eine Zunahme des 1RM von +29%, während das 1RM des Kontrollbeins derselben Probanden um 11% zunahm (Nelson et al. 2012). Ein kontralateraler Krafttransfer konnte jedoch nicht in der *ersten Studie* dieser Dissertation gefunden werden. Während die Maximalkraft im intervenierten Bein um +4,4% zunahm, hat sich das Kontrollbein derselben Gruppe mit +0,4% kaum verändert ( $p > 0,05$ ). Aus dem Krafttraining ist bekannt, dass eine Verbesserung der Maximalkraft in den ersten Wochen durch einen ungewohnten Reiz vorwiegend über eine Verbesserung neuromuskulärer Aktivierung erklärt werden kann (Wirth 2007; McComas 1994). Eine Langzeitdehnung für mehrere Minuten kann ebenfalls als ein ungewohnter Reiz angesehen werden, da die Probanden in den Experimenten dieser Dissertation nicht an eine Langzeitdehnung gewohnt waren. Der Einfluss

neuromuskulärer Aktivierung während einer Langzeitdehnung am Menschen scheint in der Literatur noch unzureichend erforscht zu sein. Holly et al. (1980) konnten bei Hühnern keinen Einfluss neuromuskulärer Aktivität mittels Elektromyographie während einer Dehnung feststellen. Da in den Experimenten dieser Dissertation keine Überprüfung neuromuskulärer Aktivität während der Dehnungen erfolgt ist, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Probanden gegen die Dehnung kontrahiert haben, wodurch ein neuronaler Einfluss gesteigerter Maximalkraft nicht auszuschließen ist.

Dennoch stieg in der *zweiten Studie* sowohl die Maximalkraft um 10,16%,  $d = 0,614$ , als auch die Muskeldicke um 5,65% – 6,46%,  $d = 0,634 – 0,721$  signifikant an, womit der Einfluss neuromuskulärer Adaptationen als Erklärung gesteigerter Maximalkraft allein nicht ausreicht (Goldspink 1998). In der Literatur wird eine hohe mechanische Spannung als Schlüsselfaktor für morphologische Adaptationen gesehen (Schoenfeld 2010). Durch die Stimulation sogenannter Mechanotransduktoren können spannungsinduzierte Signalkaskaden ausgelöst und anabole Prozesse initiiert werden (Aguilar-Agon et al. 2019), die zu einer erhöhten Proteinsyntheserate und folglich zu einer Steigerung der Muskelmasse beitragen können (Schoenfeld et al. 2022; Tyganov et al. 2019). Aus dem Krafttraining sind solche hohen mechanischen Spannungsreize bekannt, die in einer muskulären Hypertrophie resultieren können (Schoenfeld 2010). Warneke et al. (2023d) zeigten als erste vergleichbare Zunahmen der Muskeldicke zwischen einem Dehnungstraining und einem Hypertrophietraining nach sechs Wochen am Beispiel des Gastrocnemius ( $p < 0.021$ ,  $\eta^2 = 0.11–0.14$ ) ohne Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p = 0.37–0.99$ ,  $d = 0.03–0.4$ ). Schoenfeld et al. (2022) verwies auf eine kritische Betrachtung der Praktikabilität einer Langzeitdehnung, wenn durch ein Krafttraining mit weniger Zeitaufwand der gleiche Erfolg erzielt werden kann. Während der wöchentliche Zeitaufwand bei der Dehnungsgruppe von Warneke et al. (2023d) sieben Stunden betrug, benötigte die Krafttrainingsgruppe lediglich 45 Minuten. Aus den Ergebnissen der *zweiten Studie* in dieser Dissertation konnte gezeigt werden, dass 15 Minuten Dehnung an vier Tagen in der Woche ebenfalls ausreichend sind, um vergleichbare Kraft- und Muskeldickenzuwächse wie die eines Krafttrainings zu erzeugen (Maximalkraft:  $p = 0,969$ ,  $d = 0,049$ , Muskeldicke:  $p = 0,905 – 0,983$ ,  $d = 0,036 – 0,087$ ), was als zeitsparender und damit praktikabler als bei Warneke et al. (2023d) angesehen werden kann. Jedoch sind aus dem Krafttraining die Verbesserung von gesundheitlichen Merkmalen, wie Sarkopenie, Osteoporose (Holubiak et al. 2022; Hong und Kim 2018) oder kardiovaskulären Erkrankungen (Liu et al. 2019; Schjerve et al. 2008) bekannt, welche bei einer Langzeitdehnungen noch unerforscht sind. Folglich können zwei Aspekte abgeleitet werden. Erstes, dass eine Langzeitdehnung als ein ausreichend hoher mechanischer Spannungsreiz gesehen werden kann, der in der Lage ist, morphologische Adaptationen zu verursachen. Zweitens scheint es von untergeordneter Rolle zu sein, ob die hohen mechanischen Spannungsreize als kurze wiederholte Reize (Krafttraining) oder als ein langanhaltender Spannungsreiz (Dehnung) auf die Muskulatur einwirken, um morphologische Adaptationen auszulösen. Dabei sollte bedacht werden, dass die *time under tension* unter der die Muskulatur bei dem 5x12 Krafttraining unterlag, um ein Vielfaches geringer war als bei der 15-minütigen konstanten Dehnung. Während die *time under tension* bei einer Krafttrainingseinheit 240 Sekunden (2 Sekunden konzentrisch + 2 Sekunden exzentrisch x 12 x 5) betrug, war die *time under tension* bei einer Langzeitdehnungseinheit

900 Sekunden. Zusätzlich ist drüber nachzudenken, ob durch die dynamische Arbeitsweise beim Krafttraining Kraftspitzen auf die Muskulatur gewirkt haben könnten, während bei einer Langzeitdehnung, abgesehen von der längenkonstanten Relaxation, von einer konstanten mechanischen Spannung ausgegangen werden kann. Dies sind noch unbekannt Variablen, die zu bedenken sind. Weiter ist unklar, welche Intensität und Mindestdehndauer vorhanden sein muss, um gleichwertige Adaptationen zwischen einem Kraft- und Dehnungstraining zu erzielen.

Aus der Subgruppenanalyse von Panidi et al. (2023) geht kein signifikanter Einfluss hoher oder niedriger Dehnungsvolumina auf die Muskeldicke hervor. Ein hohes Dehnungsvolumen wird bei Panidi et al. (2023) mit 5400 Sekunden, bzw. 90 Minuten definiert. Zum Vergleich, das Dehnungsvolumen in der *ersten Studie* ohne eine Verbesserung der Muskeldicke betrug 210 Minuten, bzw. 35 Minuten wöchentlich. Das Dehnungsvolumen bei Andrade et al. (2020) betrug 450 Minuten über 12 Wochen, entspricht 37,5 Minuten wöchentlich. Akagi und Takahashi (2014) dehnte für insgesamt 180 Minuten, 5 Wochen, 36 Minuten pro Woche. Freitas und Mil-Homens (2015) für 300 Minuten, 8 Wochen, 37,5 Minuten pro Woche. Sekir et al. (2019) für 60 min, 6 Wochen, 10 Minuten pro Woche und e Lima, Kelly M. M. et al. (2015) für 36 Minuten, 8 Wochen, 90 Sekunden wöchentlich. Keine dieser Untersuchungen konnte eine Steigerung der Muskeldicke erzielen. Warneke et al. (2022a) hoben sich als erste von den bisherigen Studien beim Menschen zum Dehnungsvolumen mit 2520 Minuten, bzw. 420 Minuten wöchentlich über 6 Wochen ab und zeigten signifikante Zuwächse der Muskeldicke, was auf die Notwendigkeit hoher Dehnungsvolumina vermuten lässt. Im Gegensatz zur *ersten Studie* mit einem Dehnungsvolumen von 210 Minuten, bzw. 35 Minuten pro Woche wurde das gesamte Dehnungsvolumen in der *zweiten Studie* mit 480 Minuten, bzw. 60 Minuten pro Woche etwas mehr als verdoppelt, wobei signifikante Zuwächse der Muskeldicke festgestellt worden sind. Unklar ist, ob die Dehnungszeit pro Trainingseinheit, in der ein Muskel unter Spannung gehalten wird, einen Effekt auf dehnungsinduzierte Adaptationen hat. Vor dem Hintergrund einer möglichen Entfaltung des Titins nach mehreren Minuten, wie von Rief et al. (1997) und Rief et al. (1998) beschrieben, könnte das Titin erst nach einigen Minuten konstanter Dehnung seine mögliche Funktion als Hypertrophiesensor nachgehen (Wackerhage et al. 2019) und anabole Signalkaskaden einleiten. Longo et al. (2021) dehnten den Gastrocnemius mit zwei Übungen für jeweils 45 Sekunden, 5x pro Woche mit einer interseriellen Pause von 15 Sekunden über 12 Wochen. Sato et al. (2020) dehnten in gesonderten Gruppen einmal 3x120 Sekunden und 1x360 Sekunden pro Woche für 6 Wochen. Akagi und Takahashi (2014) dehnten für 3x2 Minuten mit einer interseriellen Pause von einer Minute, 6 Tage pro Woche. Andrade et al. (2020) dehnten für 5x45 Sekunden mit 5 Sekunden Pause, Freitas und Mil-Homens (2015) dehnten für 7,5 Minuten, Moltubakk et al. (2021) dehnten 4x60 Sekunden, Sekir et al. (2019) für 4 x 30 Sekunden und Peixinho et al. (2021) für 2x30 Sekunden pro Sitzung. Auch hier konnte bei keiner der genannten Untersuchungen eine Zunahme der Muskeldicke festgestellt werden. Die Probanden bei Warneke et al. (2022a) und Warneke et al. (2023b) dehnten die Wadenmuskulatur für jeweils eine Stunde pro Sitzung ohne eine Pause, was eine der längsten Dehnungszeiten bei humanen Dehnungsexperimenten ist und fanden signifikante Steigerung der Muskeldicke. Die Dehnungszeit pro Sitzung in der *ersten Studie* dieser Dissertation betrug 5 Minuten, welche den Zeiten von Sato et al. (2020) am nächsten kommt,

ohne eine signifikante Steigerungen der Muskeldicke. Im *zweiten Experiment* wurde die Dehnungszeit pro Sitzung auf 15 Minuten erhöht und bei herabsinken der Dehnungsspannung nachgespannt (vgl. Abb. 17), was zu einer signifikanten Steigerung der Muskeldicke führte. Ausgehend von einer möglichen Entfaltung des Titins nach mehreren Minuten konstantem Zug (Rief et al. 1997; Rief et al. 1998) kann ein Einfluss der Dehnungszeit pro Sitzung hypothetisiert werden. Dagegen sprechen jedoch die Untersuchungen von Simpson et al. (2017), mit einer Dehnungszeit pro Sitzung von 3 Minuten und Mizuno (2019) mit 4x30 Sekunden mit 30 Sekunden Pause zwischen der Dehnungszeit, die eine signifikante Steigerungen der Muskeldicke gefunden haben, jedoch aber keine Steigerung der Maximalkraft. Die Überlegungen zur Entfaltung des Titins bleiben jedoch spekulativer Natur, da bei einer in Vivo Dehnung nicht nur das Titin, sondern auch andere Strukturen, wie beispielsweise die Sehne oder das Fasziengewebe mitgedehnt werden und der Einfluss weiterer spannungsaufnehmender Strukturen in diesem Zusammenhang unklar ist.

Es darf jedoch nicht das Dehnungsvolumen oder die Dehnungszeit pro Trainingseinheit alleinig als Maß für den Erfolg dehnungsinduzierter Anpassungen interpretiert werden. Vielmehr scheint die Intensität ebenfalls maßgeblich für den Erfolg einer Anpassung gesehen zu werden (Apostolopoulos et al. 2015a). Nicht zuletzt konnte Panidi et al. (2023) nur eine Steigerung der Muskeldicke unter Einhaltung einer hohen Dehnungsintensität identifizieren. Wie aus der Abbildung 17 zu erkennen ist, nahm die Dehnungsspannung bei der 15-minütigen Brustdehnung kontinuierlich ab. Dies kann durch eine längenkonstanten Relaxation erklärt werden (Wiemann 2000). Durch das Nachziehen der Schnellspanner wurde die mechanische Zuglast stufenweise adjustiert, um eine hohe Dehnungsintensität während der 15 Minuten zu gewährleisten. Was als hohe Dehnungsintensität gilt, wird in der Literatur uneinheitlich verwendet und unterliegt der Subjektivität der Probanden (siehe Kapitel 4.2). In der Literatur wird eine Quantifizierung der Dehnungsspannung gefordert, um einen besseren Vergleich zwischen den Studien herzustellen (Warneke et al. 2022a; Schoenfeld et al. 2022; Warneke et al. 2023d). Lim und Park (2017) haben den Zusammenhang zwischen dem passiven Drehmoment und der wahrgenommenen Dehnungsschmerz anhand der VAS Skala untersucht und konnten keine Korrelation feststellen. Bisher hat keine Studie eine Methode zur Quantifizierung der Dehnungsspannung unter Berücksichtigung der Subjektivität der Probanden erzielen können, wodurch der Vergleich der Dehnungsintensität mit anderen Studien ausbleibt. Unter der Annahme, dass eine kontinuierlich hohe Dehnungsspannung eine maßgebliche Rolle spielt und die Beaufsichtigung eines Trainings zu besseren Erfolgen führt, als ein nicht beaufsichtigtes Training (Ozaki et al. 2020), wurde die Hypothese aufgestellt, dass eine überwachte passive Langzeitdehnung mit Adjustierung der Zuglast zu größeren Anpassungen führt als ein selbstdurchgeführtes Dehnungstraining (*home-based*), wenn das Dehnungsvolumen identisch ist. Dies konnte jedoch weder für die isometrische noch für die dynamisch getestete Maximalkraft bestätigt werden ( $p = 0,515 - 0,821$ ,  $d = 0,101 - 0,322$ ). Es kann daher die Vermutung aufgestellt werden, dass ein selbstdurchgeführtes Dehnungstraining vergleichbare Dehnungsintensitäten aufweist, wie die eines überwachten passiven Dehnungstraining mit Adjustierung der Dehnungsspannung, welches die nicht vorhandenen Unterschiede erklären kann. Daraus kann weiter hypothetisiert werden, dass die anfänglich notwendig erschienene Adjustierung der Zuglast

aufgrund der längenkonstanten Relaxation eine untergeordnete Rolle spielt. Hieraus kann ein ökonomischer Vorteil der *home-based* Dehnungsgruppe gesehen werden, weil das Training unabhängig von Ort, Zeit und einer zweiten Person durchgeführt werden kann. Zu bedenken ist, dass weder die Zugspannung bei der *home-based* Gruppe gemessen wurde, noch überprüft, ob die gedehnte Muskulatur möglicherweise gegen die Dehnung kontrahiert hat und dadurch eine Kraftanpassung erzielt wurde. Im Kontext der Kritik einer mangelnden Praktikabilität einer Langzeitdehnung (Schoenfeld et al. 2022), wäre ein Vergleich zwischen einem Krafttraining und einem selbstdurchgeführten Dehnungstraining mit gleichem Zeitaufwand von Interesse.

Sowohl die elektrisch stimulierte Kontraktionszeit in dem *ersten Experiment* (TMG-Tc) als auch das Kraftanstiegsverhalten in dem *dritten Experiment* zeigte keine Veränderung unabhängig von der *home-based* Dehnungsgruppe oder der überwachten passiven Dehnungsgruppe mit Adjustierung der Zuglast. Weder Blazevich et al. (2014), Guissard und Duchateau (2004), Ikeda und Ryushi (2021), LaRoche et al. (2008), Longo et al. (2021) oder Yuktasir und Kaya (2009) konnten eine Veränderung des Kraftanstiegsverhaltens durch ein mehrwöchiges Dehnungstraining zeigen. Das höchste Dehnungsvolumen ist bei Longo et al. (2021) mit 450 Minuten zu finden. Wenn angenommen wird, dass die Dehnungsintensität bei der überwachten Dehnungsgruppe mit Adjustierung der Dehnungsspannung aus dem *dritten Experiment* hoch bis maximal war und diese über 15 Minuten pro Sitzung gehalten wurde, kann vermutet werden, dass das Dehnungsvolumen und oder die Dehnungszeit pro Trainingseinheit nicht ausreichend genug war, um eine Veränderung der Kontraktionszeit und des Kraftanstiegverhaltens zu bewirken. Die von Alway (1994b) an Vögeln gefundene Verschiebung der Muskelfasertypisierung wurde unter dauerhaftem Zug ohne Pause festgestellt. Die Umsetzung einer vergleichbaren Dehnung am Menschen ist nicht zu erwarten. Falls eine Änderung des Kraftanstiegverhaltens in zukünftigen Studien beim Menschen untersucht werden sollte, so ist die Erhöhung des Dehnungsvolumens als erster Ansatzpunkt zu überdenken. Die Betrachtung von TMG-Tc und des Kraftanstiegverhaltens dürfen jedoch nicht subsummiert betrachtet werden. Während das Kraftanstiegsverhalten eine sportmotorische Leistung mit zentralnervöser Aktivierung ist, misst TMG-Tc die Kontraktionszeit über Oberflächenelektroden mittels einer lokalen elektrisch stimulierten Kontraktion, ohne zentralnervöse Aktivierung. Rodríguez-Rosell et al. (2018) geben an, dass das Kraftanstiegsverhalten durch neuronale Faktoren (*motor unit discharge rate*, doublet discharge, Synchronisation der motorischen Einheiten), aber auch durch strukturelle Faktoren (Fasertypisierung, Myosin-Schwerketten, Muskelfaserquerschnitt, Sehnenstruktur, Muskelgeometrie und sarkoplasmatisches Retikulum) beeinflusst wird. Da auch neuronale Effekte durch eine Langzeitdehnung nicht auszuschließen sind (Warneke et al. 2022a), und der Einfluss neuronaler Adaptationen durch eine Langzeitdehnung aktuell unzureichend erforscht ist, besteht weiterer Forschungsbedarf.

Smith et al. (1993) zeigten eine signifikante Zunahme des CK-Levels nach einem statischen (Base: 84,5 U/L – Peak: 126,7 U/L) und dynamischen Dehnungstraining (Base: 79,7 U/L – Peak: 140,6 U/L), was als Indiz für eine Mikrotraumatisierung der Muskulatur gedeutet werden kann und infolge von Reparaturmechanismen mit muskulärer Hypertrophie assoziiert wird. Diese Signifikanz konnte in dem

*ersten Experiment* dieser Dissertation nicht erreicht werden. Werden die CK-Werte sowohl von der Dehnungsgruppe, als auch der Kontrollgruppe betrachtet, fällt auf, dass die Werte im oberen Bereich vergleichbar mit denen von Smith et al. (1993) sind, sich die Ausgangswerte jedoch von Smith et al. (1993) unterscheiden (Dehnung: 153,1 U/L – 182,8 U/L; Kontroll: 130,9 U/L – 143,5 U/L). In der Literatur lassen sich Untersuchungen finden, die eine höhere Zunahme des CK-Levels durch ein Krafttraining im Vergleich zu den Werten in dieser Studie und von Smith et al. (1993) zeigen konnten (Clarkson et al. 1992; Nosaka und Clarkson 1996). Werte zwischen 200 – 400 U/L lassen sich dabei als normale Schwankungsbreite im Blut einordnen (Giechaskiel 2020), wodurch die Ergebnisse von Smith et al. (1993) relativiert werden. Möglicherweise war das Dehnungsvolumen zu gering, um eine Erhöhung des CK-Levels zu verzeichnen.

Die Muskelsteifigkeit des Rectus Femoris hat sich nach einer täglichen fünf-minütigen Langzeitdehnung über sechs Wochen nicht verändert. In der Literatur wurde die Muskelsteifigkeit entweder über Shear-Wave-Elastographie (Andrade et al. 2020; Longo et al. 2021) oder über das passive Drehmoment (Konrad und Tilp 2014; Blazevich et al. 2014) untersucht. Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es keine Studie, die den Einfluss der Muskelsteifigkeit über TMG auf eine mehrwöchige Dehnungsintervention untersucht hat, womit ein direkter Vergleich mit anderen Studien ausbleibt. In den Studien, in denen die Muskelsteifigkeit über Shear-Wave-Elastographie oder das passive Drehmoment untersucht wurden, variiert das Dehnungsvolumen von 1440 Sekunden (Nakamura et al. 2017) bis maximal 27000 Sekunden (Andrade et al. 2020; Longo et al. 2021). Takeuchi et al. (2021) konnten jedoch keinen Zusammenhang zwischen dem Dehnungsvolumen und der Muskelsteifigkeit feststellen und verweisen auf eine große Heterogenität der Studiendaten. Sowohl Andrade et al. (2020) und Longo et al. (2021) mit 27000 Sekunden, als auch Nakamura et al. (2017) mit 1440 Sekunden Dehnungsvolumen stellen eine signifikante Reduktion der Muskelsteifigkeit fest. Die Steifigkeit wird von einigen Faktoren beeinflusst, wie der Muskulatur, den Sehnen, den Nerven und dem Bindegewebe (Takeuchi et al. 2023). Die fehlende Signifikanz könnte aufgrund mangelnder Intensität oder einem zu geringen Dehnungsvolumen erklärt werden.

Dass die Dehnungsinterventionen in den Experimenten dieser Dissertation zu einer Steigerung der Beweglichkeit führten, ist wenig überraschend. Als Erklärung lassen sich in der Literatur unterschiedliche Ansätze finden. Støve et al. (2021) und Freitas et al. (2018) argumentieren, dass eine Veränderung der Schmerz Wahrnehmung eine größere Beweglichkeit hervorrufen kann, während Weppeler und Magnusson (2010) strukturelle Muskel-Sehnen-Anpassungen favorisieren (Riley und van Dyke 2012). Reiner et al. (2024) geben eine moderate Korrelation zwischen der Muskelsteifigkeit und der ROM der Hüftbeugemuskulatur an ( $r = -0,43 - -0,50$ ) und heben den Einfluss der Muskelsteifigkeit auf die ROM hervor. Takeuchi et al. (2023) konnten in ihrer Meta-Analyse einen signifikanten Einfluss verringerter Muskelsteifigkeit auf die ROM zeigen, auch wenn im *ersten Experiment* keine Veränderung der Muskelsteifigkeit via TMG festgestellt wurde. Am Anfang dieser Dissertation wurde im Kapitel 3.1 der Unterschied zwischen der ROM und der *Flexibilität* erläutert. Bei dem Beweglichkeitstest aus dem *ersten Experiment* für das Kniegelenk (Thomas Test) wurde die Beweglichkeit des Kniegelenks nicht bis zur maximalen ROM getestet. Die Veränderung der Beweglichkeit wurde über die Gravitationskraft

passiv untersucht, ohne dass die Probanden an ihre Schmerzgrenze gegangen sind. Es kam es zu einer signifikanten Verbesserung der Beweglichkeit im Kniegelenk um 8,4%. Die Erklärung für eine Verbesserung der Beweglichkeit aufgrund veränderter Schmerzwahrnehmung kann insofern als weniger wahrscheinlich angesehen werden, als dass der Beweglichkeitstest ohne Wahrnehmung von Dehnungsschmerzen durchgeführt wurde. Folglich ist der Einfluss einer strukturellen Muskel-Sehnen-Anpassung durch eine Langzeitdehnung verstärkt in Betracht zu ziehen. Reiner et al. (2024) fanden jedoch keine Korrelationen zwischen der Muskelsteifigkeit und der ROM des Beinstreckers ( $r = 0,25$ ,  $p = 0,14$ ). Aus den Tierstudien im Kapitel 4.1 sind eine Verlängerung der Muskelfasern (Carson und Alway 1996; Antonio und Gonyea 1993a) und eine serielle Anlagerung neuer Sarkomere (Sarkomergene) gefunden worden (Antonio und Gonyea 1993a; Goldspink 1999; Antonio und Gonyea 1994). Auch wenn die Dehnungszeiten der Tierexperimente nicht vergleichbar mit den Zeiten aus den Experimenten in dieser Dissertation sind, kann grundsätzlich eine serielle Sarkomergene hypothetisiert werden (Zöllner et al. 2012; Riley und van Dyke 2012). Bislang sind jedoch keine Veränderungen der Muskelfaserlänge oder eine Sarkomergene am Menschen untersucht worden. Daher bleibt diese Vermutung spekulativer Natur und bedarf weiterer Forschung.

### 8.3 Praktikabilität und Übertragbarkeit

Die Ergebnisse legen nahe, dass ein fünf-minütiges Dehnungstraining ausreicht, um Kraftzuwächse zu generieren. Weiter konnten vergleichbare Ergebnisse zwischen einer Langzeitdehnung und einem Krafttraining hinsichtlich der Kraftentwicklung und der Muskeldicke gezeigt werden. Die Dehnungsgruppe konnte sogar zusätzlich noch eine Verbesserung der ROM gegenüber der Krafttrainingsgruppe erzielen. Ferner wurde gezeigt, dass ein selbstdurchgeführtes Dehnungsprogramm gleichwertige Verbesserungen der Kraft hervorbringt, wie ein aktives eingespanntes Dehnungstraining. Die Vorteile sind zum einen die Orts- und Zeitunabhängigkeit und zum anderen, dass keine speziellen Geräte oder eine zweite Person benötigt werden. Diese Ergebnisse könnten für Patienten interessant sein, die eine Kontraindikation für ein Krafttraining haben, beispielsweise aufgrund einer Bettlägerigkeit oder kardiovaskulären Einschränkungen. Während sich bei einem Krafttraining der Puls erhöht, kann bei einem Dehnungstraining ein annähernd gleicher Ruhepuls über die Zeit der Belastung vermutet werden. Möglicherweise ist über eine Kombination von einem Kraft- und Dehnungstraining nachzudenken, welche möglicherweise mit größeren Anpassungen einhergeht als ein alleiniges Training. Dies könnte besonders für den Wettkampfsport von großem Interesse sein, weil dort jegliche Steigerung der Leistung von Interesse ist. Die Auswirkungen einer Langzeitdehnung, wie sie in dieser Dissertation erforscht wurden, sollte für die Ausführung sportpraktischer Disziplinen weiter erforscht werden.



## 8.4 Limitationen

Die aus den Interventionen hervorgegangene Maximalkraft wurde unter kontrollierten Laborbedingungen getestet. Die Übertragbarkeit auf sportspezifische Bewegungen sollte daher mit Vorsicht betrachtet werden. Insbesondere wiesen Murphy und Wilson (1996) darauf hin, dass eine isometrische Testung nicht die dynamisch getestete Maximalkraft vorhersagen kann. Sie zeigten eine moderate Korrelation zwischen der isometrisch getesteten Kraft ( $r = 0,47 - 0,55$ ) und der dynamisch getesteten Kraft und empfehlen daher nicht nur die Maximalkraft isometrisch zu testen (Wilson und Murphy 1996; Murphy und Wilson 1996), sondern weitere Testverfahren zur Interpretation heranzuziehen (Buckner et al. 2017). Die gefundenen Maximalkraftsteigerungen können somit nicht automatisch auf sportpraktische Disziplinen übertragen werden.

Das Problem der fehlenden Verblindung ist in trainingswissenschaftlichen Längsschnittstudien kritisch zu betrachten. Da die Probanden einerseits durch die Aufklärung wussten, was der Hintergrund des Dehnungstrainings ist und sie sich zum anderen bewusst waren, dass sie sich in der Interventionsgruppe befanden, ist eine gesteigerte Motivation bei den Krafttestungen im Nachtest nicht auszuschließen.

Des Weiteren sind einige gewählte Methoden hinsichtlich ihrer Reliabilität kritisch zu betrachten. MRT-Aufnahmen gelten als Gold-Standard und sind gegenüber Ultraschallaufnahmen bevorzugt einzusetzen (Warneke et al. 2022d). MRT-Aufnahmen können Querschnittsflächen abbilden, während Ultraschallbilder Strecken messen. Dennoch eignen sich Ultraschallaufnahmen zur Überprüfung muskulärer Hypertrophie (Franchi et al. 2018). Weiter wird die Reliabilität bei Ultraschallaufnahmen durch den Auflegedruck des Schallkopfs vom Untersucher beeinflusst (Hebert et al. 2009; English et al. 2012) und sollte möglichst gleich bei jeder Untersuchung sein. Um dies sicherzustellen, hätte der Auflegedruck gemessen werden müssen. Um die Reliabilität weiter zu verbessern, ist es empfehlenswert einen zweiten Untersucher und eine unabhängige Personen, die die Ultraschallbilder vermessen, heranzuziehen (English et al. 2012; Hebert et al. 2009; Carr et al. 2021). Aufgrund personeller und organisatorischer Gründe wurde dieser Aspekt in der Dissertation nicht berücksichtigt. Um das Problem zu minimieren, wurden drei Bilder pro Test aufgenommen und jedes Bild mit drei Distanzmessungen versehen. Der Mittelwert aus neun Werten pro Test wurde zur weiteren Auswertung genutzt.

Für die Überprüfung der Beweglichkeit der unteren Extremitäten wurden drei verschiedene Tests herangezogen, während die Beweglichkeit der Brustmuskulatur über den Test *Durchschultern* untersucht wurde. Beim modifizierten Thomas Test zur Überprüfung der Beweglichkeit des Rectus femoris konnte nicht sichergestellt werden, dass die Probanden den Hüftbeugemuskel des zu messenden Beines nicht kontrahierten, wodurch nicht ausgeschlossen werden kann, dass es zu Winkelunterschieden im Kniegelenk gekommen ist. Dieses Risiko wurde mit wippenden Bewegungen durch den Untersucher versucht zu minimieren. Da die Probanden das Band für den Beweglichkeitstest der Oberschenkelrückseite selbstständig angelegt haben, konnte auch hier nicht sichergestellt werden, dass die Probanden an ihre maximale Schmerzgrenze gegangen sind oder der untere Rücken beim Nachtest stärker gestreckt worden ist. Beim Test zur Überprüfung der Beweglichkeit im Sprunggelenk

wurde eine selbstgebaute Konstruktion eingesetzt. Hier sind zwei potenzielle Fehlerquellen zu nennen. Erstens kann ein Verschieben des Beckens dazu führen, dass die Probanden das Knie weiter nach vorne schieben konnten, ohne dass sich die Ferse hinten vom Boden löst. Zweitens konnte nicht sichergestellt werden, dass das Blatt, welches beim Abheben der Ferse weggezogen wurde, mit einer standardisierten Kraft weggezogen wurde. Bei dem Test Durchschultern für die Brustmuskulatur spielt nicht nur die Dehnfähigkeit der Brustmuskulatur eine Rolle. Vielmehr sind es auch die umliegenden Bandstrukturen um das Schultergelenk, welche die Beweglichkeit determinieren.

Die Interpretation von TMG\_Tc und TMG\_Dm sollte kritisch betrachtet werden, besonders, wenn TMG bei Längsschnittstudien eingesetzt wird. Sowohl die Menge an Wasser im Gewebe als auch das subkutane Fettgewebe und der Schweiß auf der Haut können die Leitfähigkeit der Elektroden beeinflussen und damit negativ zur Reliabilität beitragen (Paula Simola et al. 2015; Paula Simola et al. 2016). Obwohl die Markierungen für die Elektrodenplatzierung und des TMG-Sensors, inklusive des Winkels im Nachtest nach dem gleichen Muster wie im Vortest erfolgten, kann nicht gewährleistet werden, dass die Elektroden und der TMG-Sensor nach sechs Wochen erneut exakt an denselben Stellen angebracht wurden. Um sicherzustellen, dass die Elektroden und der Sensor exakt an derselben Stelle platziert werden, wäre es erforderlich gewesen, die Haut an diesen Stellen permanent zu markieren. Um die Auswertungsobjektivität zu verbessern, wäre es sinnvoll gewesen, einen zweiten Untersucher hinzuzuziehen, der die Messungen unabhängig vom ersten erneut durchführt. Dies war jedoch aus organisatorischen Gründen nicht möglich. Der Parameter TMG\_Dm lässt nur eine indirekte Aussage über die Muskelsteifigkeit zu, da die Muskelsteifigkeit mit TMG nicht direkt gemessen wird.

Wie im Kapitel 4.2 bereits erwähnt, eignet sich die VAS zur Steuerung der Dehnungsintensität nur bedingt, da das subjektive Schmerzempfindung von Person zu Person variiert (Carlsson 1983). Es kann nicht sicher gesagt werden, dass eine subjektiv hohe wahrgenommene Dehnungsintensität einer hohen objektiven Dehnungsspannung bei allen Probanden gleichkommt und diese bei jedem Dehnungstraining gleich hoch war. Die Quantifizierung der mechanischen Zuglast auf den Muskel als Steuerung der Dehnungsintensität während einer Dehnung erscheint umso wichtiger, da eine konstant hohe Dehnungsspannung als ein wichtiger Schlüsselfaktor zur dehnungsbedingten Maximalkraftsteigerung vermutet wird (Apostolopoulos et al. 2015a).

Die Probanden waren sportlich aktive Personen bei denen nicht auszuschließen ist, dass sie ein sportliches Training für die untersuchte Muskulatur ausübten. Auch ist nicht auszuschließen, dass die Probanden der Krafttrainingsgruppe an den Trainingsreiz eines Krafttrainings aus der Vergangenheit gewöhnt waren. Hingegen ist es als unwahrscheinlich anzusehen, dass die Probanden an eine Langzeitdehnung gewöhnt waren. Somit kann der Dehnungsreiz als ein unbekannter Trainingsreiz angesehen werden, wodurch eine Interpretation über die praktische Anwendbarkeit limitiert wird.

Zuletzt ist die Probandenverteilung zu nennen. Bei den Untersuchungen wurde nicht vollständig randomisiert, da es ohnehin schwierig war, freiwillige Probanden für solch lange Dehnungsexperimente zu akquirieren. Es wurde jedoch so gut wie möglich darauf geachtet, die Geschlechterverteilung und den Trainingsstatus zu berücksichtigen und gleichermaßen auf die Gruppen zu verteilen. Da Warneke

et al. (2022e) Geschlechterunterschiede bei dehnungsbedingter Adaptation gefunden haben, wurden tendenziell mehr Männer als Frauen für die Studien rekrutiert.

## 8.5 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Zusammengefasst konnte gezeigt werden, dass ein fünf-minütiges Dehnungstraining der Beinstreckerkette über sechs Wochen zu einer Steigerung der Maximalkraft führen kann, jedoch nicht zu einer muskulären Hypertrophie, einer Veränderung der unwillkürlichen Kontraktionszeit, der Muskelsteifigkeit oder zu einer akuten Mikrotraumatisierung der Muskulatur. Weiter konnte anhand der *zweiten Studie* ein Transfer einiger Trainingseffekte einer Langzeitdehnung auf die Brustmuskulatur und damit auf die obere Körperhälfte gezeigt werden. Die gefundene Kraftsteigerung und die muskuläre Hypertrophie sind vergleichbar mit dem eines Krafttrainings. Ob das erhöhte Dehnungsvolumen, die Adjustierung der Zuglast oder die Kombination dessen zu einer signifikanten Steigerung der Muskeldicke gegenüber den Ergebnissen aus der *ersten Studie* geführt hat, bleibt unbeantwortet. Ferner konnte ein selbstdurchgeführtes Dehnungstraining, welches Ort, Zeit und Personenunabhängig durchgeführt werden kann, gleichwertige Steigerungen der Maximalkraft erzielen, wie die eines überwachten passiven Dehnungstrainings mit Adjustierung der Zuglast.

Die Verbesserung der Kraft durch eine Langzeitdehnung kann als multifaktorielles Konstrukt aus neuronalen und morphologischen Veränderungen erklärt werden. Es erscheint, dass sowohl die Dehnungsintensität, das gesamte Dehnungsvolumen und das Dehnungsvolumen pro Sitzung (*time under tension*) einer Einzeldehnung wichtige Determinanten dehnungsinduzierter Kraftanpassungen sind. Auch wenn eine strukturelle Anpassung (Sarkomergese aus den Tierexperimenten und muskuläre Hypertrophie am Menschen) als Erklärungsansatz für eine Kraftsteigerung gesehen werden können, können diese nicht alleinig die Kraftsteigerungen erklären. Basierend auf den Ergebnissen dieser Dissertation und der Literatur ist der Einfluss neuronaler Veränderungen nicht auszuschließen.

## 8.6 Ausblick

Mithilfe der Ergebnisse aus dieser Dissertation können weitere Forschungsansätze verfolgt werden, die noch offengeblieben sind. Der Übertrag auf andere Muskelgruppen, wie auf den Oberkörper konnte gezeigt werden sowie vergleichbare Effekte zu einem Krafttraining. Jedoch muss weiter über die generellen Mechanismen dehnungsbedingter Kraftanpassungen geforscht werden. Es ist weiterhin unklar, welchen Einfluss das Dehnungsvolumen, die Intensität und die Dehnungszeit pro Sitzung haben und wie groß der Einfluss ist. Die von Wackerhage et al. (2019) beschriebene Hypertrophiesensorfunktion vom Titin könnte erst zum Tragen kommen, wenn die Langzeitdehnung mehrere Minuten dauert (Rief et al. 1997; Rief et al. 1998). Die Abnahme der Dehnungsspannung bei gleichbleibender Muskellänge und die von Lim und Park (2017) gezeigte fehlende Korrelation des subjektiven Schmerzempfindens und der Dehnungsspannung macht eine Steuerung der Intensität

problematisch. Es ist darüber nachzudenken, ob die Regulierung der Dehnungsintensität aufgrund der viskoelastischen Eigenschaft der Muskulatur eher über eine kontinuierliche Krafterhaltung gesteuert werden sollte als über das subjektive Schmerzempfinden. Dafür würden die Ergebnisse von Geusebroek et al. (2023) sprechen, die höhere morphologische Anpassungen mittels einer konstanten mechanischen Kraft zeigen konnten als über eine konstante Muskellänge. Dies würde bedeuten, dass bei der Regulierung von Dehnungsintensitäten das Prinzip der kraftkonstanten Längenänderung gegenüber längenkonstanter Kraftänderung bevorzugt zu wählen ist. Weiter konnte aus den Tierexperimenten eine serielle Anlagerung neuer Sarkomere gezeigt werden, die zu einer erhöhten Kraftentfaltung und einer neuen Muskellänge beitragen könnten (Zöllner et al. 2012). Unklar ist, ob die serielle Sarkomergenese auch bei Menschen auftritt und wenn ja, ob die Anlagerung neuer Sarkomere mit einer steigenden Kraftentfaltung korreliert. Wird über die praktische Anwendung nachgedacht, ist der Einfluss langanhaltender Dehnungsinterventionen (>15 Minuten pro Sitzung) auf sportpraktische Anwendungen wie beispielsweise Sprint, Schwimmen, Kugelstoßen, Speerwurf noch unerforscht, jedoch für den Leistungssport von hoher Relevanz. Ebenso die sichere und erfolgreiche Anwendung eines Dehnungstrainings bei einem kontrainduzierten Krafttraining als Alternative.

## 9 Literaturverzeichnis

- Aagaard, Per; Simonsen, Erik B.; Andersen, Jesper L.; Magnusson, Peter; Dyhre-Poulsen, Poul (2002): Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 93 (4), S. 1318–1326. DOI: 10.1152/jappphysiol.00283.2002.
- Abdel-Aziem, Amr Almaz; Mohammad, Walaa Sayed (2012): Plantar-flexor Static Stretch Training Effect on Eccentric and Concentric Peak Torque - A comparative Study of Trained versus Untrained Subjects. In: *Journal of human kinetics* 34, S. 49–58. DOI: 10.2478/v10078-012-0063-z.
- Abe, T.; DeHoyos, D. V.; Pollock, M. L.; Garzarella, L. (2000): Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. In: *European journal of applied physiology* 81 (3), S. 174–180. DOI: 10.1007/s004210050027.
- Abe, Takashi; Loenneke, Jeremy P.; Thiebaud, Robert S. (2015): Morphological and functional relationships with ultrasound measured muscle thickness of the lower extremity: a brief review. In: *Ultrasound (Leeds, England)* 23 (3), S. 166–173. DOI: 10.1177/1742271X15587599.
- Aeles, Jeroen; Bellett, M.; Lichtwark, G. A.; Cresswell, A. G. (2022): The effect of small changes in rate of force development on muscle fascicle velocity and motor unit discharge behaviour. In: *Eur J Appl Physiol* 122 (4), S. 1035–1044. DOI: 10.1007/s00421-022-04905-7.
- Aguilar-Agon, Kathryn W.; Capel, Andrew J.; Martin, Neil R. W.; Player, Darren J.; Lewis, Mark P. (2019): Mechanical loading stimulates hypertrophy in tissue-engineered skeletal muscle: Molecular and phenotypic responses. In: *Journal of cellular physiology* 234 (12), S. 23547–23558. DOI: 10.1002/jcp.28923.
- Akagi, R.; Takahashi, H. (2014): Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 24 (6), S. 950–957. DOI: 10.1111/sms.12111.
- Alfuraih, Abdulrahman M.; Tan, Ai Lyn; O'Connor, Philip; Emery, Paul; Wakefield, Richard J. (2019): The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. In: *Aging clinical and experimental research* 31 (12), S. 1755–1763. DOI: 10.1007/s40520-019-01139-0.
- Allard, David; Figg, Nichola; Bennett, Martin R.; Littlewood, Trevor D. (2008): Akt regulates the survival of vascular smooth muscle cells via inhibition of FoxO3a and GSK3. In: *The Journal of biological chemistry* 283 (28), S. 19739–19747. DOI: 10.1074/jbc.M710098200.
- Alway, S. E. (1994a): Contractile properties of aged avian muscle after stretch-overload. In: *Mechanisms of ageing and development* 73 (2), S. 97–112. DOI: 10.1016/0047-6374(94)90059-0.
- Alway, S. E. (1994b): Force and contractile characteristics after stretch overload in quail anterior latissimus dorsi muscle. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 77 (1), S. 135–141. DOI: 10.1152/jappl.1994.77.1.135.
- Alway, S. E.; Gonyea, W. J.; Davis, M. E. (1990): Muscle fiber formation and fiber hypertrophy during the onset of stretch-overload. In: *The American journal of physiology* 259 (1 Pt 1), C92-102. DOI: 10.1152/ajpcell.1990.259.1.C92.
- Alway, S. E.; Winchester, P. K.; Davis, M. E.; Gonyea, W. J. (1989): Regionalized adaptations and muscle fiber proliferation in stretch-induced enlargement. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 66 (2), S. 771–781. DOI: 10.1152/jappl.1989.66.2.771.
- Andersen, L. L.; Andersen, J. L.; Zebis, M. K.; Aagaard, P. (2010): Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 20 (1), e162-9. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00933.x.
- Andrade, Ricardo J.; Freitas, Sandro R.; Hug, François; Le Sant, Guillaume; Lacourpaille, Lilian; Gross, Raphaël et al. (2020): Chronic effects of muscle and nerve-directed stretching on tissue

- mechanics. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 129 (5), S. 1011–1023. DOI: 10.1152/jappphysiol.00239.2019.
- Antonio, J.; Gonyea, W. J. (1993a): Progressive stretch overload of skeletal muscle results in hypertrophy before hyperplasia. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 75 (3), S. 1263–1271. DOI: 10.1152/jappl.1993.75.3.1263.
- Antonio, J.; Gonyea, W. J. (1993b): Role of muscle fiber hypertrophy and hyperplasia in intermittently stretched avian muscle. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 74 (4), S. 1893–1898. DOI: 10.1152/jappl.1993.74.4.1893.
- Antonio, J.; Gonyea, W. J. (1994): Muscle fiber splitting in stretch-enlarged avian muscle. In: *Medicine and science in sports and exercise* 26 (8), S. 973–977.
- Apostolopoulos, Nikos (2015): Acute Inflammation response to Stretching a randomised trial. In: *Italian Journal of Sports Rehabilitation and Posturology* (4), S. 366–380. DOI: 10.17385/ItaJSRP.015.3008.
- Apostolopoulos, Nikos; Metsios, George S.; Flouris, Andreas D.; Koutedakis, Yiannis; Wyon, Matthew A. (2015a): The relevance of stretch intensity and position-a systematic review. In: *Frontiers in psychology* 6, S. 1128. DOI: 10.3389/fpsyg.2015.01128.
- Apostolopoulos, Nikos; Metsios, George S.; Nevill, Alan Michael; Koutedakis, Yiannis; Wyon, Matthew A. (2015b): Stretch Intensity vs. Inflammation: A Dose-dependent Association? In: *IJKSS* 3 (1). DOI: 10.7575/aiac.ijkss.v.3n.1p.27.
- Arntz, Fabian; Markov, Adrian; Behm, David G.; Behrens, Martin; Negra, Yassine; Nakamura, Masatoshi et al. (2023): Chronic Effects of Static Stretching Exercises on Muscle Strength and Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review with Multi-level Meta-analysis. In: *Sports Med* 53 (3), S. 723–745. DOI: 10.1007/s40279-022-01806-9.
- Azuma, Nobuhide; Someya, Fujiko (2020): Injury prevention effects of stretching exercise intervention by physical therapists in male high school soccer players. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 30 (11), S. 2178–2192. DOI: 10.1111/sms.13777.
- Baird, Marianne F.; Graham, Scott M.; Baker, Julien S.; Bickerstaff, Gordon F. (2012): Creatine-kinase- and exercise-related muscle damage implications for muscle performance and recovery. In: *Journal of nutrition and metabolism* 2012, S. 960363. DOI: 10.1155/2012/960363.
- Balshaw, Thomas G.; Massey, Garry J.; Maden-Wilkinson, Thomas M.; Lanza, Marcel B.; Folland, Jonathan P. (2022): Effect of long-term maximum strength training on explosive strength, neural, and contractile properties. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 32 (4), S. 685–697. DOI: 10.1111/sms.14120.
- Barbat-Artigas, S.; Rolland, Y.; Zamboni, M.; Aubertin-Leheudre, M. (2012): How to assess functional status: a new muscle quality index. In: *The journal of nutrition, health & aging* 16 (1), S. 67–77. DOI: 10.1007/s12603-012-0004-5.
- Barbosa, Germanna M.; Trajano, Gabriel S.; Dantas, Glauko A. F.; Silva, Bianca R.; Vieira, Wouber H. Brito (2020): Chronic Effects of Static and Dynamic Stretching on Hamstrings Eccentric Strength and Functional Performance: A Randomized Controlled Trial. In: *Journal of strength and conditioning research* 34 (7), S. 2031–2039. DOI: 10.1519/JSC.0000000000003080.
- Barclay, Richie D.; Burd, Nicholas A.; Tyler, Christopher; Tillin, Neale A.; Mackenzie, Richard W. (2019): The Role of the IGF-1 Signaling Cascade in Muscle Protein Synthesis and Anabolic Resistance in Aging Skeletal Muscle. In: *Frontiers in nutrition* 6, S. 146. DOI: 10.3389/fnut.2019.00146.
- Barnett, J. G.; Holly, R. G.; Ashmore, C. R. (1980): Stretch-induced growth in chicken wing muscles: biochemical and morphological characterization. In: *The American journal of physiology* 239 (1), C39–46. DOI: 10.1152/ajpcell.1980.239.1.C39.

- Baroni, Bruno M.; Pompermayer, Marcelo G.; Cini, Anelize; Peruzzolo, Amanda S.; Radaelli, Régis; Brusco, Clarissa M.; Pinto, Ronei S. (2017): Full Range of Motion Induces Greater Muscle Damage Than Partial Range of Motion in Elbow Flexion Exercise With Free Weights. In: *Journal of strength and conditioning research* 31 (8), S. 2223–2230. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001562.
- Bates, G. P. (1993): The relationship between duration of stimulus per day and the extent of hypertrophy of slow-tonic skeletal muscle in the fowl, *Gallus gallus*. In: *Comparative biochemistry and physiology. Comparative physiology* 106 (4), S. 755–758. DOI: 10.1016/0300-9629(93)90393-I.
- Batista, Lucia Helena; Vilar, Ana Carolina; Almeida Ferreira, José Jamacy de; Rebelatto, José Rubens; Salvini, Tania Fátima (2009): Active stretching improves flexibility, joint torque, and functional mobility in older women. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 88 (10), S. 815–822. DOI: 10.1097/PHM.0b013e3181b72149.
- Behm, D. G.; St-Pierre, D. M. (1998): The effects of strength training and disuse on the mechanisms of fatigue. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 25 (3), S. 173–189. DOI: 10.2165/00007256-199825030-00004.
- Behm, David G.; Blazevich, Anthony J.; Kay, Anthony D.; McHugh, Malachy (2016): Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. In: *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme* 41 (1), S. 1–11. DOI: 10.1139/apnm-2015-0235.
- Behm, David George; Alizadeh, Shahab; Daneshjoo, Abdolhamid; Anvar, Saman Hadjizadeh; Graham, Andrew; Zahiri, Ali et al. (2023): Acute Effects of Various Stretching Techniques on Range of Motion: A Systematic Review with Meta-Analysis. In: *Sports medicine - open* 9 (1), S. 107. DOI: 10.1186/s40798-023-00652-x.
- Bernabei, Michel; Lee, Sabrina S. M.; Perreault, Eric J.; Sandercock, Thomas G. (2020): Shear wave velocity is sensitive to changes in muscle stiffness that occur independently from changes in force. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 128 (1), S. 8–16. DOI: 10.1152/jappphysiol.00112.2019.
- Bibollet-Bahena, Olivia; Almazan, Guillermina (2009): IGF-1-stimulated protein synthesis in oligodendrocyte progenitors requires PI3K/mTOR/Akt and MEK/ERK pathways. In: *Journal of neurochemistry* 109 (5), S. 1440–1451. DOI: 10.1111/j.1471-4159.2009.06071.x.
- Bird, Stephen P.; Tarpinning, Kyle M.; Marino, Frank E. (2005): Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: a review of the acute programme variables. In: *Sports Med* 35 (10), S. 841–851. DOI: 10.2165/00007256-200535100-00002.
- Blazevich, A. J.; Cannavan, D.; Waugh, C. M.; Miller, S. C.; Thorlund, J. B.; Aagaard, P.; Kay, A. D. (2014): Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 117 (5), S. 452–462. DOI: 10.1152/jappphysiol.00204.2014.
- Bodine, S. C.; Stitt, T. N.; Gonzalez, M.; Kline, W. O.; Stover, G. L.; Bauerlein, R. et al. (2001): Akt/mTOR pathway is a crucial regulator of skeletal muscle hypertrophy and can prevent muscle atrophy in vivo. In: *Nature cell biology* 3 (11), S. 1014–1019. DOI: 10.1038/ncb1101-1014.
- Borde, Ron; Hortobágyi, Tibor; Granacher, Urs (2015): Dose-Response Relationships of Resistance Training in Healthy Old Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *Sports Med* 45 (12), S. 1693–1720. DOI: 10.1007/s40279-015-0385-9.
- Borges, Mariana Oliveira; Medeiros, Diulian Muniz; Minotto, Bruna Borba; Lima, Cláudia Silveira (2018): Comparison between static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation on hamstring flexibility: systematic review and meta-analysis. In: *European Journal of Physiotherapy* 20 (1), S. 12–19. DOI: 10.1080/21679169.2017.1347708.

- Brancaccio, Paola; Maffulli, Nicola; Limongelli, Francesco Mario (2007): Creatine kinase monitoring in sport medicine. In: *British medical bulletin* 81-82, S. 209–230. DOI: 10.1093/bmb/ldm014.
- Brentano, M. A.; Martins Krueel, L. F. (2011): A review on strength exercise-induced muscle damage: applications, adaptation mechanisms and limitations. In: *The Journal of sports medicine and physical fitness* 51 (1), S. 1–10.
- Brusco, C. M.; Blazevich, A. J.; Radaelli, R.; Botton, C. E.; Cadore, E. L.; Baroni, B. M. et al. (2018): The effects of flexibility training on exercise-induced muscle damage in young men with limited hamstrings flexibility. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 28 (6), S. 1671–1680. DOI: 10.1111/sms.13068.
- Bryant, Joseph; Cooper, Darren J.; Peters, Derek M.; Cook, Matthew David (2023): The Effects of Static Stretching Intensity on Range of Motion and Strength: A Systematic Review. In: *Journal of functional morphology and kinesiology* 8 (2). DOI: 10.3390/jfmk8020037.
- Buckner, Samuel L.; Jessee, Matthew B.; Mattocks, Kevin T.; Mouser, J. Grant; Counts, Brittany R.; Dankel, Scott J.; Loenneke, Jeremy P. (2017): Determining Strength: A Case for Multiple Methods of Measurement. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 47 (2), S. 193–195. DOI: 10.1007/s40279-016-0580-3.
- Bührle, Martin (1989): Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. 19. Aufl.
- Burgos, S. A.; Cant, J. P. (2010): IGF-1 stimulates protein synthesis by enhanced signaling through mTORC1 in bovine mammary epithelial cells. In: *Domestic animal endocrinology* 38 (4), S. 211–221. DOI: 10.1016/j.domaniend.2009.10.005.
- Burt, Dean Gareth; Lamb, Kevin; Nicholas, Ceri; Twist, Craig (2014): Effects of exercise-induced muscle damage on resting metabolic rate, sub-maximal running and post-exercise oxygen consumption. In: *European journal of sport science* 14 (4), S. 337–344. DOI: 10.1080/17461391.2013.783628.
- Cai, Peng; Liu, Lewen; Li, Hai (2023): Dynamic and static stretching on hamstring flexibility and stiffness: A systematic review and meta-analysis. In: *Heliyon* 9 (8), e18795. DOI: 10.1016/j.heliyon.2023.e18795.
- Caldwell, Sarah L.; Bilodeau, Reagan L. S.; Cox, Megan J.; Behm, David G. (2019): Cross Education Training Effects are Evident with Twice Daily, Self-Administered Band Stretch Training. In: *Journal of Sports Science & Medicine* 18 (3), S. 544–551.
- Carlsson, Anna Maria (1983): Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. In: *Pain* 16 (1), S. 87–101. DOI: 10.1016/0304-3959(83)90088-X.
- Carr, Joshua C.; Gerstner, Gena R.; Voskuil, Caleb C.; Harden, Joel E.; Dunnick, Dustin; Badillo, Kristin M. et al. (2021): The Influence of Sonographer Experience on Skeletal Muscle Image Acquisition and Analysis. In: *Journal of functional morphology and kinesiology* 6 (4). DOI: 10.3390/jfmk6040091.
- Carson, J. A.; Alway, S. E. (1996): Stretch overload-induced satellite cell activation in slow tonic muscle from adult and aged Japanese quail. In: *The American journal of physiology* 270 (2 Pt 1), C578-84. DOI: 10.1152/ajpcell.1996.270.2.C578.
- Carson, J. A.; Alway, S. E.; Yamaguchi, M. (1995): Time course of hypertrophic adaptations of the anterior latissimus dorsi muscle to stretch overload in aged Japanese quail. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 50 (6), B391-8. DOI: 10.1093/gerona/50a.6.b391.
- Carvalho, Felipe L. P.; Carvalho, Mauro C. G. A.; Simão, Roberto; Gomes, Thiago M.; Costa, Pablo B.; Neto, Ludgero B. et al. (2012): Acute effects of a warm-up including active, passive, and dynamic stretching on vertical jump performance. In: *Journal of strength and conditioning research* 26 (9), S. 2447–2452. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31823f2b36.



- Cejudo, Antonio; Sainz de Baranda, Pilar; Ayala, Francisco; Santonja, Fernando (2015): Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. In: *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 16 (2), S. 107–113. DOI: 10.1016/j.ptsp.2014.05.004.
- Chen, Che-Hsiu; Nosaka, Kazunori; Chen, Hsin-Lian; Lin, Ming-Ju; Tseng, Kuo-Wei; Chen, Trevor C. (2011): Effects of flexibility training on eccentric exercise-induced muscle damage. In: *Medicine and science in sports and exercise* 43 (3), S. 491–500. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181f315ad.
- Clarkson, P. M.; Nosaka, K.; Braun, B. (1992): Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. In: *Medicine and science in sports and exercise* 24 (5), S. 512–520.
- Cohen, Jacob (2013): *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Burlington: Elsevier Science.
- Curry, Brad S.; Chengkalath, Devendra; Crouch, Gordon J.; Romance, Michelle; Manns, Patricia J. (2009): Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular performance in women. In: *Journal of strength and conditioning research* 23 (6), S. 1811–1819. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181b73c2b.
- Czerwinski, S. M.; Martin, J. M.; Bechtel, P. J. (1994): Modulation of IGF mRNA abundance during stretch-induced skeletal muscle hypertrophy and regression. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 76 (5), S. 2026–2030. DOI: 10.1152/jappl.1994.76.5.2026.
- Donti, Olyvia; Papia, Konstantina; Toubekis, Argyris; Donti, Anastasia; Sands, William A.; Bogdanis, Gregory C. (2021): Acute and long-term effects of two different static stretching training protocols on range of motion and vertical jump in preadolescent athletes. In: *Biology of sport* 38 (4), S. 579–586. DOI: 10.5114/biol sport.2021.101127.
- Drake, David; Kennedy, Rodney; Wallace, Eric (2017): The Validity and Responsiveness of Isometric Lower Body Multi-Joint Tests of Muscular Strength: a Systematic Review. In: *Sports medicine - open* 3 (1), S. 23. DOI: 10.1186/s40798-017-0091-2.
- Dupont, A. C.; Sauerbrei, E. E.; Fenton, P. V.; Shragge, P. C.; Loeb, G. E.; Richmond, F. J. (2001): Real-time sonography to estimate muscle thickness: comparison with MRI and CT. In: *Journal of clinical ultrasound : JCU* 29 (4), S. 230–236. DOI: 10.1002/jcu.1025.
- e Lima, Kelly M. M.; Carneiro, Simone P.; Alves, Daniel de S.; Peixinho, Carolina C.; Oliveira, Liliam F. de (2015): Assessment of muscle architecture of the biceps femoris and vastus lateralis by ultrasound after a chronic stretching program. In: *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 25 (1), S. 55–60. DOI: 10.1097/JSM.0000000000000069.
- e Lima, Kelly M. M.; Da Matta, Thiago T.; Oliveira, Liliam F. (2012): Reliability of the rectus femoris muscle cross-sectional area measurements by ultrasonography. In: *Clinical physiology and functional imaging* 32 (3), S. 221–226. DOI: 10.1111/j.1475-097X.2011.01115.x.
- Eby, Sarah F.; Cloud, Beth A.; Brandenburg, Joline E.; Giambini, Hugo; Song, Pengfei; Chen, Shigao et al. (2015): Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: influences of sex and age throughout adulthood. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 30 (1), S. 22–27. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.011.
- English, Coralie; Fisher, Laura; Thoires, Kerry (2012): Reliability of real-time ultrasound for measuring skeletal muscle size in human limbs in vivo: a systematic review. In: *Clinical rehabilitation* 26 (10), S. 934–944. DOI: 10.1177/0269215511434994.
- Erickson, H. P. (1997): Stretching single protein molecules: titin is a weird spring. In: *Science (New York, N.Y.)* 276 (5315), S. 1090–1092. DOI: 10.1126/science.276.5315.1090.
- Farup, Jean; Sørensen, Henrik; Kjølhede, Tue (2014): Similar changes in muscle fiber phenotype with differentiated consequences for rate of force development: endurance versus resistance training. In: *Human movement science* 34, S. 109–119. DOI: 10.1016/j.humov.2014.01.005.

- Fochi, A. G.; Damas, F.; Berton, R.; Alvarez, I.; Miquelini, M.; Salvini, T. F.; Libardi, C. A. (2016): Greater eccentric exercise-induced muscle damage by large versus small range of motion with the same end-point. In: *Biology of sport* 33 (3), S. 285–289. DOI: 10.5604/20831862.1208480.
- Forbes, Jeffrey G.; Jin, Albert J.; Ma, Kan; Gutierrez-Cruz, Gustavo; Tsai, Wanxia L.; Wang, Kuan (2005): Titin PEVK segment: charge-driven elasticity of the open and flexible polyampholyte. In: *Journal of muscle research and cell motility* 26 (6-8), S. 291–301. DOI: 10.1007/s10974-005-9035-4.
- Fragala, Maren S.; Dam, Thuy-Tien L.; Barber, Vanessa; Judge, James O.; Studenski, Stephanie A.; Cawthon, Peggy M. et al. (2015): Strength and function response to clinical interventions of older women categorized by weakness and low lean mass using classifications from the Foundation for the National Institute of Health sarcopenia project. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 70 (2), S. 202–209. DOI: 10.1093/gerona/glu110.
- Franchi, M. V.; Longo, S.; Mallinson, J.; Quinlan, J. I.; Taylor, T.; Greenhaff, P. L.; Narici, M. V. (2018): Muscle thickness correlates to muscle cross-sectional area in the assessment of strength training-induced hypertrophy. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 28 (3), S. 846–853. DOI: 10.1111/sms.12961.
- Frankeny, J. R.; Holly, R. G.; Ashmore, C. R. (1983): Effects of graded duration of stretch on normal and dystrophic skeletal muscle. In: *Muscle & nerve* 6 (4), S. 269–277. DOI: 10.1002/mus.880060405.
- Freitas, S. R.; Mendes, B.; Le Sant, G.; Andrade, R. J.; Nordez, A.; Milanovic, Z. (2018): Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 28 (3), S. 794–806. DOI: 10.1111/sms.12957.
- Freitas, Sandro R.; Mil-Homens, Pedro (2015): Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. In: *Journal of strength and conditioning research* 29 (6), S. 1737–1740. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000800.
- García-Manso, Juan Manuel; Rodríguez-Matoso, Darío; Sarmiento, Samuel; Saa, Yves; Vaamonde, Diana; Rodríguez-Ruiz, David; Da Silva-Grigoletto, Marzo Edir (2012): Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 22 (4), S. 612–619. DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.01.005.
- Geusebroek, G.; van Dieën, J. H.; Hoozemans, M. J. M.; Noort, W.; Houdijk, H.; Maas, H. (2023): Constant force muscle stretching induces greater acute deformations and changes in passive mechanical properties compared to constant length stretching. In: *Journal of biomechanics* 154, S. 111594. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2023.111594.
- Giechaskiel, B. (2020): Weight Training and Creatine Kinase (CK) Levels: A Literature Review. In: *International Journal of Science and Research* 9, 2020 (1).
- Giorgio, Pierre; Samozino, Pierre; Morin, Jean-Benoît (2009): Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. In: *Journal of strength and conditioning research* 23 (2), S. 652–659. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31818f0950.
- Goldspink, G. (1998): Cellular and molecular aspects of muscle growth, adaptation and ageing. In: *Gerodontology* 15 (1), S. 35–43. DOI: 10.1111/j.1741-2358.1998.00035.x.
- Goldspink, G. (1999): Changes in muscle mass and phenotype and the expression of autocrine and systemic growth factors by muscle in response to stretch and overload. In: *Journal of anatomy* 194 (Pt 3) (Pt 3), S. 323–334. DOI: 10.1046/j.1469-7580.1999.19430323.x.
- Goldspink, Geoffrey; Harridge, Stephen (2003): Cellular and Molecular Aspects of Adaptation in Skeletal Muscle. In: Paavo Komi (Hg.): *Strength and Power in Sport. Olympic Encyclopedia of Sports Medicine*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons Ltd (The Encyclopaedia of Sports Medicine Ser, v.3), S. 231–251.

- Goldspink, Geoffrey; Williams, Pamela; Simpson, Hamish (2002): Gene expression in response to muscle stretch. In: *Clinical orthopaedics and related research* (403 Suppl), S146-52. DOI: 10.1097/00003086-200210001-00017.
- Gregorio, C. C.; Granzier, H.; Sorimachi, H.; Labeit, S. (1999): Muscle assembly: a titanic achievement? In: *Current opinion in cell biology* 11 (1), S. 18–25. DOI: 10.1016/s0955-0674(99)80003-9.
- Gruber, Markus; Gollhofer, Albert (2004): Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. In: *European journal of applied physiology* 92 (1-2), S. 98–105. DOI: 10.1007/s00421-004-1080-y.
- Guissard, Nathalie; Duchateau, Jacques (2004): Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. In: *Muscle & nerve* 29 (2), S. 248–255. DOI: 10.1002/mus.10549.
- Güllich, A.; Schmidtbleicher, Dietmar (1999): Struktur der Krafftähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (7+8), S. 223–234.
- Gunaydin, G.; Citaker, S.; Cobanoglu, G. (2020): Effects of different stretching exercises on hamstring flexibility and performance in long term. In: *Science & Sports* 35 (6), S. 386–392. DOI: 10.1016/j.scispo.2020.04.009.
- Hebert, Jeffrey J.; Koppenhaver, Shane L.; Parent, Eric C.; Fritz, Julie M. (2009): A systematic review of the reliability of rehabilitative ultrasound imaging for the quantitative assessment of the abdominal and lumbar trunk muscles. In: *Spine* 34 (23), E848-56. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181ae625c.
- Herman, Sonja L.; Smith, Derek T. (2008): Four-week dynamic stretching warm-up intervention elicits longer-term performance benefits. In: *Journal of strength and conditioning research* 22 (4), S. 1286–1297. DOI: 10.1519/JSC.0b013e318173da50.
- Higuchi, H. (1996): Viscoelasticity and function of connectin/titin filaments in skinned muscle fibers. In: *Advances in biophysics* 33, S. 159–171. DOI: 10.1016/s0065-227x(96)90031-3.
- Hillebrecht, Martin (2013): Dehnen und Kraftverhalten: experimentelle Studien zum kurzfristigen Einfluss von Dehntechniken auf die Krafftähigkeiten. Vol. 3. Münster: LIT Verlag.
- Hindle, Kayla B.; Whitcomb, Tyler J.; Briggs, Wyatt O.; Hong, Junggi (2012): Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. In: *Journal of human kinetics* 31, S. 105–113. DOI: 10.2478/v10078-012-0011-y.
- Holly, R. G.; Barnett, J. G.; Ashmore, C. R.; Taylor, R. G.; Molé, P. A. (1980): Stretch-induced growth in chicken wing muscles: a new model of stretch hypertrophy. In: *The American journal of physiology* 238 (1), C62-71. DOI: 10.1152/ajpcell.1980.238.1.C62.
- Holubiuc, Iulian Ștefan; Leuciuc, Florin Valentin; Crăciun, Daniela Maria; Dobrescu, Tatiana (2022): Effect of Strength Training Protocol on Bone Mineral Density for Postmenopausal Women with Osteopenia/Osteoporosis Assessed by Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DEXA). In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 22 (5). DOI: 10.3390/s22051904.
- Hong, A. Ram; Kim, Sang Wan (2018): Effects of Resistance Exercise on Bone Health. In: *Endocrinology and metabolism (Seoul, Korea)* 33 (4), S. 435–444. DOI: 10.3803/EnM.2018.33.4.435.
- Hu, Xiao; Murray, Wendy M.; Perreault, Eric J. (2011): Muscle short-range stiffness can be used to estimate the endpoint stiffness of the human arm. In: *Journal of neurophysiology* 105 (4), S. 1633–1641. DOI: 10.1152/jn.00537.2010.
- Hylldahl, Robert D.; Hubal, Monica J. (2014): Lengthening our perspective: morphological, cellular, and molecular responses to eccentric exercise. In: *Muscle & nerve* 49 (2), S. 155–170. DOI: 10.1002/mus.24077.

- Ikeda, Naoki; Ryushi, Tomoo (2021): Effects of 6-Week Static Stretching of Knee Extensors on Flexibility, Muscle Strength, Jump Performance, and Muscle Endurance. In: *Journal of strength and conditioning research* 35 (3), S. 715–723. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002819.
- James, Lachlan P.; Weakley, Jonathon; Comfort, Paul; Huynh, Minh (2024): The Relationship Between Isometric and Dynamic Strength Following Resistance Training: A Systematic Review, Meta-Analysis, and Level of Agreement. In: *International journal of sports physiology and performance* 19 (1), S. 2–12. DOI: 10.1123/ijsp.2023-0066.
- Kay, Anthony David; Rubley, Bethanee; Talbot, Chris; Mina, Minas; Baross, Anthony William; Blazevich, Anthony John (2018): Stretch imposed on active muscle elicits positive adaptations in strain risk factors and exercise-induced muscle damage. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 28 (11), S. 2299–2309. DOI: 10.1111/sms.13251.
- Kennedy, J. M.; Zak, R.; Gao, L. (1991): Myosin expression in hypertrophied fast twitch and slow tonic muscles of normal and dystrophic chickens. In: *Muscle & nerve* 14 (2), S. 166–177. DOI: 10.1002/mus.880140212.
- Klee, Andreas (2003): Methoden und Wirkungen des Dehnungstrainings. Die Ruhespannungs-Dehnungskurve - ihre Erhebung beim M. rectus femoris und ihre Veränderung im Rahmen kurzfristiger Treatments. Schorndorf: Hofmann (Forum Sportwissenschaft, 8).
- Kokkonen, Joke; Nelson, Arnold G.; Eldredge, Carol; Winchester, Jason B. (2007): Chronic static stretching improves exercise performance. In: *Medicine and science in sports and exercise* 39 (10), S. 1825–1831. DOI: 10.1249/mss.0b013e3181238a2b.
- Konrad, Andreas; Alizadeh, Shahab; Daneshjoo, Abdolhamid; Anvar, Saman Hadjizadeh; Graham, Andrew; Zahiri, Ali et al. (2023): Chronic effects of stretching on range of motion with consideration of potential moderating variables: A systematic review with meta-analysis. In: *Journal of sport and health science*. DOI: 10.1016/j.jshs.2023.06.002.
- Konrad, Andreas; Tilp, Markus (2014): Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 29 (6), S. 636–642. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.013.
- Kotarsky, Christopher J.; Christensen, Bryan K.; Miller, Jason S.; Hackney, Kyle J. (2018): Effect of Progressive Calisthenic Push-up Training on Muscle Strength and Thickness. In: *Journal of strength and conditioning research* 32 (3), S. 651–659. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002345.
- Krüger, Martina; Kötter, Sebastian (2016): Titin, a Central Mediator for Hypertrophic Signaling, Exercise-Induced Mechanosignaling and Skeletal Muscle Remodeling. In: *Frontiers in physiology* 7, S. 76. DOI: 10.3389/fphys.2016.00076.
- Kubo, Keitaro; Kanehisa, Hiroaki; Fukunaga, Tetsuo (2002): Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 92 (2), S. 595–601. DOI: 10.1152/jappphysiol.00658.2001.
- Lackner, K. J.; Peetz, D. (2018): Kreatinkinase. In: Axel M. Gressner und Torsten Arndt (Hg.): *Lexikon der medizinischen Laboratoriumsdiagnostik*. Berlin: Springer (Springer Reference Medizin), S. 1–3.
- Lacroix, André; Hortobágyi, Tibor; Beurskens, Rainer; Granacher, Urs (2017): Effects of Supervised vs. Unsupervised Training Programs on Balance and Muscle Strength in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *Sports Med* 47 (11), S. 2341–2361. DOI: 10.1007/s40279-017-0747-6.
- LaRoche, Dain P.; Lussier, Mélanie V.; Roy, Stephen J. (2008): Chronic stretching and voluntary muscle force. In: *Journal of strength and conditioning research* 22 (2), S. 589–596. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181636aef.
- Lee, Jin Hyuck; Jang, Ki-Mo; Kim, Eunseon; Rhim, Hye Chang; Kim, Hyeong-Dong (2021): Effects of Static and Dynamic Stretching With Strengthening Exercises in Patients With Patellofemoral Pain

- Who Have Inflexible Hamstrings: A Randomized Controlled Trial. In: *Sports Health* 13 (1), S. 49–56. DOI: 10.1177/1941738120932911.
- Lempke, Landon; Wilkinson, Rebecca; Murray, Caitlin; Stanek, Justin (2018): The Effectiveness of PNF Versus Static Stretching on Increasing Hip-Flexion Range of Motion. In: *Journal of sport rehabilitation* 27 (3), S. 289–294. DOI: 10.1123/jsr.2016-0098.
- Lim, Chang Hyun; Luu, Thien Suong; Le Phoung, Quy; Jeong, Tae Seok; Kim, Chang Keun (2017): Satellite cell activation and mTOR signaling pathway response to resistance and combined exercise in elite weight lifters. In: *European journal of applied physiology* 117 (11), S. 2355–2363. DOI: 10.1007/s00421-017-3722-x.
- Lim, Wootae; Park, Hyunju (2017): No significant correlation between the intensity of static stretching and subject's perception of pain. In: *Journal of physical therapy science* 29 (10), S. 1856–1859. DOI: 10.1589/jpts.29.1856.
- Linke, W. A.; Ivemeyer, M.; Olivieri, N.; Kolmerer, B.; Rüegg, J. C.; Labeit, S. (1996): Towards a molecular understanding of the elasticity of titin. In: *Journal of molecular biology* 261 (1), S. 62–71. DOI: 10.1006/jmbi.1996.0441.
- Linke, Wolfgang A.; Kulke, Michael; Li, Hongbin; Fujita-Becker, Setsuko; Neagoe, Ciprian; Manstein, Dietmar J. et al. (2002): PEVK domain of titin: an entropic spring with actin-binding properties. In: *Journal of structural biology* 137 (1-2), S. 194–205. DOI: 10.1006/jsbi.2002.4468.
- Liu, Yanghui; Lee, Duck-Chul; Li, Yehua; Zhu, Weicheng; Zhang, Riquan; Sui, Xuemei et al. (2019): Associations of Resistance Exercise with Cardiovascular Disease Morbidity and Mortality. In: *Medicine and science in sports and exercise* 51 (3), S. 499–508. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001822.
- Longo, Stefano; Cè, Emiliano; Bisconti, Angela Valentina; Rampichini, Susanna; Doria, Christian; Borrelli, Marta et al. (2021): The effects of 12 weeks of static stretch training on the functional, mechanical, and architectural characteristics of the triceps surae muscle-tendon complex. In: *European journal of applied physiology* 121 (6), S. 1743–1758. DOI: 10.1007/s00421-021-04654-z.
- Loram, Ian D.; Maganaris, Constantinos N.; Lakie, Martin (2007): The passive, human calf muscles in relation to standing: the short range stiffness lies in the contractile component. In: *The Journal of physiology* 584 (Pt 2), S. 677–692. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.140053.
- Macdougall, J. Duncan (2003): Hypertrophy and Hyperplasia. In: Paavo Komi (Hg.): *Strength and Power in Sport. Olympic Encyclopedia of Sports Medicine*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons Ltd (The Encyclopaedia of Sports Medicine Ser, v.3), S. 252–264.
- Macgregor, Lewis J.; Hunter, Angus M.; Orizio, Claudio; Fairweather, Malcolm M.; Ditroilo, Massimiliano (2018): Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. In: *Sports Med* 48 (7), S. 1607–1620. DOI: 10.1007/s40279-018-0912-6.
- Magid, A.; Law, D. J. (1985): Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. In: *Science (New York, N.Y.)* 230 (4731), S. 1280–1282. DOI: 10.1126/science.4071053.
- Magnusson, S. P.; Simonsen, E. B.; Aagaard, P.; Sørensen, H.; Kjaer, M. (1996): A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. In: *The Journal of physiology* 497 (Pt 1) (Pt 1), S. 291–298. DOI: 10.1113/jphysiol.1996.sp021768.
- Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 1998 Apr;8(2):65-77. doi: 10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x. PMID: 9564710.
- Marshall, Paul W. M.; Cashman, Anthony; Cheema, Birinder S. (2011): A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness,

- strength, and stretch tolerance. In: *Journal of science and medicine in sport* 14 (6), S. 535–540. DOI: 10.1016/j.jsams.2011.05.003.
- Maruyama, K.; Natori, R.; Nonomura, Y. (1976): New elastic protein from muscle. In: *Nature* 262 (5563), S. 58–60. DOI: 10.1038/262058a0.
- Matthews, W.; Jenkins, R. R.; Gonyea, W. J. (1990): Myosin isozyme expression in response to stretch-induced hypertrophy in the Japanese quail. In: *The Anatomical record* 228 (3), S. 255–261. DOI: 10.1002/ar.1092280304.
- McComas, A. J. (1994): Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. In: *Medicine and science in sports and exercise* 26 (12), S. 1498–1509.
- McGregor, Robin A.; Cameron-Smith, David; Poppitt, Sally D. (2014): It is not just muscle mass: a review of muscle quality, composition and metabolism during ageing as determinants of muscle function and mobility in later life. In: *Longevity & healthspan* 3 (1), S. 9. DOI: 10.1186/2046-2395-3-9.
- McGuigan, Michael R.; Newton, Michael J.; Winchester, Jason B.; Nelson, Arnold G. (2010): Relationship between isometric and dynamic strength in recreationally trained men. In: *Journal of strength and conditioning research* 24 (9), S. 2570–2573. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181ecd381.
- McHugh, M. P.; Cosgrave, C. H. (2010): To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 20 (2), S. 169–181. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.01058.x.
- Medeiros, Diulian M.; Cini, Anelize; Sbruzzi, Graciele; Lima, Cláudia S. (2016): Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis. In: *Physiotherapy theory and practice* 32 (6), S. 438–445. DOI: 10.1080/09593985.2016.1204401.
- Mirkov, Dragan M.; Nedeljkovic, Aleksandar; Milanovic, Sladjan; Jaric, Slobodan (2004): Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. In: *European journal of applied physiology* 91 (2-3), S. 147–154. DOI: 10.1007/s00421-003-0946-8.
- Mizuno, Takamasa (2019): Combined Effects of Static Stretching and Electrical Stimulation on Joint Range of Motion and Muscle Strength. In: *Journal of strength and conditioning research* 33 (10), S. 2694–2703. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002260.
- Moltubakk, Marie M.; Villars, Fabienne O.; Magulas, Melina M.; Magnusson, Stig P.; Seynnes, Olivier R.; Bojsen-Møller, Jens (2021): Altered Triceps Surae Muscle-Tendon Unit Properties after 6 Months of Static Stretching. In: *Medicine and science in sports and exercise* 53 (9), S. 1975–1986. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002671.
- Murphy, A. J.; Wilson, G. J. (1996): Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. In: *European journal of applied physiology and occupational physiology* 73 (3-4), S. 353–357. DOI: 10.1007/BF02425498.
- Nakamura, Masatoshi; Ikezoe, Tome; Takeno, Yohei; Ichihashi, Noriaki (2011): Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 29 (11), S. 1759–1763. DOI: 10.1002/jor.21445.
- Nakamura, Masatoshi; Ikezoe, Tome; Takeno, Yohei; Ichihashi, Noriaki (2012): Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. In: *European journal of applied physiology* 112 (7), S. 2749–2755. DOI: 10.1007/s00421-011-2250-3.
- Nakamura, Masatoshi; Ikezoe, Tome; Umegaki, Hiroki; Kobayashi, Takuya; Nishishita, Satoru; Ichihashi, Noriaki (2017): Changes in Passive Properties of the Gastrocnemius Muscle-Tendon Unit During a 4-Week Routine Static-Stretching Program. In: *Journal of sport rehabilitation* 26 (4), S. 263–268. DOI: 10.1123/jsr.2015-0198.

- Nakamura, Masatoshi; Yoshida, Riku; Sato, Shigeru; Yahata, Kaoru; Murakami, Yuta; Kasahara, Kazuki et al. (2021): Comparison Between High- and Low-Intensity Static Stretching Training Program on Active and Passive Properties of Plantar Flexors. In: *Frontiers in physiology* 12, S. 796497. DOI: 10.3389/fphys.2021.796497.
- Nakao, Sayaka; Ikezoe, Tome; Nakamura, Masatoshi; Umegaki, Hiroki; Fujita, Kosuke; Umehara, Jun et al. (2021): Chronic Effects of a Static Stretching Program on Hamstring Strength. In: *Journal of strength and conditioning research* 35 (7), S. 1924–1929. DOI: 10.1519/JSC.0000000000003037.
- Nelson, Arnold G.; Kokkonen, Joke; Winchester, Jason B.; Kalani, Walter; Peterson, Karen; Kenly, Michael S.; Arnall, David A. (2012): A 10-Week Stretching Program Increases Strength in the Contralateral Muscle. In: *Journal of strength and conditioning research* 26 (3), S. 832–836. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182281b41.
- Nosaka, K.; Clarkson, P. M. (1996): Variability in serum creatine kinase response after eccentric exercise of the elbow flexors. In: *International journal of sports medicine* 17 (2), S. 120–127. DOI: 10.1055/s-2007-972819.
- Nunes, João Pedro; Schoenfeld, Brad J.; Nakamura, Masatoshi; Ribeiro, Alex S.; Cunha, Paolo M.; Cyrino, Edilson S. (2020): Does stretch training induce muscle hypertrophy in humans? A review of the literature. In: *Clinical physiology and functional imaging* 40 (3), S. 148–156. DOI: 10.1111/cpf.12622.
- Opplert, Jules; Babault, Nicolas (2018): Acute Effects of Dynamic Stretching on Muscle Flexibility and Performance: An Analysis of the Current Literature. In: *Sports Med* 48 (2), S. 299–325. DOI: 10.1007/s40279-017-0797-9.
- Owens, Daniel J.; Twist, Craig; Cobley, James N.; Howatson, Glyn; Close, Graeme L. (2019): Exercise-induced muscle damage: What is it, what causes it and what are the nutritional solutions? In: *European journal of sport science* 19 (1), S. 71–85. DOI: 10.1080/17461391.2018.1505957.
- Ozaki, Hayao; Sawada, Shuji; Osawa, Takuya; Natsume, Toshiharu; Yoshihara, Toshinori; Deng, Pengyu et al. (2020): Muscle Size and Strength of the Lower Body in Supervised and in Combined Supervised and Unsupervised Low-Load Resistance Training. In: *Journal of Sports Science & Medicine* 19 (4), S. 721–726.
- Pallarés, Jesús G.; Hernández-Belmonte, Alejandro; Martínez-Cava, Alejandro; Vetrovsky, Tomas; Steffl, Michal; Courel-Ibáñez, Javier (2021): Effects of range of motion on resistance training adaptations: A systematic review and meta-analysis. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 31 (10), S. 1866–1881. DOI: 10.1111/sms.14006.
- Palmer, Ty B.; Thiele, Ryan M. (2019): Passive Stiffness and Maximal and Explosive Strength Responses After an Acute Bout of Constant-Tension Stretching. In: *Journal of athletic training* 54 (5), S. 519–526. DOI: 10.4085/1062-6050-62-18.
- Panidi, Ioli; Bogdanis, Gregory C.; Terzis, Gerasimos; Donti, Anastasia; Konrad, Andreas; Gaspari, Vasiliki; Donti, Olyvia (2021): Muscle Architectural and Functional Adaptations Following 12-Weeks of Stretching in Adolescent Female Athletes. In: *Frontiers in physiology* 12, S. 701338. DOI: 10.3389/fphys.2021.701338.
- Panidi, Ioli; Donti, Olyvia; Konrad, Andreas; Dinas, Petros C.; Terzis, Gerasimos; Mouratidis, Athanasios et al. (2023): Muscle Architecture Adaptations to Static Stretching Training: A Systematic Review with Meta-Analysis. In: *Sports medicine - open* 9 (1), S. 1–27. DOI: 10.1186/s40798-023-00591-7.
- Paula Simola, Rauno Álvaro; Harms, Nico; Raeder, Christian; Kellmann, Michael; Meyer, Tim; Pfeiffer, Mark; Ferrauti, Alexander (2015): Tensiomyography reliability and prediction of changes in muscle force following heavy eccentric strength exercise using muscle mechanical properties. In: *Sports Technology* 8 (1-2), S. 58–66. DOI: 10.1080/19346182.2015.1117475.

- Paula Simola, Rauno Álvaro; Raeder, Christian; Wiewelhove, Thimo; Kellmann, Michael; Meyer, Tim; Pfeiffer, Mark; Ferrauti, Alexander (2016): Muscle mechanical properties of strength and endurance athletes and changes after one week of intensive training. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 30, S. 73–80. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.05.005.
- Peake, Jonathan M.; Neubauer, Oliver; Della Gatta, Paul A.; Nosaka, Kazunori (2017): Muscle damage and inflammation during recovery from exercise. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 122 (3), S. 559–570. DOI: 10.1152/jappphysiol.00971.2016.
- Peixinho, Carolina C.; Silva, Gabriel A.; Brandão, Maria Clara A.; Menegaldo, Luciano L.; Oliveira, Liliam F. de (2021): Effect of a 10-Week Stretching Program of the Triceps Surae Muscle Architecture and Tendon Mechanical Properties. In: *J. of SCI. IN SPORT AND EXERCISE* 3 (2), S. 107–114. DOI: 10.1007/s42978-021-00110-8.
- Pinto, Ronei S.; Gomes, Naiara; Radaelli, Régis; Botton, Cíntia E.; Brown, Lee E.; Bottaro, Martim (2012): Effect of range of motion on muscle strength and thickness. In: *Journal of strength and conditioning research* 26 (8), S. 2140–2145. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31823a3b15.
- Raymond, Melissa J.; Bramley-Tzerefos, Rebecca E.; Jeffs, Kimberley J.; Winter, Adele; Holland, Anne E. (2013): Systematic review of high-intensity progressive resistance strength training of the lower limb compared with other intensities of strength training in older adults. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 94 (8), S. 1458–1472. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.02.022.
- Reiner, Marina; Gabriel, Anna; Sommer, Daniel; Bernsteiner, Daniel; Tilp, Markus; Konrad, Andreas (2023): Effects of a High-Volume 7-Week Pectoralis Muscle Stretching Training on Muscle Function and Muscle Stiffness. In: *Sports medicine - open* 9 (1), S. 40. DOI: 10.1186/s40798-023-00582-8.
- Reiner, Marina M.; Tilp, Markus; Nakamura, Masatoshi; Konrad, Andreas (2024): Is muscle stiffness a determinant for range of motion in the leg muscles? In: *Biology of sport*. DOI: 10.5114/biolsport.2024.131821.
- Rief, M.; Gautel, M.; Oesterhelt, F.; Fernandez, J. M.; Gaub, H. E. (1997): Reversible unfolding of individual titin immunoglobulin domains by AFM. In: *Science (New York, N.Y.)* 276 (5315), S. 1109–1112. DOI: 10.1126/science.276.5315.1109.
- Rief, M.; Gautel, M.; Schemmel, A.; Gaub, H. E. (1998): The mechanical stability of immunoglobulin and fibronectin III domains in the muscle protein titin measured by atomic force microscopy. In: *Biophysical journal* 75 (6), S. 3008–3014. DOI: 10.1016/S0006-3495(98)77741-0.
- Riley, Danny A.; van Dyke, J. M. (2012): The effects of active and passive stretching on muscle length. In: *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* 23 (1), 51-7, x. DOI: 10.1016/j.pmr.2011.11.006.
- Roberts, J. M.; Wilson, K. (1999): Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. In: *British journal of sports medicine* 33 (4), S. 259–263. DOI: 10.1136/bjism.33.4.259.
- Rodríguez-Rosell, David; Pareja-Blanco, Fernando; Aagaard, Per; González-Badillo, Juan José (2018): Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. In: *Clinical physiology and functional imaging* 38 (5), S. 743–762. DOI: 10.1111/cpf.12495.
- Rosario, Michael V.; Roberts, Thomas J. (2020): Loading Rate Has Little Influence on Tendon Fascicle Mechanics. In: *Frontiers in physiology* 11, S. 255. DOI: 10.3389/fphys.2020.00255.
- Rosenberg, Joseph G.; Ryan, Eric D.; Sobolewski, Eric J.; Scharville, Michael J.; Thompson, Brennan J.; King, Gilbert E. (2014): Reliability of panoramic ultrasound imaging to simultaneously examine muscle size and quality of the medial gastrocnemius. In: *Muscle & nerve* 49 (5), S. 736–740. DOI: 10.1002/mus.24061.



- Ross, Michael D. (2007): Effect of a 15-day pragmatic hamstring stretching program on hamstring flexibility and single hop for distance test performance. In: *Research in sports medicine (Print)* 15 (4), S. 271–281. DOI: 10.1080/15438620701693298.
- Sainz de Baranda, P.; Ayala, F. (2010): Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: hamstring flexibility. In: *Int J Sports Med* 31 (6), S. 389–396. DOI: 10.1055/s-0030-1249082.
- Sander, André; Keiner, Michael; Wirth, Klaus; Schmidtbleicher, Dietmar (2013): Influence of a 2-year strength training programme on power performance in elite youth soccer players. In: *European journal of sport science* 13 (5), S. 445–451. DOI: 10.1080/17461391.2012.742572.
- Sasai, Nobuaki; Agata, Nobuhide; Inoue-Miyazu, Masumi; Kawakami, Keisuke; Kobayashi, Kunihiko; Sokabe, Masahiro; Hayakawa, Kimihide (2010): Involvement of PI3K/Akt/TOR pathway in stretch-induced hypertrophy of myotubes. In: *Muscle & nerve* 41 (1), S. 100–106. DOI: 10.1002/mus.21473.
- Sato, Shigeru; Hiraizumi, Kakeru; Kiyono, Ryosuke; Fukaya, Taizan; Nishishita, Satoru; Nunes, João Pedro; Nakamura, Masatoshi (2020): The effects of static stretching programs on muscle strength and muscle architecture of the medial gastrocnemius. In: *PloS one* 15 (7), e0235679. DOI: 10.1371/journal.pone.0235679.
- Schjerve, Inga E.; Tyldum, Gjertrud A.; Tjønnå, Arnt E.; Stølen, Tomas; Loennechen, Jan P.; Hansen, Harald E. M. et al. (2008): Both aerobic endurance and strength training programmes improve cardiovascular health in obese adults. In: *Clinical science (London, England : 1979)* 115 (9), S. 283–293. DOI: 10.1042/CS20070332.
- Schoenfeld, Brad J. (2010): The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. In: *Journal of strength and conditioning research* 24 (10), S. 2857–2872. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181e840f3.
- Schoenfeld, Brad J. (2012): Does exercise-induced muscle damage play a role in skeletal muscle hypertrophy? In: *Journal of strength and conditioning research* 26 (5), S. 1441–1453. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31824f207e.
- Schoenfeld, Brad J.; Grgic, Jozo; Ogborn, Dan; Krieger, James W. (2017): Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. In: *Journal of strength and conditioning research* 31 (12), S. 3508–3523. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002200.
- Schoenfeld, Brad J.; Wackerhage, Henning; Souza, Eduardo de (2022): Inter-set stretch: A potential time-efficient strategy for enhancing skeletal muscle adaptations. In: *Frontiers in sports and active living* 4, S. 1035190. DOI: 10.3389/fspor.2022.1035190.
- Schwendinger, Fabian; Pocecco, Elena (2020): Counteracting Physical Inactivity during the COVID-19 Pandemic: Evidence-Based Recommendations for Home-Based Exercise. In: *International journal of environmental research and public health* 17 (11). DOI: 10.3390/ijerph17113909.
- Sekir, Ufuk; Arslan, Gufat; İlhan, Osman; Akova, Bedrettin (2019): Effects of Static and Dynamic Stretching on Muscle Architecture. In: *TurkJSportsMed* 54 (3), S. 158–168. DOI: 10.5152/tjism.2019.128.
- Simpson, C. L.; Kim, B. D. H.; Bourcet, M. R.; Jones, G. R.; Jakobi, J. M. (2017): Stretch training induces unequal adaptation in muscle fascicles and thickness in medial and lateral gastrocnemii. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 27 (12), S. 1597–1604. DOI: 10.1111/sms.12822.
- Simunič, Boštjan; Degens, Hans; Rittweger, Jörn; Narici, Marco; Mekjavić, Igor B.; Pišot, Rado (2011): Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. In: *Medicine and science in sports and exercise* 43 (9), S. 1619–1625. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31821522d0.

- Smith, L. L.; Brunetz, M. H.; Chenier, T. C.; McCammon, M. R.; Houmard, J. A.; Franklin, M. E.; Israel, R. G. (1993): The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. In: *Research quarterly for exercise and sport* 64 (1), S. 103–107. DOI: 10.1080/02701367.1993.10608784.
- Sola, O. M.; Christensen, D. L.; Martin, A. W. (1973): Hypertrophy and hyperplasia of adult chicken anterior latissimus dorsi muscles following stretch with and without denervation. In: *Experimental neurology* 41 (1), S. 76–100. DOI: 10.1016/0014-4886(73)90182-9.
- Stanziano, Damian C.; Roos, Bernard A.; Perry, Arlette C.; Lai, Shenghan; Signorile, Joseph F. (2009): The effects of an active-assisted stretching program on functional performance in elderly persons: a pilot study. In: *Clinical interventions in aging* 4, S. 115–120. DOI: 10.2147/cia.s4152.
- Steib, Simon; Schoene, Daniel; Pfeifer, Klaus (2010): Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. In: *Medicine and science in sports and exercise* 42 (5), S. 902–914. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181c34465.
- Støve, Morten Pallisgaard; Hirata, Rogerio Pessoto; Palsson, Thorvaldur Skuli (2019): Muscle stretching - the potential role of endogenous pain inhibitory modulation on stretch tolerance. In: *Scandinavian journal of pain* 19 (2), S. 415–422. DOI: 10.1515/sjpain-2018-0334.
- Støve, Morten Pallisgaard; Hirata, Rogerio Pessoto; Palsson, Thorvaldur Skuli (2021): The tolerance to stretch is linked with endogenous modulation of pain. In: *Scandinavian journal of pain* 21 (2), S. 355–363. DOI: 10.1515/sjpain-2020-0010.
- Suetta, Charlotte; Aagaard, Per; Rosted, Anna; Jakobsen, Ane K.; Duus, Benn; Kjaer, Michael; Magnusson, S. Peter (2004): Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 97 (5), S. 1954–1961. DOI: 10.1152/jappphysiol.01307.2003.
- Takeuchi, Kosuke; Nakamura, Masatoshi; Konrad, Andreas; Mizuno, Takamasa (2023): Long-term static stretching can decrease muscle stiffness: A systematic review and meta-analysis. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 33 (8), S. 1294–1306. DOI: 10.1111/sms.14402.
- Takeuchi, Kosuke; Sato, Shigeru; Kiyono, Ryosuke; Yahata, Kaoru; Murakami, Yuta; Sanuki, Futaba et al. (2021): High-Intensity Static Stretching in Quadriceps Is Affected More by Its Intensity Than Its Duration. In: *Frontiers in physiology* 12, S. 709655. DOI: 10.3389/fphys.2021.709655.
- Thomas, Ewan; Bellafiore, Marianna; Petrigna, Luca; Paoli, Antonio; Palma, Antonio; Bianco, Antonino (2021): Peripheral Nerve Responses to Muscle Stretching: A Systematic Review. In: *Journal of Sports Science & Medicine* 20 (2), S. 258–267. DOI: 10.52082/jssm.2021.258.
- Thomas, N.; Thornhill, R. A. (1996): Stretch activation and nonlinear elasticity of muscle cross-bridges. In: *Biophysical journal* 70 (6), S. 2807–2818. DOI: 10.1016/S0006-3495(96)79850-8.
- Tillin, Neale Anthony; Pain, Matthew Thomas Gerard; Folland, Jonathan (2013): Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players. In: *Journal of sports sciences* 31 (1), S. 66–76. DOI: 10.1080/02640414.2012.720704.
- Totsuka, Manabu; Nakaji, Shigeyuki; Suzuki, Katsuhiko; Sugawara, Kazuo; Sato, Koki (2002): Break point of serum creatine kinase release after endurance exercise. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 93 (4), S. 1280–1286. DOI: 10.1152/jappphysiol.01270.2001.
- Tskhovrebova, L.; Trinick, J.; Sleep, J. A.; Simmons, R. M. (1997): Elasticity and unfolding of single molecules of the giant muscle protein titin. In: *Nature* 387 (6630), S. 308–312. DOI: 10.1038/387308a0.
- Turki, Olfa; Chaouachi, Anis; Behm, David G.; Chtara, Hichem; Chtara, Moktar; Bishop, David et al. (2012): The effect of warm-ups incorporating different volumes of dynamic stretching on 10- and

- 20-m sprint performance in highly trained male athletes. In: *Journal of strength and conditioning research* 26 (1), S. 63–72. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31821ef846.
- Tyganov, Sergey; Mirzoev, Timur; Shenkman, Boris (2019): An Anabolic Signaling Response of Rat Soleus Muscle to Eccentric Contractions Following Hindlimb Unloading: A Potential Role of Stretch-Activated Ion Channels. In: *International journal of molecular sciences* 20 (5). DOI: 10.3390/ijms20051165.
- Vissing, K.; McGee, S. L.; Farup, J.; Kjølhed, T.; Vendelbo, M. H.; Jessen, N. (2013): Differentiated mTOR but not AMPK signaling after strength vs endurance exercise in training-accustomed individuals. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 23 (3), S. 355–366. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2011.01395.x.
- Wackerhage, Henning; Schoenfeld, Brad J.; Hamilton, D. Lee; Lehti, Maarit; Hulmi, Juha J. (2019): Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 126 (1), S. 30–43. DOI: 10.1152/jappphysiol.00685.2018.
- Wang, K.; McCarter, R.; Wright, J.; Beverly, J.; Ramirez-Mitchell, R. (1993): Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. In: *Biophysical journal* 64 (4), S. 1161–1177. DOI: 10.1016/S0006-3495(93)81482-6.
- Wang, K.; McClure, J.; Tu, A. (1979): Titin: major myofibrillar components of striated muscle. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 76 (8), S. 3698–3702. DOI: 10.1073/pnas.76.8.3698.
- Warneke, Konstantin; Brinkmann, Anna; Hillebrecht, Martin; Schiemann, Stephan (2022a): Influence of Long-Lasting Static Stretching on Maximal Strength, Muscle Thickness and Flexibility. In: *Frontiers in physiology* 13, S. 878955. DOI: 10.3389/fphys.2022.878955.
- Warneke, Konstantin; Freund, Philipp Alexander; Schiemann, Stephan (2022b): Long-Lasting Stretching Induces Muscle Hypertrophy: A Meta-Analysis of Animal Studies. In: *J. of SCI. IN SPORT AND EXERCISE* 5 (4), S. 289–301. DOI: 10.1007/s42978-022-00191-z.
- Warneke, Konstantin; Hillebrecht, Martin; Claassen-Helmers, Enno; Wohlann, Tim; Keiner, Michael; Behm, David G. (2023a): Effects of a Home-Based Stretching Program on Bench Press Maximum Strength and Shoulder Flexibility. In: *jsportscimed*, S. 597–604. DOI: 10.52082/jssm.2023.597.
- Warneke, Konstantin; Keiner, Michael; Hillebrecht, Martin; Schiemann, Stephan (2022c): Influence of One Hour versus Two Hours of Daily Static Stretching for Six Weeks Using a Calf-Muscle-Stretching Orthosis on Maximal Strength. In: *International journal of environmental research and public health* 19 (18). DOI: 10.3390/ijerph191811621.
- Warneke, Konstantin; Keiner, Michael; Lohmann, Lars Hubertus; Brinkmann, Anna; Hein, Andreas; Schiemann, Stephan; Wirth, Klaus (2022d): Critical evaluation of commonly used methods to determine the concordance between sonography and magnetic resonance imaging: A comparative study. In: *Front. Imaging*. 1, Artikel 1039721. DOI: 10.3389/fimag.2022.1039721.
- Warneke, Konstantin; Keiner, Michael; Wohlann, Tim; Lohmann, Lars H.; Schmitt, Tina; Hillebrecht, Martin et al. (2023b): Influence of Long-Lasting Static Stretching Intervention on Functional and Morphological Parameters in the Plantar Flexors: A Randomized Controlled Trial. In: *Journal of strength and conditioning research* 37 (10), S. 1993–2001. DOI: 10.1519/JSC.0000000000004513.
- Warneke, Konstantin; Wagner, Carl-Maximilian; Keiner, Michael; Hillebrecht, Martin; Schiemann, Stephan; Behm, David George et al. (2023c): Maximal strength measurement: A critical evaluation of common methods—a narrative review. In: *Frontiers in sports and active living* 5, S. 1105201. DOI: 10.3389/fspor.2023.1105201.
- Warneke, Konstantin; Wirth, Klaus; Keiner, Michael; Lohmann, Lars H.; Hillebrecht, Martin; Brinkmann, Anna et al. (2023d): Comparison of the effects of long-lasting static stretching and

- hypertrophy training on maximal strength, muscle thickness and flexibility in the plantar flexors. In: *European journal of applied physiology* 123 (8), S. 1773–1787. DOI: 10.1007/s00421-023-05184-6.
- Warneke, Konstantin; Zech, Astrid; Wagner, Carl-Maximilian; Konrad, Andreas; Nakamura, Masatoshi; Keiner, Michael et al. (2022e): Sex differences in stretch-induced hypertrophy, maximal strength and flexibility gains. In: *Frontiers in physiology* 13, S. 1078301. DOI: 10.3389/fphys.2022.1078301.
- Weppeler, Cynthia Holzman; Magnusson, S. Peter (2010): Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? In: *Physical therapy* 90 (3), S. 438–449. DOI: 10.2522/ptj.20090012.
- Wiemann, K. (2000): Effekte des Dehnens und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. In: M. Siewers (Hg.): *Muskelkrafttraining*. Kiel: Eigenverlag (1), S. 95–119.
- Williams, Tyler D.; Toluoso, Danilo V.; Fedewa, Michael V.; Esco, Michael R. (2017): Comparison of Periodized and Non-Periodized Resistance Training on Maximal Strength: A Meta-Analysis. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 47 (10), S. 2083–2100. DOI: 10.1007/s40279-017-0734-y.
- Wilson, G. J.; Murphy, A. J. (1996): The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 22 (1), S. 19–37. DOI: 10.2165/00007256-199622010-00003.
- Wilson, Hannah V.; Johnson, Mark I.; Francis, Peter (2018): Repeated stimulation, inter-stimulus interval and inter-electrode distance alters muscle contractile properties as measured by Tensiomyography. In: *PLoS one* 13 (2), e0191965. DOI: 10.1371/journal.pone.0191965.
- Wirth, Klaus (2007): Trainingshäufigkeit beim Hypertrophietraining. Doctoralthesis. Universitätsbibliothek Johann Christian Senckenberg.
- Wirth, Klaus; Hartmann, Hagen; Sander, Andre; Mickel, Christoph; Szilvas, Elena; Keiner, Michael (2016a): The Impact of Back Squat and Leg-Press Exercises on Maximal Strength and Speed-Strength Parameters. In: *Journal of strength and conditioning research* 30 (5), S. 1205–1212. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001228.
- Wirth, Klaus; Keiner, Michael; Hartmann, Hagen; Sander, Andre; Mickel, Christoph (2016b): Effect of 8 weeks of free-weight and machine-based strength training on strength and power performance. In: *Journal of human kinetics* 53, S. 201–210. DOI: 10.1515/hukin-2016-0023.
- Wong, Arnold Y. L.; Parent, Eric C.; Kawchuk, Greg N. (2013): Reliability of 2 ultrasonic imaging analysis methods in quantifying lumbar multifidus thickness. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 43 (4), S. 251–262. DOI: 10.2519/jospt.2013.4478.
- Woods, Krista; Bishop, Phillip; Jones, Eric (2007): Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. In: *Sports Med* 37 (12), S. 1089–1099. DOI: 10.2165/00007256-200737120-00006.
- Worrell, T. W.; Smith, T. L.; Winegardner, J. (1994): Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 20 (3), S. 154–159. DOI: 10.2519/jospt.1994.20.3.154.
- Yahata, Kaoru; Konrad, Andreas; Sato, Shigeru; Kiyono, Ryosuke; Yoshida, Riku; Fukaya, Taizan et al. (2021): Effects of a high-volume static stretching programme on plantar-flexor muscle strength and architecture. In: *European journal of applied physiology* 121 (4), S. 1159–1166. DOI: 10.1007/s00421-021-04608-5.
- Yuktasir, Bekir; Kaya, Fatih (2009): Investigation into the long-term effects of static and PNF stretching exercises on range of motion and jump performance. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 13 (1), S. 11–21. DOI: 10.1016/j.jbmt.2007.10.001.

Zöllner, Alexander M.; Abilez, Oscar J.; Böl, Markus; Kuhl, Ellen (2012): Stretching skeletal muscle: chronic muscle lengthening through sarcomerogenesis. In: *PloS one* 7 (10), e45661. DOI: 10.1371/journal.pone.0045661.

## 10 Danksagungen

An diesem Punkt möchte ich mich ganz herzlich bei Prof. Dr. Stephan Schiemann für die gute Betreuung des Promotionsprojekts bedanken. Er gab mir Hilfestellung so oft ich den Bedarf hatte.

Meinen besonderen Dank gilt PD. Dr. Martin Hillebrecht, der mich ebenfalls bei dem Projekt betreut hat, die Kraftmessinstrumente bereitgestellt und mir den Rücken freigehalten hat. Auch bin ich sehr dankbar über die vielen anregenden Diskussionen, die wir hatten. Sie trugen maßgeblich zur Qualität dieser Arbeit bei.

Außerdem möchte ich mich bei Dr. Konstantin Warneke für die anregenden Diskussionen und die Unterstützung bei den Veröffentlichungen der Skripte bedanken

Weiter möchte ich mich bei Prof. Dr. Andreas Konrad für die Begutachtung der Dissertation und den Input bedanken, bei Prof. Dr. Astrid Petersmann für die kompetente Beratung und Durchführung der CK-Messungen und bei Prof. Dr. Tobias Schmidt für die Bereitstellung von Messinstrumenten und Beratungen.

Selbstverständlich möchte ich mich ganz herzlich bei allen Probanden für ihre Teilnahme an den Studien bedanken! Ohne ihren Einsatz wäre die Arbeit nicht möglich gewesen.

Zum Schluss möchte ich meinen Freunden und meiner Familie danken, die mir bei der Erstellung der Arbeit durch Abnahme anderer Aufgaben des alltäglichen Lebens sehr geholfen haben und meine Laune aushalten mussten.

## **11 Originalstudien, die in die Dissertation eingebunden sind**



## OPEN ACCESS

## EDITED BY

Emiliano Cè,  
University of Milan, Italy

## REVIEWED BY

Nikos Apostolopoulos,  
University of Toronto, Canada  
Nicolas Babault,  
Université Bourgogne Franche-Comté, France

## \*CORRESPONDENCE

Tim Wohlann  
✉ tim.wohlann@uol.de

## SPECIALTY SECTION

This article was submitted to Exercise Physiology, a section of the journal Frontiers in Sports and Active Living

RECEIVED 06 January 2023

ACCEPTED 06 March 2023

PUBLISHED 17 April 2023

## CITATION

Wohlann T, Warneke K, Hillebrecht M, Petersmann A, Ferrauti A and Schiemann S (2023) Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility. *Front. Sports Act. Living* 5:1139065. doi: 10.3389/fspor.2023.1139065

## COPYRIGHT

© 2023 Wohlann, Warneke, Hillebrecht, Petersmann, Ferrauti and Schiemann. This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

# Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility

Tim Wohlann<sup>1\*</sup>, Konstantin Warneke<sup>1</sup>, Martin Hillebrecht<sup>2</sup>, Astrid Petersmann<sup>3,4</sup>, Alexander Ferrauti<sup>5</sup> and Stephan Schiemann<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institute for Exercise, Sport and Health, Leuphana University, Lüneburg, Germany, <sup>2</sup>University Sports Centre, Carl von University of Oldenburg, Oldenburg, Germany, <sup>3</sup>University Institute for Clinical Chemistry and Laboratory Medicine, University Medicine Oldenburg, Oldenburg, Germany, <sup>4</sup>Institute for Clinical Chemistry and Laboratory Medicine, University Medicine Greifswald, Greifswald, Germany, <sup>5</sup>Faculty of Sports Science, Ruhr University Bochum, Bochum, Germany

**Purpose:** Static stretch training (SST) with long stretching durations seems to be sufficient to increase flexibility, maximum strength (MSt) and muscle thickness (MTh). However, changes in contraction properties and effects on muscle damage remain unclear. Consequently, the objective of the study was to investigate the effects of a 6-week self-performed SST on MSt, MTh, contractile properties, flexibility, and acute response of creatine kinase (CK) 3 days after SST.

**Methods:** Forty-four participants were divided into a control (CG,  $n = 22$ ) and an intervention group (IG,  $n = 22$ ), who performed a daily SST for 5 min for the lower limb muscle group. While isometric MSt was measured in leg press, MTh was examined *via* sonography and flexibility by functional tests. Muscle stiffness and contraction time were measured by tensiomyography on the rectus femoris. Additionally, capillary blood samples were taken in the pretest and in the first 3 days after starting SST to measure CK.

**Results:** A significant increase was found for MSt ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.195$ ) and flexibility in all functional tests ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 > 0.310$ ). Scheffé *post hoc* test did not show significant differences between the rectus femoris muscle inter- and intragroup comparisons for MTh nor for muscle stiffness and contraction time ( $p > 0.05$ ,  $\eta^2 < 0.100$ ). Moreover, CK was not significantly different between IG and CG with  $p > 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.032$ .

**Discussion:** In conclusion, the increase in MSt cannot be exclusively explained by muscular hypertrophy or the increased CK-related repair mechanism after acute stretching. Rather, neuronal adaptations have to be considered. Furthermore, daily 5-min SST over 6 weeks does not seem sufficient to change muscle stiffness or contraction time. Increases in flexibility tests could be attributed to a stretch-induced change in the muscle-tendon complex.

## KEYWORDS

static stretching, maximal strength, hypertrophy, muscle damage, contraction time, muscle stiffness



## Introduction

In animal studies, chronic static stretch training (SST) performed for 30 min up to 24 h for more than 4 weeks induced significant increases of up to 95% in maximal strength (MSt) (1) and muscle mass of up to 318% (2, 3). In humans, it is well established that SST leads to improved flexibility, but the literature shows conflicting results regarding MSt. While some authors measured long-term increases of +16.8% ( $p < 0.001$ ) in the plantar flexors (4) and +32.4% in the knee extensors ( $p < 0.001$ ) (5) following several weeks of stretching, others were not able to find significant increases (6, 7). There are different explanatory approaches for enhanced stretch-induced MSt, such as morphological, physiological, or neural adaptation (4, 8). Smith et al. (9) showed that SST has the potential to produce high mechanical stress that can cause microtraumatization in the muscle, leading to an increase in creatine kinase (CK) ( $p < 0.05$ ). It is hypothesized that the subsequent repair mechanisms are an anabolic stimulus that contributes to increased MSt by resulting in muscle hypertrophy (10).

However, the current literature shows varied results on muscle thickness (MTh) following SST, ranging from 0% (7, 11) to +15.3% (4). These conflicting results could be attributed to high heterogeneity in study design regarding stretching intensity and stretching duration. The training volume ranges from  $4 \times 30$  s, three times per week (12, 13) to a daily 60 min stretch training for 6 weeks (4). Nevertheless, since MSt increases were found after stretching interventions without improved MTh (14), enhanced MSt after SST cannot be exclusively explained by a hypertrophy effect. There is still insufficient knowledge about further physiological and functional adaptations due to SST over several weeks in humans, such as contraction velocity and muscle stiffness. Apart from stretch-induced MSt increases in animal research, Alway (1) showed a significantly reduced contraction velocity, which was accompanied by a shift in fiber contribution to slower myosin heavy chains in animals. The question arises whether the effects of daily stretching on muscle–tendon structures are transferable to humans since—to the best knowledge of the authors—no previous studies have addressed the long-term effects of daily stretching on contraction velocity in humans.

Currently, little is known about the change in muscle stiffness following several weeks of SST. While there is evidence of decreased muscle stiffness (15, 16), other studies found no changes in muscle stiffness (17, 18). This may be explainable by different study designs. Literature is lacking on whether long-term SST alters muscle stiffness when the goal of SST is to increase MSt. Studies that measure stretch-induced increases in MSt due to SST often examined single muscles only, e.g., the plantar flexors, or used a stretching device (4, 12–14). However, in most activities in daily life and sports, several muscle groups are involved in one complex movement. Therefore, the practical relevance of studies investigating single-joint muscles seems limited. To increase the practical applicability of results, the question arises whether and to which extent self-performed SST of multiple muscles can increase MSt in complex movements involving multiple muscles.

To improve understanding of stretch-induced adaptations of the muscle, it is hypothesized that 6-week self-performed SST using daily 5-min stretching per muscle in four different exercises will increase MSt, MTh, and flexibility. Further hypotheses are that SST will lead to muscle microtraumatization, which can be assessed by increases in CK values following the first 3 days of SST, and that 6 weeks of SST will lead to a decrease in contraction velocity and lower muscle stiffness.

## Materials and methods

To test the hypotheses, participants underwent a daily static stretching routine in a pre- and post-test design. First, ultrasound images of the rectus femoris were obtained, followed by an examination of contractile properties using tensiomyography (TMG). Subsequently, flexibility tests were performed. A small amount of capillary blood was drawn from the subjects for CK measurements. Capillary blood collection and CK measurements were performed at pretest and 24, 48, and 72 h after the start of the intervention. A warm-up set was followed by MSt measurements.

## Participants

Based on previous studies performed by Kokkonen et al. (5) and Nelson et al. (13), a high effect size of  $d = 0.8$  can be assumed. Ad hoc sample size calculations using G-Power showed a minimum sample size of 27 with an effect size of  $f = 0.4$ . A total of 44 active participants were recruited from the university sports center and physical education classes of the university and assigned to an intervention group (IG) or a control group (CG). Participants characteristics are shown in **Table 1**. Participants stating chronic pain in the lower extremity, injury, or surgery during the last 6 months as well as regular stretching routines were excluded from the study. Participants who were used to regular stretch training and were classified as active if they participated in or performed physical activities such as running, trained at the gym at least twice per week, or joined any university sports. All participants were informed about the procedure and purpose of the present study at the pretest meeting and gave their informed consent. The study was performed in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Oldenburg Medical Ethics Committee 2021-089.

## Measuring maximal isometric strength

Before testing MSt, a warm-up program was performed with running for 5 min, followed by 10 deep bodyweight squats.

TABLE 1 Characteristics of participants.

Group	N (male/female)	Age	Height (cm)	Body weight (kg)
Intervention group	22 (13/9)	24.2 ± 2.9	183.2 ± 10.1	76.3 ± 12.7
Control group	22 (10/12)	24.8 ± 3.1	174.3 ± 8.5	70.1 ± 16.3

Isometric MSt was measured unilaterally for both legs against an immovable platform from AST (model KAC) with an integrated strain gauge using a 13-bit AD converter (NI6009) with a measuring range of 5000 N. Participants were positioned on their backs with a hip angle of 80°, a knee angle of 70°, an ankle angle of 90° and performed as many trials until no further increase in MSt values could be obtained. They completed at least three trials with a 90-s rest between trials to avoid fatigue. To counteract a habituation effect, an appointment before the pretest was given where the subjects could practice the MSt tests.

## Measuring range of motion

### Knee joint

The flexibility of the knee joint was tested using the modified Thomas test. This test has a high test–retest reliability, with a reported intraclass correlation coefficient (ICC) value of 0.87–0.91 (19). For this purpose, the subjects lay down with their coccyx on the edge of a medical bed so that the legs were not on the medical bed. The non-measured leg was then bent with the hands on the knee toward the umbilicus until the measured leg was parallel to the floor and the angle between the two legs did not change due to a seesaw motion (Figure 1A). After reaching this position, a digital goniometer was used to measure the angle between the lower leg and the unbent upper leg. The goniometer was held at the knee joint and was in line with the thigh (parallel to the ground) and the lateral malleolus.

### Hamstrings

The hamstring flexibility test was performed as described by Cejudo et al. (19). Subjects lay flat on the floor and raised one leg fully extended as high as possible. The other leg was placed fully extended on the floor (Figure 1B). A digital goniometer

was used to measure the angle at the hip between the raised leg and the non-raised leg on the floor. The reliability of this test can be classified as high, with an ICC value of 0.87–0.94 (19).

### Ankle joint

A knee-to-wall test consisting of a track motion sled was used to determine flexibility in the ankle joint. The measured leg was positioned on the board, and a piece of paper was placed underneath the heel; participants were instructed to bend the knee and push the sled forward until the paper pulled away from the heel. Subsequently, the centimeters were read off the measuring scale (Figure 1C). The reliability of this test is considered high, with ICC ranging between 0.979 and 0.992 and CV ranging between 0.94 and 1.81 (4).

## Measuring muscle thickness

To measure MTh changes, ultrasound images of the rectus femoris muscle were acquired using a DC 30 Full HD device from MINDRAY with a 5–14 MHz linear probe. A point 15 cm above the superior patella in the direction of the spina iliaca anterior inferior was marked with a waterproof felt-tip pen. This measurement method is described by e Lima et al. (20) with a high-reliability ICC value of 0.88–0.99. For the measurement of MTh, the transducer was positioned in the middle of the muscle belly in a horizontal line orthogonal to the leg (Figure 2A). Three images of the rectus femoris muscle were acquired per leg and test day, each with three subsequent distance measurements centered in the image. Two reliability values were calculated for the present study: First, reliability of the measured distances within 1 image (Figure 2B) and second the average distances between 3 images (Table 2).

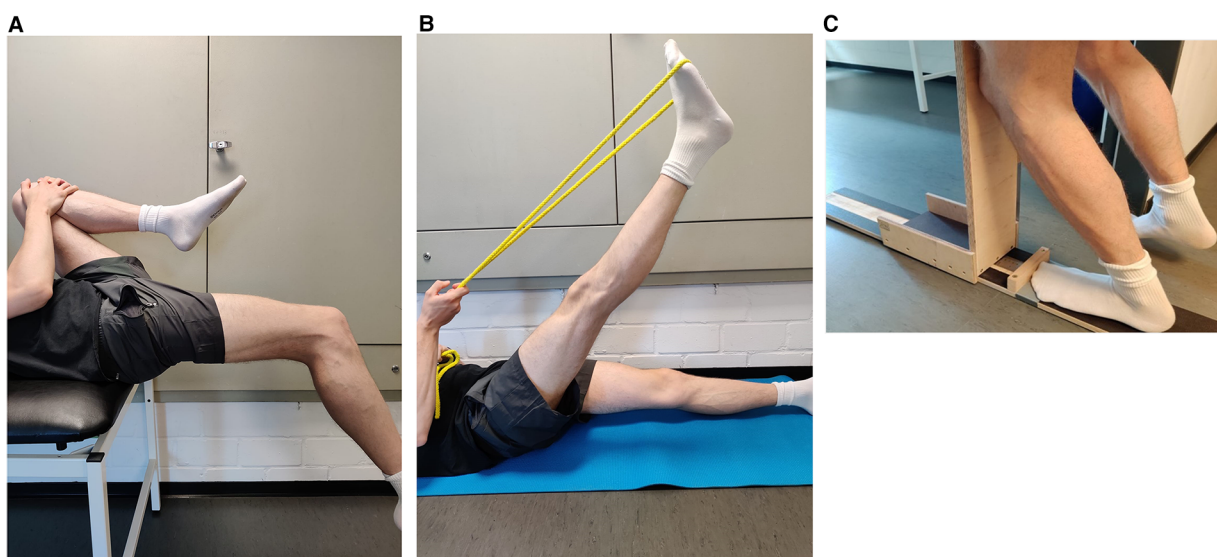


FIGURE 1 Flexibility tests of the knee joint (A), hamstrings muscles (B), and ankle joint (C).

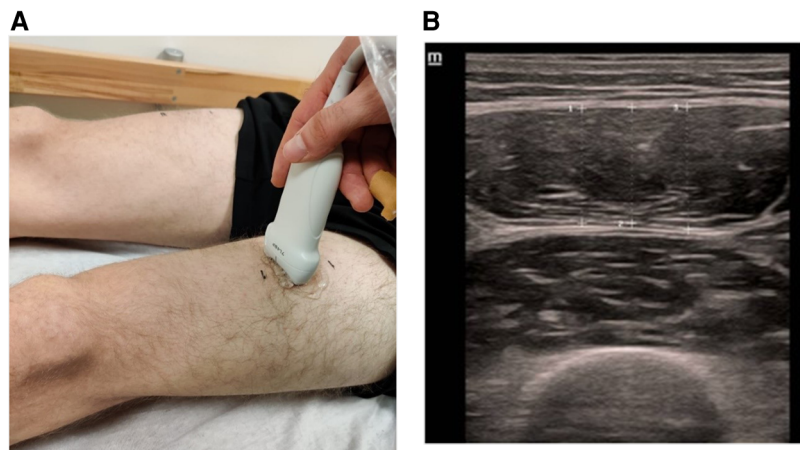


FIGURE 2  
Sonography to measure muscle thickness of m. rectus femoris (A) and image analysing of three subsequent distances (B).

## Measuring contractile properties

TMG was used to examine contractile properties. The measurement point of the TMG was placed on the same spot as the measurement point of the sonography. Before the electrodes were positioned, the skin was shaved, disinfected with alcohol, and dried. Afterward, the electrodes were placed at an interelectrode distance of 6 cm in a longitudinal direction along the leg, as recommended by Wilson et al. (21) (Figure 3). Two straps were used to fix the leg to avoid leg movements in response to the electric impulse. Electric stimulation started with 60 mA and successively increased by 10 mA until the tmg curve did not change in three consecutive trials. This procedure was used in pre- and post-tests. Parameters were calculated based on the maximal radial displacement curve over time. First, muscle displacement (Dm) expressed in millimetres represents the maximal radial displacement and provides information about the stiffness of the muscle (Simunič et al. (22)). Reliability for rectus femoris was shown by Paula Simola et al. with ICC: 0.92; CV: 9.30% and ICC: 0.92; CV: 5.7% (Wilson et al. (21)). Second, contraction time (Tc) measured in milliseconds provides information about the velocity of muscle contraction and is calculated by the deformation time between 10% and 90% of DM (Paula Simola et al. (24)). Reliability for rectus femoris was shown by Paula Simola et al. (23) with ICC: 0.86; CV: 4.90% and Wilson et al. (21) with CV: 2.0%.

## Measuring creatine kinase

CK was measured before and 24, 48, and 72 h after the intervention started. In total, 150 mL of blood was collected from the fingertip using a sterile disposable device and an EDTA-coated capillary. Samples were transferred to a tube immediately after collection and centrifuged. The plasma supernatant,

approximately 70 mL, was removed and used to determine CK activity. The analysis was performed on a CobasPro (Roche Diagnostics Deutschland GmbH, Mannheim, Germany). A photometric assay in which the activity of CK was inferred by measuring NADPH in a defined reaction mixture was conducted.

## Intervention

The intervention group performed a standardized 6-week SST mainly targeting m. quadriceps—rectus femoris, m. gastrocnemius, hamstrings, and m. gluteus maximus for the dominant leg (preferred side for kicking a ball). Each stretch exercise was performed continuously for 5 min, resulting in a daily stretch time of 20 min. The intensity was regulated using a subjective visual analog scale (VAS) ranging from 1 to 10, with 10 defined as the maximal stretch pain. Participants were instructed to perform each stretch exercise at maximum tolerated stretch pain and protocolled each training session. A supervised group stretch training session was offered 3 days per week to improve compliance. It was mandatory to participate in at least one group training session per week.

## Data analysis

Statistical analysis was performed using SPSS 28 (IBM SPSS Statistics, version 28). All data are provided as mean  $\pm$  standard deviation. Normal distribution was approved by using the Shapiro–Wilk test ( $p > 0.05$ ). For reliability, the intraclass correlation coefficient and the coefficient of variance were calculated (Table 2). One-way analysis of variance (ANOVA) was used to ensure the absence of significant differences in pretest values. Two-way ANOVA with repeated measurements of

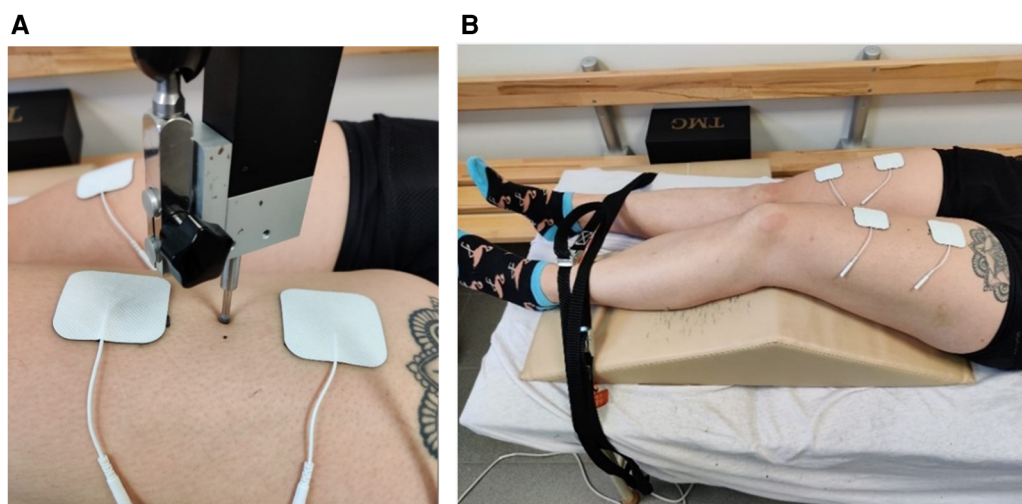


FIGURE 3 Measuring point of the TMG sensor position (A) and setup of the TMG measurement (B).

factor time and group with a Scheffé *post hoc* test was performed to reveal significant differences within and between groups. Significant differences were tested bilaterally. Effect sizes [eta square ( $\eta^2$ )] were categorized as small effect  $\eta^2 < 0.06$ , medium effect  $\eta^2 = 0.06-0.14$ , and high effect  $\eta^2 > 0.14$ , as well as Cohen's *d* with  $d < 0.5$  indicating small effect,  $0.5-0.8$  indicating medium effect, and  $> 0.8$  indicating high effect (Cohen, 25). The critical level of significance was set at  $p = 0.05$  in this study.

## Results

One-way ANOVA showed no significant differences between pretest values for all parameters ( $p > 0.05$ ). In Tables 3–5, legs are listed as follows: dominant leg of the IG, non-dominant leg of the IG, dominant leg of the CG, and non-dominant leg of the CG. The reliability values of the used methods are shown in Table 2.

TABLE 2 Reliability of the methods used.

Parameter	ICC (95% CI)	CV (in %)	SD
Maximal strength	0.978–0.987	1.8–2.0	11.5–13.9
Muscle thickness within one image	0.982–0.987	1.2–1.3	1.8–2.1
Muscle thickness between three images	0.951–0.971	1.7–2.2	2.6–3.5
Flexibility knee joint	0.964–0.984	1.2–1.3	1.3–1.5
Flexibility hamstrings	0.956–0.966	1.5–1.7	1.1–1.3
Flexibility ankle joint	0.978–0.989	2.3–2.7	0.4–0.5

Within one image, best and second-best value within a measurement; between three images, average best and average second-best value from all three measurements; ICC, intraclass correlation coefficient; CV, coefficient of variance; SD, standard deviation.

## Maximal strength and muscle thickness

Comparisons of mean values of isometric MSt and MTh in pre- and post-tests for both groups and each leg and the results of ANOVA are presented in Table 3.

TABLE 3 Descriptive statistics and two-way ANOVA of maximal strength tests and muscle thickness.

Parameter	Pre-test (m ± SD)	Post-test (m ± SD)	Change (m ± SD)	Time effect	Group effect	Time×group
<b>Maximal strength</b>						
IGDL	789 ± 173.6 N	823.8 ± 190.5 N	+4.4% ± 5.4%	$p = 0.051$ $F = 6.605$ $\eta_p^2 = 0.046$	$p = 0.142$ $F = 1.864$ $\eta_p^2 = 0.064$	$p < 0.001$ $F = 6.605$ $\eta_p^2 = 0.195$
IGnDL	695.1 ± 180.1 N	698.2 ± 181.5 N	+0.4% ± 3.9%			
CGDL	816.1 ± 168.0 N	817.8 ± 179.9 N	+0.2% ± 5.5%			
CGnDL	747.8 ± 187.5 N	742.9 ± 189.5 N	−0.7% ± 3.6%			
<b>Muscle thickness</b>						
IGDL	154.5 ± 26.3 mm	164.8 ± 27.7 mm	+6.7% ± 7.9%	$p = 0.001$ $F = 12.037$ $\eta_p^2 = 0.132$	$p = 0.398$ $F = 2.920$ $\eta_p^2 = 0.037$	$p = 0.039$ $F = 2.920$ $\eta_p^2 = 0.100$
IGnDL	154.2 ± 26.1 mm	158.0 ± 24.2 mm	+2.5% ± 6.0%			
CGDL	163.4 ± 24.4 mm	165.3 ± 23.2 mm	+1.2% ± 6.8%			
CGnDL	167.6 ± 23.1 mm	168.3 ± 22.3 mm	+0.4% ± 5.1%			

IG, intervention group; CG, control group; DL, dominant leg; nDL, non-dominant leg.



TABLE 4 Descriptive statistics and two-way ANOVA of flexibility.

Parameter	Pre-test (m ± SD)	Post-test (m ± SD)	Change (m ± SD)	Time effect	Group effect	Time×group
<b>Flexibility of the knee joint</b>						
IGDL	122.6 ± 8.9°	112.3 ± 9.5°	+8.4% ± 4.2%	$p < 0.001$ $F = 41.379$ $\eta_p^2 = 0.320$	$p = 0.398$ $F = 0.997$ $\eta_p^2 = 0.033$	$p < 0.001$ $F = 26.815$ $\eta_p^2 = 0.478$
IGnDL	120.4 ± 8.8°	120.6 ± 8.4°	-0.2% ± 2.3%			
CGDL	121.8 ± 8.4°	120.7 ± 8.3°	+0.9% ± 2.6%			
CGnDL	120.1 ± 7.4°	119.1 ± 7.0°	+0.8% ± 2.2%			
<b>Flexibility of hamstrings</b>						
HIGDL	77.2 ± 10.2°	90.2 ± 11.9°	+16.8% ± 9.7%	$p < 0.001$ $F = 31.242$ $\eta_p^2 = 0.262$	$p = 0.679$ $F = 0.507$ $\eta_p^2 = 0.017$	$p < 0.001$ $F = 30.359$ $\eta_p^2 = 0.509$
IGnDL	79.8 ± 14.6°	79.5 ± 13.7°	-0.4% ± 3.5%			
CGDL	79.0 ± 11.6°	78.9 ± 11.0°	-0.2% ± 5.5%			
CGnDL	80.8 ± 13.7°	80.3 ± 12.6°	-0.6% ± 3.5%			
<b>Flexibility of the ankle joint</b>						
IGDL	16.0 ± 2.5 cm	17.5 ± 2.6 cm	+9.4% ± 8.4%	$p < 0.001$ $F = 9.592$ $\eta_p^2 = 0.098$	$p < 0.028$ $F = 3.170$ $\eta_p^2 = 0.098$	$p < 0.001$ $F = 13.183$ $\eta_p^2 = 0.310$
IGnDL	15.1 ± 2.2 cm	15.0 ± 2.3 cm	-0.6% ± 5.4%			
CGDL	16.0 ± 2.3 cm	15.8 ± 2.5 cm	-0.7% ± 7.0%			
CGnDL	14.9 ± 1.9 cm	15.1 ± 2.0 cm	+1.0% ± 4.2%			

IG, intervention group; CG, control group; DL, dominant leg; nDL, non-dominant leg.

TABLE 5 Descriptive statistics and two-way ANOVA of TMG Dm and Tc.

Parameter	Pre-test (m ± SD)	Post-test (m ± SD)	Change (m ± SD)	Time effect	Group effect	Time×group
<b>Muscle displacement</b>						
IGDL	8.1 ± 1.7 mm	7.7 ± 1.9 mm	-4.5% ± 17.9%	$p = 0.316$ $F = 1.016$ $\eta_p^2 = 0.012$	$p = 0.067$ $F = 1.33$ $\eta_p^2 = 0.080$	$p = 0.940$ $F = 0.133$ $\eta_p^2 = 0.005$
IGnDL	6.7 ± 1.5 mm	6.6 ± 2.1 mm	-1.3% ± 12.4%			
CGDL	7.6 ± 2.0 mm	7.6 ± 2.4 mm	-0.3% ± 21.6%			
CGnDL	6.9 ± 1.9 mm	6.8 ± 1.8 mm	-0.7% ± 19.7%			
<b>Contraction time</b>						
IGDL	29.8 ± 4.6 ms	31.4 ± 4.5 ms	+5.5% ± 9.5%	$p = 0.119$ $F = 2.478$ $\eta_p^2 = 0.029$	$p = 0.139$ $F = 1.182$ $\eta_p^2 = 0.064$	$p = 0.322$ $F = 1.182$ $\eta_p^2 = 0.041$
IGnDL	29.9 ± 4.0 ms	30.3 ± 4.2 ms	+1.3% ± 11.7%			
CGDL	29.5 ± 4.1 ms	30.0 ± 3.9 ms	+1.6% ± 9.6%			
CGnDL	28.1 ± 4.1 ms	27.7 ± 4.1 ms	-1.2% ± 9.3%			

IG, intervention group; CG, control group; DL, dominant leg; nDL, non-dominant leg.

The Scheffé test revealed significant increases in mean differences between pre- and post-test values of the stretched leg versus control leg of the IG ( $p = 0.006$ ,  $d = 0.651$ ), stretched leg versus dominant leg of the CG ( $p = 0.031$ ,  $d = 0.55$ ), and stretched leg versus non-dominant leg of the CG ( $p = 0.002$ ,  $d = 0.71$ ). No further significant differences were determined.

MTh *via* sonography Scheffé *post hoc* test showed no significant increases between pre- and post-test values in the stretched leg versus control leg of the IG ( $p = 0.325$ ,  $d = 0.344$ ) or stretched leg versus dominant leg of the CG ( $p = 0.136$ ,  $d = 0.438$ ) nor in the stretched leg versus non-dominant leg of the CG ( $p = 0.066$ ,  $d = 0.505$ ).

### Flexibility

Comparisons of mean values and statistics of ANOVA for flexibility in the measured movement tasks from pre- to post-tests for both groups and each leg are presented in **Table 4**.

The Scheffé test showed significant increases in the stretched leg compared to the control leg within IG in all flexibility tests

(Kj:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.239$ ; Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.247$ ; Aj:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.926$ ) as well as compared to the dominant leg of the CG (Kj:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.374$ ; Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.39$ ; Aj:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.844$ ) and the non-dominant leg of the CG (Kj:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.216$ ; Ham:  $p < 0.001$ ,  $d = 1.409$ ; Aj:  $p < 0.001$ ,  $d = 0.904$ ). No further significant differences were obtained.

### Muscle stiffness and contraction time

Comparisons of mean values and changes in TMG Dm and Tc in pre- and post-tests for both groups and each leg are presented in **Table 5**. The intervention did not cause any significant change in these parameters.

### Creatine kinase

Comparisons of mean values of CK from the pretest to 3 days after the start of the intervention are presented in **Table 6**. No significant changes were obtained.

TABLE 6 Descriptive statistics and two-way ANOVA of creatine kinase.

Group	Pre (m ± SD)	Post-24 h (m ± SD)	Post-48 h (m ± SD)	Post-72 h (m ± SD)	Time effect	Group effect	Time×group
<b>Creatine kinase</b>							
Intervention group	153.1 ± 81.1 U/l	180.8 ± 88.2 U/l	160.5 ± 92.7 U/l	182.8 ± 109.9 U/l	$p = 0.198$	$p = 0.194$	$p = 0.290$
Control group	143.5 ± 74.4 U/l	151.6 ± 66.5 U/l	147.0 ± 78.5 U/l	130.9 ± 69.7 U/l	$F = 1.582$	$F = 1.747$	$F = 1.265$
					$\eta_p^2 = 0.040$	$\eta_p^2 = 0.044$	$\eta_p^2 = 0.032$

## Discussion

The present study aimed to investigate the effects of a self-performed, daily SST for 5 min on leg muscles over 6 weeks on MSt, MTh, and flexibility. Since there is a lack of knowledge on physiological and functional changes following SST, acute changes of serum CK and measurements of contraction properties were included. The results confirm the hypothesis of an increase in MSt and flexibility in the stretched leg compared to the control leg (contralateral and in the control group). However, the results do not confirm the hypotheses concerning an increase in MTh, a decrease in contraction velocity, and a reduction in muscle stiffness. Since CK values are not significantly different, the hypothesis that SST can lead to acute microtraumatization of the muscle is not confirmed. Increases in MSt found in the present study are in line with previous studies (4, 5, 12–14) and could possibly be explained by neuronal or morphological changes due to high mechanical tensile tension. Since an increase in muscle protein synthesis due to stimulated anabolic signaling pathways such as PI3K/Akt/mTOR was reported in animal studies using chronic stretching (26–28), it could be speculated that similar adaptations could occur in humans. Some authors describe a possible stretch-induced stimulation of the PI3K/Akt/mTOR signaling pathway in a muscle through the release of growth factors, such as insulin-like growth factor I and hepatocyte growth factor (28–30). However, the stimulation of anabolic pathways would probably mainly promote hypertrophy, which failed to reach the significance level in this study. Thus, further research seems necessary to investigate the underlying mechanisms of stretch-mediated MSt increases since the contribution of MTh increases to enhanced MSt was limited in this study.

Smith et al. (9) could show a significant increase in CK after static stretching in humans, indicating microtraumatization of the muscles, which may initiate repair mechanisms and stimulate anabolic processes (10, 32), e.g., increase muscle protein synthesis. Even though there seems to be a link between microtraumatization after resistance training—so-called exercise-induced muscle damage and increased hypertrophy (33)—results of the present study were unable to show stretch-induced increases in CK values nor increased MTh. When interpreting increased CK values as a predictor of muscle microtraumatization, a distinction has to be made between statistical evaluation and clinical relevance. There is a wide range of measured CK values in training studies, varying from 20 to 35 to 200–400 U/L at the base level (34, 35) up to 25,000 U/L 1 day after eccentric exercise (36). The mean CK values measured in the present study were 153.1 U/L at the pretest to 180.8 U/L one

day after the stretch, while Smith et al. (9) measured a mean CK of 84.5 U/L at the pretest and 126.7 U/L one day after static stretching, which was the highest measured CK value. However, the CK values of Smith et al. (9) are still within the range of an average base level of CK and can be considered within a normal non-muscle-damaged physiological range of variation. exercise-induced changes in CK have their peak 3 days after training (37). Therefore, in the present study, CK was measured before intervention, 1, 2 and 3 days after the start of the intervention. However, all CK values are within an average base level of CK (34) and can be classified as a non-muscle-damaged physiological range of variation. Therefore, it can be assumed that 4 × 5 min of daily SST on the first 3 days of the intervention period did not lead to a clinically relevant increase in CK values, indicating no acute microtraumatization response of muscle tissue.

Goldspink and Harridge (10) describes a link between cross-sectional area of the muscle and the force production potential of the muscle. However, muscle hypertrophy can also occur without microtraumatization of the muscles (38). Previous studies observed significant MTh increases following SST; a hypertrophy effect could possibly explain the MSt increases (4, 8, 39). Yahata et al. (14) examined the effect of SST on the gastrocnemius using 6 × 5 min per session on 2 days per week for 5 weeks and observed a significant increase in MSt but not in MTh, which was similar to the present study. The present results suggest that too low stretch intensity could be responsible for no changes in MTh. In self-performed SST, stretch intensity is limited by the subjective level of tolerated pain. On a VAS of 1–10, which describes the maximum stretch pain that can be tolerated, participants in the present study were instructed to perform the exercises to the maximum tolerated stretch pain. However, since the VAS is subjective and the perception of pain varies greatly from person to person (40), it can be speculated that the stretch intensity may not be sufficient. Lim and Park pointed out no correlation between passive peak torque and stretch pain. In contrast to the present study, Warneke et al. (4) observed a +15.3% increase in MTh of the calf muscle. As participants stretched the calf muscles for 7 h every week, the training volume was more extensive than the present study. A study by Simpson et al. (8) used an external stretching device and observed a significant increase in MTh. However, they performed a stretch volume of 900 s compared to the 2100 s per muscle used in the current study. It can be hypothesized that passive SST with an external stretching device leads to greater MSt and MTh increases than self-performed SST.

Since this is the first study examining muscle stiffness and contraction velocity by tensiomyography following 6-week SST, there is limited comparability to the results of other studies. In

the present study, no stretch-induced increase in Tc was measured, indicating no decrease in contraction velocity. Since in animal models, Alway (1) used a stretching duration of 24 h per day, compared to 5 min per day in the present study, an insufficient stretch time could be assumed to induce a change in contraction velocity.

Literature provides different results about changes in muscle stiffness after several weeks of long-term SST. While there is evidence that stiffness of the muscle–tendon complex decreases after several weeks of SST (15, 16, 41), other studies did not find any changes in stiffness (17, 18). There are different methods of examining muscle stiffness, like dynamometer and sonography (16–18) or shear wave elastography (42). In the present study, muscle stiffness was determined *via* TMG with an involuntary contraction by measuring muscle belly displacement. Nakamura et al. (41) measured a significant decrease in muscle stiffness following 6 weeks of SST on 3 days per week. The participants performed stretching using a stretch board and reached maximal stretch pain. In the present study, participants stretched without any stretch device. It could be hypothesized that the intensity of the stretch was also not sufficient to induce changes in muscle stiffness.

As expected, in all measured flexibility tests after 6 weeks, stretch training resulted in an improvement of flexibility. Weppler and Magnusson (43) suggested considering two underlying mechanisms: First, an increase in pain tolerance due to a change in the sensitivity of peripheral nociceptors, which is supported by other Authors (44, 45), and second, structural adaptations of the muscle, e.g., decreased muscle stiffness or increased muscle fascicle length (43). The explanation for an increase in pain tolerance could be less important for flexibility tests that do not reach maximum pain tolerance. The measured flexibility of the knee joint in the Thomas test in the present study was not limited by maximum tolerated pain but rather by gravitational force. Since the rectus femoris muscle–tendon complex is connected to the patella and tibialis, the only force that bends the lower leg at the knee joint to achieve a change in flexibility is the gravitational force. Gravitational force can be assumed to not change, and muscle stiffness in the rectus femoris measured *via* TMG remains also unchanged from pre- to post-tests (Dm:  $p = 0.94$ ). Animal studies show an increased number of sarcomeres in series in response to stretching (28). A fascicle length increase can be hypothesized due to adding sarcomeres in series. However, there is very limited evidence for longitudinal hypertrophy in humans. Since no structural or neuromuscular testing was performed to explain increased flexibility, explanatory approaches for increased flexibility remain hypothetical. Further research is necessary with flexibility tests measuring a change in flexibility without limitation by maximum pain.

In conclusion, self-performed SST for 5 min per muscle group over 6 weeks led to significant increases in MSt and flexibility. Since acute CK did not increase, microtraumatization of the muscle due to SST can be considered unlikely. Similarly, no significant increase in MTh compared to the non-stretched leg could be detected.

Therefore, morphological adaptations cannot explain the increased MSt in the current study.

## Outlook

More research is required to explain increases in MSt and flexibility. Future studies should include comparisons of passive SST with an external stretch device and self-performed SST since the literature shows greater MSt and MTh increases when using an external stretch device. Since changes in muscle stiffness were found in human studies, and contraction velocity was found in animal studies using longer stretch durations, further studies should include longer stretch durations to investigate physiological changes of SST. If stretch time is greater than 5 min, oxygen saturation decreases to 36% (hypoxia condition) (46). Therefore, a long-term effect on contraction velocity due to hypoxic conditions could be hypothesized if stretching is held for more than 5 min, especially using an external stretch device.

## Limitations

It should be mentioned that sonography for MTh determination has some weaknesses in terms of reliability, such as how much probe pressure is applied to measure tissue or water retention. Especially in longitudinal studies, the reliability of ultrasound images should be considered critically (47). To counteract this problem as best as possible, we took three images of one leg and plotted three distances each. This resulted in nine measured values for MTh per test, from which a mean value was calculated. The tester was always the same. Furthermore, muscle architecture changes, for instance, fascicle length and pennation angle, were not measured in the present study, which limited the interpretation of MTh. Therefore, further studies should implement measuring the fascicle length and pennation angle in combination with the evaluation of MTh. Moreover, the participants in the present study were not randomized because it was difficult to find subjects willing to perform intensive stretch training daily for 6 weeks. In addition, TMG as a non-invasive method to measure contraction properties due to surface electrodes should be viewed critically when used in longitudinal studies. Electrode placement, the amount of water in the tissue, and the subcutaneous fat could influence the measurement (24, 25). Muscle stiffness is also not measured directly with TMG. The measurement of the amount of muscle displacement using TMG can only provide indirect information on muscle stiffness during an involuntary contraction. In further studies, it is recommended to measure passive muscle stiffness too by using, e.g., shear wave elastography. Since CK was measured 3 days following SST, there are no long-term data on potential muscle microtraumatization.

## Data availability statement

The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

## Ethics statement

The studies involving human participants were reviewed and approved by Carl von Ossietzky Universität Oldenburg Medizinische Ethikkommission Ammerländer Heerstr. 114-118 26129 Oldenburg. The patients/participants provided their written informed consent to participate in this study.

## Author contributions

TW and MH initiated the study. TW carried out the experiment. TW and MH performed the analytic calculations. TW took the lead in writing the manuscript with the support of KW and SS. AP, AF, KW, and SS included their expertise. AP performed the CK measurements, while AF provided the TMG device. KW and SS contributed to the discussion and helped write the final version. MH and SS supervised the project and provided critical feedback on the test design and statistical

analysis. All authors contributed to the article and approved the submitted version.

## Funding

This publication was funded by the German Research Foundation (DFG).

## Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

## Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

## References

1. Alway SE. Force and contractile characteristics after stretch overload in quail anterior latissimus dorsi muscle. *J Appl Physiol.* (1994) 77(1):135–41. doi: 10.1152/jappl.1994.77.1.135
2. Bates GP. The relationship between duration of stimulus per day and the extent of hypertrophy of slow-tonic skeletal muscle in the fowl, *Gallus gallus*. *Comp Biochem Physiol Comp Physiol A Physiol.* (1993) 106(4):755–8. doi: 10.1016/0300-9629(93)90393-i
3. Antonio J, Gonyea WJ. Progressive stretch overload of skeletal muscle results in hypertrophy before hyperplasia. *J. Appl. Physiol.* (Bethesda, Md.: 1985) (1993b) 75(3):1263–71. doi: 10.1152/jappl.1993.75.3.1263
4. Warneke K, Brinkmann A, Hillebrecht M, Schiemann S. Influence of long-lasting static stretching on maximal strength, muscle thickness and flexibility. *Front Physiol.* (2022a) 13:878955. doi: 10.3389/fphys.2022.878955
5. Kokkonen J, Nelson AG, Eldredge C, Winchester JB. Chronic static stretching improves exercise performance. *Med Sci Sports Exercise.* (2007) 39(10):1825–31. doi: 10.1249/mss.0b013e3181238a2b
6. Sato S, Hiraizumi K, Kiyono R, Fukaya T, Nishishita S, Nunes JP, et al. The effects of static stretching programs on muscle strength and muscle architecture of the medial gastrocnemius. *PLoS One.* (2020) 15(7):e0235679. doi: 10.1371/journal.pone.0235679
7. Nakamura M, Yoshida R, Sato S, Yahata K, Murakami Y, Kasahara K, et al. Comparison between high- and low-intensity static stretching training program on active and passive properties of plantar flexors. *Front Physiol.* (2021) 12:796497. doi: 10.3389/fphys.2021.796497
8. Simpson CL, Kim BDH, Bourcet MR, Jones GR, Jakobi JM. Stretch training induces unequal adaptation in muscle fascicles and thickness in medial and lateral gastrocnemii. *Scand J Med Sci Sports.* (2017) 27(12):1597–604. doi: 10.1111/sms.12822
9. Smith LL, Brunetz MH, Chenier TC, McCammon MR, Houmar J, Franklin ME, et al. The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. *Res Q Exerc Sport.* (1993) 64(1):103–7. doi: 10.1080/02701367.1993.10608784
10. Goldspink G, Harridge S. Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: PV Komi, editors. *Strength and power in sport*. 2nd ed. Oxford, Malden, MA, United States: Blackwell Science, Osney Mead (2003). p. 231–51.
11. Akagi R, Takahashi H. Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle. *Scand J Med Sci Sports.* (2014) 24(6):950–7. doi: 10.1111/sms.12111
12. Mizuno T. Combined effects of static stretching and electrical stimulation on joint range of motion and muscle strength. *J Strength Cond Res.* (2019) 33(10):2694–703. doi: 10.1519/JSC.0000000000002260
13. Nelson AG, Kokkonen J, Winchester JB, Kalani W, Peterson K, Kenly MS, et al. A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *J Strength Cond Res.* (2012) 26(3):832–6. doi: 10.1519/JSC.0b013e3182281b41
14. Yahata K, Konrad A, Sato S, Kiyono R, Yoshida R, Fukaya T, et al. Effects of a high-volume static stretching programme on plantar-flexor muscle strength and architecture. *Eur J Appl Physiol.* (2021) 121(4):1159–66. doi: 10.1007/s00421-021-04608-5
15. Guissard N, Duchateau J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle Nerve.* (2004) 29(2):248–55. doi: 10.1002/mus.10549
16. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit *in vivo*. *Eur J Appl Physiol.* (2012) 112(7):2749–55. doi: 10.1007/s00421-011-2250-3
17. Blazeovich AJ, Cannavan D, Waugh CM, Miller SC, Thorlund JB, Aagaard P, et al. Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. *J Appl Physiol.* (2014) 117(5):452–62. doi: 10.1152/jappphysiol.00204.2014
18. Konrad A, Tilp M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. *Clin Biomech.* (2014) 29(6):636–42. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.013
19. Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Phys Ther Sport.* (2015) 16(2):107–13. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.05.004
20. Lima KMM, da Matta TT, de Oliveira LF. Reliability of the rectus femoris muscle cross-sectional area measurements by ultrasonography. *Clin Physiol Funct Imaging.* (2012) 32(3):221–6. doi: 10.1111/j.1475-097X.2011.01115.x
21. Wilson HV, Johnson MI, Francis P. Repeated stimulation, inter-stimulus interval and inter-electrode distance alters muscle contractile properties as measured by Tensiomyography. *PLoS One.* (2018) 13(2):e0191965. doi: 10.1371/journal.pone.0191965



22. Simunič B, Degens H, Rittweger J, Narici M, Mekjavić IB, Pišot R. Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exercise*. (2011) 43(9):1619–25. doi: 10.1249/MSS.0b013e31821522d0
23. de Paula Simola RÁ, Harms N, Raeder C, Kellmann M, Meyer T, Pfeiffer M, et al. Tensiomyography reliability and prediction of changes in muscle force following heavy eccentric strength exercise using muscle mechanical properties. *Sports Technol*. (2015) 8(1–2):58–66. doi: 10.1080/19346182.2015.1117475
24. de Paula Simola RÁ, Raeder C, Wiewelhove T, Kellmann M, Meyer T, Pfeiffer M, et al. Muscle mechanical properties of strength and endurance athletes and changes after one week of intensive training. *J Electromyogr Kinesiol*. (2016) 30:73–80. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.05.005
25. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hoboken: Taylor and Francis. (1988).
26. Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*. (2007) 37(2):145–68. doi: 10.2165/00007256-200737020-00004
27. Gonyea WJ, Sale D. Physiology of weight-lifting exercise. *Arch Phys Med Rehabil*. (1982) 63(5):235–7. <https://europepmc.org/article/med/7073463>.
28. Warneke K, Freund PA, Schiemann S. Long-lasting stretching induces muscle hypertrophy: a meta-analysis of animal studies. *J Sci Sport Exerc*. (2022b). doi: 10.1007/s42978-022-00191-z. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9174468/>.
29. Tatsumi R. Mechano-biology of skeletal muscle hypertrophy and regeneration: possible mechanism of stretch-induced activation of resident myogenic stem cells. *Anim Sci J*. (2010) 81(1):11–20. doi: 10.1111/j.1740-0929.2009.00712.x
30. Tyganov S, Mirzoev T, Shenkman B. An anabolic signaling response of rat soleus muscle to eccentric contractions following hindlimb unloading: a potential role of stretch-activated Ion channels. *Int J Mol Sci*. (2019) 20(5):1165. doi: 10.3390/ijms20051165
31. Spangenburg EE, McBride TA. Inhibition of stretch-activated channels during eccentric muscle contraction attenuates p70S6K activation. *J Appl Physiol*. (2006) 100(1):129–35. doi: 10.1152/jappphysiol.00619.2005
32. Brentano MA, Martins Krue L.F. A review on strength exercise-induced muscle damage: applications, adaptation mechanisms and limitations. *J Sports Med Phys Fitness*. (2011) 51(1):1–10. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21297557/>.
33. Schoenfeld BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J Strength Cond Res*. (2010) 24(10):2857–72. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181e840f3
34. Baird MF, Graham SM, Baker JS, Bickerstaff GF. Creatine-kinase- and exercise-related muscle damage implications for muscle performance and recovery. *J Nutr Metab*. (2012) 2012:960363. doi: 10.1155/2012/960363
35. Giechaskiel B. Weight training and creatine kinase (CK) levels: a literature review. *Int J Sci Res*. (2020) 9(1):303–11. <https://www.ijsr.net/archive/v9i1/ART20203985.pdf>.
36. Nosaka K, Clarkson PM. Variability in serum creatine kinase response after eccentric exercise of the elbow flexors. *Int J Sports Med*. (1996) 17(2):120–7. doi: 10.1055/s-2007-972819
37. Totsuka M, Nakaji S, Suzuki K, Sugawara K, Sato K. Break point of serum creatine kinase release after endurance exercise. *J Appl Physiol*. (2002) 93(4):1280–6. doi: 10.1152/jappphysiol.01270.2001
38. Flann KL, LaStayo PC, McClain DA, Hazel M, Lindstedt SL. Muscle damage and muscle remodeling: no pain, no gain? *J Exp Biol*. (2011) 214(Pt 4):674–9. doi: 10.1242/jeb.050112
39. Panidi I, Bogdanis GC, Terzis G, Donti A, Konrad A, Gaspari V, et al. Muscle architectural and functional adaptations following 12-weeks of stretching in adolescent female athletes. *Front Physiol*. (2021) 12:701338. doi: 10.3389/fphys.2021.701338
40. Carlsson AM. Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain*. (1983) 16(1):87–101. doi: 10.1016/0304-3959(83)90088-X
41. Nakamura M, Sato S, Hiraizumi K, Kiyono R, Fukaya T, Nishishita S. Effects of static stretching programs performed at different volume-equated weekly frequencies on passive properties of muscle-tendon unit. *J Biomech*. (2020) 103:109670. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109670
42. Ichihashi N, Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, Nishishita S, Fujita K, et al. The effects of a 4-week static stretching programme on the individual muscles comprising the hamstrings. *J Sports Sci*. (2016) 34(23):2155–9. doi: 10.1080/02640414.2016.1172725
43. Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. (2010) 90(3):438–49. doi: 10.2522/ptj.20090012
44. Støve MP, Hirata RP, Palsson TS. The tolerance to stretch is linked with endogenous modulation of pain. *Scand J Pain*. (2021) 21(2):355–63. doi: 10.1515/sjpain-2020-0010
45. Freitas SR, Mendes B, Le Sant G, Andrade RJ, Nordez A, Milanovic Z. Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. *Scand J Med Sci Sports*. (2018) 28(3):794–806. doi: 10.1111/sms.12957
46. McCully KK. The influence of passive stretch on muscle oxygen saturation. *Adv Exp Med Biol*. (2010) 662:317–22. doi: 10.1007/978-1-4419-1241-1\_45
47. Warneke K, Keiner M, Lohmann LH, Brinkmann A, Hein A, Schiemann S, et al. Critical evaluation of commonly used methods to determine the concordance between sonography and magnetic resonance imaging: a comparative study. *Front Imaging*. (2022c) 1. doi: 10.3389/fimag.2022.1039721. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fimag.2022.1039721/full>.
48. Machiels HA, van der Heijden HF, Heunks LM, Dekhuijzen PN. The effect of hypoxia on shortening contractions in rat diaphragm muscle. *Acta Physiol Scand*. (2001) 173(3):313–21. doi: 10.1046/j.1365-201X.2001.00895.x



# Influence of 8-weeks of supervised static stretching or resistance training of pectoral major muscles on maximal strength, muscle thickness and range of motion

Tim Wohlann<sup>1,2</sup> · Konstantin Warneke<sup>3</sup> · Vincent Kalder<sup>2</sup> · David G. Behm<sup>4</sup> · Tobias Schmidt<sup>5</sup> · Stephan Schiemann<sup>1</sup>

Received: 5 December 2023 / Accepted: 29 December 2023  
© The Author(s) 2024

## Abstract

**Objectives** Current research suggests static stretch-induced maximal strength increases and muscle hypertrophy with potential to substitute resistance-training routines. However, most studies investigated the plantar flexors. This study explored the effects of a static stretching program on maximal strength, hypertrophy and flexibility of the pectoralis major and compared the effects with those of traditional resistance training.

**Methods** Eighty-one (81) active participants were allocated to either a static stretching, strength-training or control group. Pectoralis stretching was applied 15 min/day, 4 days per week for 8 weeks, while resistance training trained 3 days per week, 5 × 12 repetitions.

**Results** There was an increase in all parameters (strength:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.313$ , muscle thickness:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.157$ – $0.264$ , flexibility:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.316$ ) and a time\*group interaction (strength:  $p = 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.154$ , muscle thickness:  $p = 0.008$ – $0.001$ ,  $\eta^2 = 0.117$ – $0.173$ , flexibility:  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.267$ ). Post-hoc testing showed no difference between both intervention groups regarding maximal strength and muscle thickness ( $p = 0.905$ – $0.983$ ,  $d = 0.036$ – $0.087$ ), while flexibility increased in the stretching group ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.789$ ).

**Conclusion** Stretching showed increases in maximal strength and hypertrophy, which were comparable with commonly used resistance training. Based on current literature, the influence of mechanical tension as the underlying mechanism is discussed. Furthermore, as equipment and comparatively long stretching durations are requested to induce meaningful strength increases in recreationally active participants, practical application seems limited to special circumstances.

**Keywords** Stretching · Flexibility · Resistance training · Tension

## Abbreviations

ANOVA Analysis of variance  
CV Coefficient of variance

ICC Intraclass correlation coefficient  
ROM Range of motion

Communicated by Olivier Seynnes.

✉ Tim Wohlann  
tim.wohlann@uol.de

<sup>1</sup> Institute for Exercise, Sport and Health, Leuphana University, Lüneburg, Germany

<sup>2</sup> Institute of Sport Science, University of Oldenburg, Oldenburg, Germany

<sup>3</sup> Institute of Sport Science, Alpen-Adria-University Klagenfurt, Klagenfurt Am Wörthersee, Austria

<sup>4</sup> School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, St. John's, NL, Canada

<sup>5</sup> Department of Sport Science, Medical School Hamburg, Hamburg, Germany

## Introduction

Static stretching increases joint range of motion (ROM) (Konrad et al. 2023). While commonly associated with resistance training (Schoenfeld et al. 2017), recent studies in the literature demonstrated static stretching performed for several weeks to have the potential to induce increases in maximal strength (Arntz et al. 2023; Medeiros and Lima 2017) and muscle hypertrophy (Panidi et al. 2023). However, to induce relevant adaptations with stretch training, authors pointed out the need for high stretch intensities (Panidi et al. 2023), high volume, and long durations (Arntz et al. 2023; Panidi et al. 2023). For instance Panidi et al. (2023) showed higher stretch intensity to be more effective compared to

lower intensities to induce muscle hypertrophy. Most recently, Warneke et al. (2023a, b, c) suggested static stretching as a potential alternative to common resistance-training methods, as the authors were not able to obtain significant differences in strength adaptations, muscle hypertrophy and flexibility when comparing 1 h of daily stretching with a commonly performed hypertrophy training routine ( $5 \times 12$  repetitions, three times per week). As resistance training can also improve ROM to a similar extent as static stretching (Alizadeh et al. 2023), the practical applicability and additional benefit of 1 h stretching per muscle group must be considered critically (Schoenfeld et al. 2022). Furthermore, stretch training evidence is limited to studies mostly addressing lower extremity muscles (Warneke et al. 2023b).

However, the influence of static stretching on upper body maximal strength, such as with the pectoralis major and minor muscles is limited. To the best of our knowledge, only two studies explored the effects of pectoralis major stretching with three stretching exercises, each lasting 5 min on 3 days (Reiner et al. 2023) and 4 days (Warneke et al. 2023a) per week for 7 and 8 weeks, respectively. They found significant stretch-induced maximal strength and flexibility increases. However, no data on supporting morphological adaptations, such as muscle hypertrophy, contributing to maximal strength increases were collected. In resistance-training research, the influence of different load control parameters such as intensity is extensively investigated. Stretching intensity is commonly quantified subjectively by using an individual's pain perception (2021; Panidi et al. 2023) which seems to be of limited validity (Lim and Park 2017).

Based on previous literature (Reiner et al. 2023; Warneke et al. 2023a), it was hypothesized that static stretching performed on the pectoral muscles (15 min, 4 days per week) can increase maximal strength, muscle thickness and flexibility. To check the practical relevance, the effects were compared with commonly performed resistance training. Furthermore, since strength training performed over the full ROM was reported to increase ROM (Alizadeh et al. 2023), both interventions are expected to induce significant shoulder ROM.

## Methods

### Experimental approach to the problem

To investigate the research question, physically active subjects were recruited and assigned to either a stretching group, strength training group or control group. The stretching group underwent a supervised 8 week—stretching training for pectoralis major muscle on 4 days per week for 15 min each session. Strength training group performed

a commonly resistance training on 3 days per week for also 8 weeks, whereas no intervention was used in control group. Participants of all groups attended three laboratory sessions including an initial briefing, a pre- and post-test. The briefing session was also used for familiarization with the strength testing. In the pre- and post-tests, maximal isometric strength, muscle thickness, and shoulder ROM were measured.

### Subjects

Sample size estimation was performed using G-Power, based on previous research effect size of  $f=0.25$  (Warneke et al. 2023a). Considering  $\alpha$  error to be 0.05 with a Power ( $1 - \beta$  err) = 0.8 for three groups and two measurements a total sample size of 42 was estimated. To counteract potential dropouts and increase the power, 81 recreationally active participants were recruited from university sports center and the university fitness center. Participants with injuries and surgery in the chest or shoulder during the last 6-month were excluded. Furthermore, to improve homogeneity within the sample, participants who reported performing daily stretching for the chest/shoulder were excluded from the study. All subjects were engaged in physical activity at least twice a week, participating in a wide range of sports, including such as fitness training, team sports, or strength-endurance training. All participants were instructed to maintain their regular training routine throughout their participation in the study. The characteristics are shown in Table 1. This study was performed in line with the principles of the Declaration of Helsinki. Approval was granted by the Oldenburg Ethics Committee 2022-064.

### Procedure

A standardized warm-up program consisting of 5 min of ergometer cycling (60 rpm) and  $3 \times 5$  push-ups (or kneeling push-ups) had to be accomplished before testing.

### Maximal isometric strength tests

Isometric maximum strength was tested unilaterally for left and right pectoralis major muscle. Maximal strength

**Table 1** Characteristics of participants ( $n=81$ )

Group	<i>N</i> (male/female)	Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)
SST	27 (17/10)	23.6 ± 2.5	178.0 ± 9.0	74.1 ± 14.0
STG	27 (18/9)	24.6 ± 4.2	178.4 ± 8.5	75.3 ± 12.9
CG	27 (17/10)	23.7 ± 2.8	179.1 ± 8.3	75.1 ± 12.1

SST static stretching training, STG Strength training, CG Control group

values were summarized for further statistical calculations. The participants were positioned on a bench in the starting position of the butterfly exercise. The elbow joint was fixed to ensure the safety of the participants and a standardized testing procedure. A band was strapped over an orthosis and connected to a force transducer (Erichsen 56 Wuppertal 2, Type 19—02) (Fig. 1). Participants performed as many trials until the strength values dropped, with a minimum of three trials. A 120 s rest between trials was ensured to avoid fatigue.

### Measuring muscle thickness of pectoralis major

Muscle thickness was examined using ultrasound imaging (LOGIQ C5 Premium device from GE medical Systems with a 5–14 MHz linear probe) of the pectoralis major. For this purpose, participants had to lie in a supine position on a medical bed, arms positioned in a relaxed position beside the body, with hands, shoulders and the head in a neutral position. The transducer was held above the axillary toward the acromion so that the pectoralis major was visible. Ultrasound was performed by a knowledgeable investigator with experience in ultrasound muscle thickness assessment. Two images of pectoralis major were acquired with three subsequent distance measurements centered in the image per test (Fig. 2). The average value of both individual muscle thickness images (each three distance measurements) was processed for further



Fig. 1 Measurement of maximal strength of pectoralis muscle

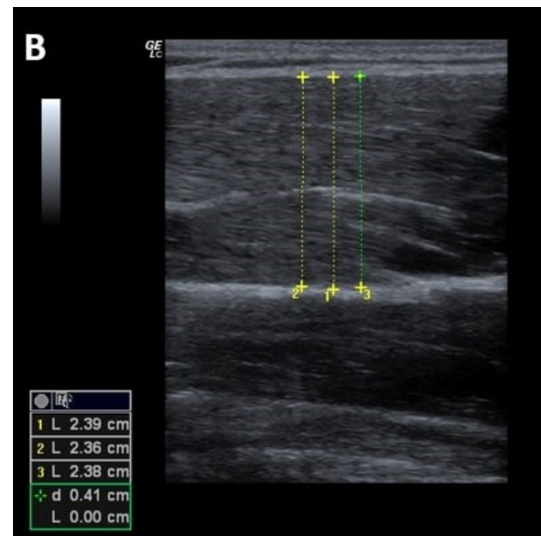


Fig. 2 Sonography distance measurement of muscle thickness of pectoralis major muscle

statistical calculation. Reliability of ultrasound measurement for the pectoralis major was reported to be high with ICC = 0.95 (Kotarsky et al. 2018), which was confirmed by reliability values calculated for this study (Table 2).

### Range of motion

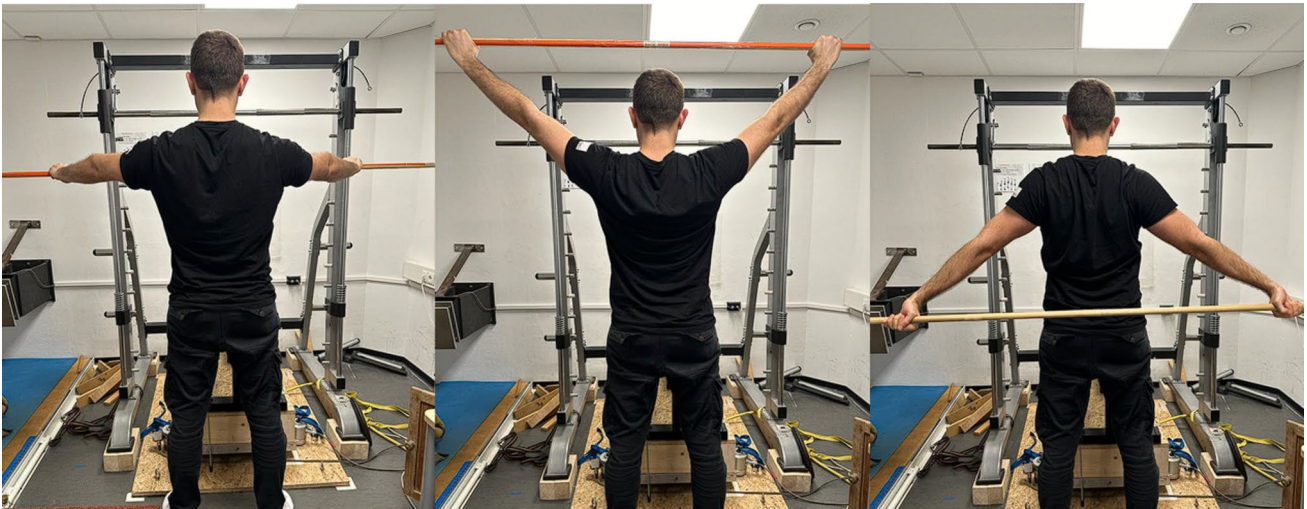
For the shoulder ROM, the same test was used as in Warneke et al. (2023a). Participants held a bar in front of their body passed it backwards over their head and back again with arms extended. In the center of the rod were two markings in centimeters. The participants were instructed to position their hand at the number given to them by the instructor and recognizable on the inside of the hand. The trial was failed as soon as the elbows were flexed or the shoulder did any evasive movement during the movement (Fig. 3). The previously valid attempt was noted. Reliability of this procedure can be assumed to be reliable (ICC = 0.997–0.998) (Warneke et al. 2023a).

Table 2 Reliability for the pre-test values between best and second-best values

Parameter	ICC [95% CI]	CV in %
Maximal strength test—Butterfly	0.993	1.7–2.4
Muscle thickness—Sonography	0.966–0.961	1.1–2.0
Range of motion test—Shoulder pass through	0.995	1.3–4.3

ICC Intra-class correlation coefficient, CV Coefficient of variance





**Fig. 3** Measurement of the range of motion (ROM) test

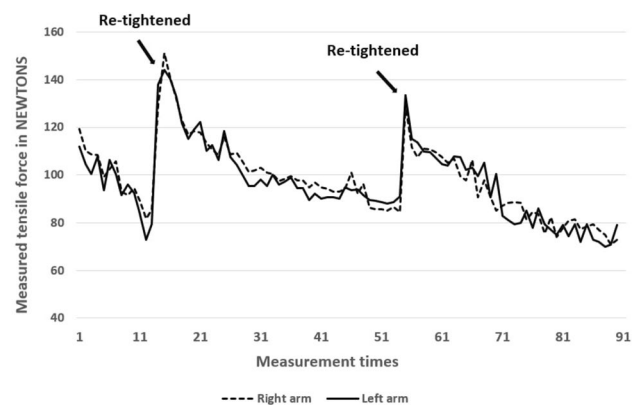
## Intervention

Participants in the stretching group performed supervised, continuous 15-min static stretching training 4 days per week over 8 weeks on a stretching board. Stretching volume was determined based on the protocol described by Warneke et al. (2023a). For the stretching, the participants were positioned on a bench with shoulders externally rotated and arms abducted at 90°, while the elbows were fixed at 90°. To avoid a hollow back, the legs were placed against a wall (Fig. 1). For the stretching, a ratchet strap was attached to the elbow joint and was connected to the force transducer that measured the applied tension every 10 s. The participants experienced a maximum tolerated stretching discomfort in the chest muscles. Since the measured mechanical tension decreased continuously over the period of 15 min, an automatic ratchet strap was used to retighten continuously to counteract relaxation induced mechanical tension loss applied to the muscle (Fig. 4).

To contrast high-volume stretch training to commonly performed resistance training, participants of the strength-training group performed standardized resistance training of the chest muscles 3 days per week for 8 weeks. Assuming the butterfly machine exercise to target the pectoralis major (Giorgio et al. 2009), the machine butterfly was performed (5 × 10–12 repetitions using the 10–12RM with 90 s interset rest). Training weight increased when participants reached 12 repetitions at every set.

## Statistical analyses

Statistical analysis was conducted utilizing SPSS 28 (IBM SPSS Statistics, version 28). Normal distribution was confirmed through the application of the Shapiro–Wilk



**Fig. 4** Measurement of 15 min of stretching with retightening. Stretching intensity was measured every 10 s

test in pre-test values ( $p > 0.05$ ). For reliability, intraclass correlations coefficient (ICC) and coefficient of variance (CV) were calculated for all groups (Table 2). Absence of pre-test group differences was tested by using a one-way analysis of variance (ANOVA). Two-way ANOVA with repeated measurements with the Scheffé post-hoc test was used to reveal significant differences within- and between groups. Pearson correlation  $r$  was calculated for maximal strength- and muscle thickness adaptations. Furthermore, effect sizes (eta square ( $\eta^2$ )) were categorized as small effect  $\eta^2 < 0.06$ , medium effect  $\eta^2 = 0.06–0.14$  and large effect  $\eta^2 > 0.14$ . Differences in pre-to post-tests between the groups were reported using Cohen's  $d$  with  $d < 0.5$  = small effect,  $0.5–0.8$  = medium effect and  $> 0.8$  = large effect (Cohen 1988). The critical level of significance was set at  $p = 0.05$ .

## Results

Reliability values were excellent for all measures (Table 2). There were no significant differences between pre-test values for all parameters.

### Isometric maximal strength

Both intervention groups showed high magnitude strength increases with a significant main effect ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.31$ ) and a Group\*Time interaction ( $p = 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.15$ ). Scheffé Post Hoc-Test revealed moderate magnitude, significant increases of the stretching ( $p = 0.01$ ,  $d = 0.614$ ) and strength group compared to control ( $p = 0.005$ ,  $d = 0.664$ ) respectively. No significant differences were obtained between the stretching and strength training group ( $p = 0.969$ ,  $d = 0.049$ ) (Table 3).

### Muscle thickness

Large magnitude hypertrophy effects were obtained with a Time effect ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.16$ – $0.26$ ) and a Group\*Time interaction of  $p = 0.001$ – $0.008$ ,  $\eta^2 = 0.12$ – $0.17$ ). The Scheffé-Test showed moderate significant muscle thickness increases in the stretching (right:  $p = 0.018$ ,  $d = 0.569$ ; left:  $p = 0.007$ ,  $d = 0.634$ ), and strength group compared to the control (right:  $p = 0.029$ ,  $d = 0.533$ ; left:  $p = 0.002$ ,  $d = 0.721$ ), without a difference between the intervention groups (right:  $p = 0.983$ ,  $d = 0.036$ ; left:  $p = 0.905$ ,  $d = 0.087$ ) (Table 3).

### Range of motion

Large magnitude ROM increases were obtained with a Time effect ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.32$ ) and a large magnitude Group\*Time interaction ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.27$ ). There were moderate magnitude significant ROM increases with stretching compared to strength training ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.789$ ), while high magnitude increases were obtained comparing stretching to the control group ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.024$ ). No difference was obtained between strength training and the control group ( $p = 0.492$ ,  $d = 0.235$ ) (Table 3).

### Relationship between muscle thickness increases and strength adaptations

Pearson correlation for pre-post changes in maximal strength versus muscle thickness showed correlations of  $r = 0.263$ ;  $p = 0.018$  (left side) and  $r = 0.203$ ;  $p = 0.069$  (right side).

## Discussion

This study compared the effects of 8-weeks of supervised static stretching with resistance training on strength capacity, muscle thickness and flexibility in the pectoralis major muscle. As hypothesized, static stretching and resistance training showed comparable results, demonstrating significant increases in maximal strength and muscle thickness, except for flexibility, which did not demonstrate a group difference. The results are in accordance with current evidence in human studies showing high-volume stretching can induce enhancements in strength capacity as well as muscle hypertrophy.

**Table 3** Descriptive statistic and two-way ANOVA of all parameters

Group	Pre-test (mean $\pm$ SD)	Post-test (mean $\pm$ SD)	Change	Time effect	Time $\times$ group
Isometric maximal strength					
Stretching	461.3 $\pm$ 196.6 N	508.1 $\pm$ 207.1 N	+ 10.16%	$p < 0.000$	$p = 0.001$
Strength	493.3 $\pm$ 203.5 N	544.4 $\pm$ 188.6 N	+ 10.30%	$F = 35.495$	$F = 7.110$
Control	475.5 $\pm$ 180.1 N	479.1 $\pm$ 179.4 N	+ 0.75%	$\eta^2 = 0.313$	$\eta^2 = 0.154$
Muscle thickness pectoralis left					
Stretching	25.7 $\pm$ 7.3 mm	27.4 $\pm$ 7.4 mm	+ 6.46%	$p < 0.001$	$p = 0.001$
Strength	26.2 $\pm$ 5.4 mm	28.2 $\pm$ 5.8 mm	+ 7.25%	$F = 27.963$	$F = 8.131$
Control	27.3 $\pm$ 6.6 mm	27.2 $\pm$ 6.4 mm	-0.31%	$\eta^2 = 0.264$	$\eta^2 = 0.173$
Muscle thickness pectoralis right					
Stretching	25.7 $\pm$ 6.9 mm	27.2 $\pm$ 6.3 mm	+ 5.65%	$p < 0.001$	$p = 0.008$
Strength	26.3 $\pm$ 5.2 mm	27.7 $\pm$ 5.7 mm	+ 5.35%	$F = 14.561$	$F = 5.185$
Control	27.5 $\pm$ 6.9 mm	27.3 $\pm$ 6.8 mm	-0.68%	$\eta^2 = 0.157$	$\eta^2 = 0.117$
Range of motion					
Stretching	46.4 $\pm$ 11.8 cm	42.6 $\pm$ 11.2 cm	-8.86%	$p < 0.001$	$p < 0.001$
Strength	47.7 $\pm$ 7.8 cm	46.6 $\pm$ 8.3 cm	-2.38%	$F = 36.100$	$F = 14.194$
Control	46.3 $\pm$ 9.9 cm	46.1 $\pm$ 10.2 cm	-0.48%	$\eta^2 = 0.316$	$\eta^2 = 0.267$

When explaining maximal strength increases, the literature provides different explanatory approaches such as functional, morphological and neuronal adaptations (Fleck and Kraemer 2004). In 2008, Goldspink and Harridge (2008) described the number of parallel sarcomeres (muscle cross-sectional area) to be a potential predictor for maximal strength increases. When seeking muscle hypertrophy and strength enhancements, resistance training is commonly used (Schoenfeld et al. 2017). Literature from 1970 to 2000 showed chronic stretching could induce morphological adaptations in chickens and quails (Warneke et al. 2022b). While Nunes et al. (2020) were not able to provide evidence for a transferability to humans including studies with a maximum of 5 min of stretching durations per session. Current human evidence has demonstrated stretch-mediated hypertrophy (Panidi et al. 2023) and increased strength capacity (Arntz et al. 2023) by using high stretching volumes and intensities. However, studies showing stretch-mediated hypertrophy were performed primarily in the lower extremities (Mizuno 2019; Panidi et al. 2021; Simpson et al. 2017; Warneke et al. 2022a, c, 2023c). Warneke et al. (2023c) and Reiner et al. (2023) were the only studies that showed significant strength increases in the upper body, but no data regarding hypertrophy were collected. Furthermore, there are no studies that have directly compared stretch and resistance training effects on muscle strength and hypertrophy in the human pectoralis muscle. Consequently, this study is the first that measured muscle hypertrophy in the upper extremities using stretching training with comparisons to resistance training.

Warneke et al. (2023c) suggested shared underlying physiological mechanism between stretching and resistance training by pointing out the relevance of high stretching tension as important to induce stretch-mediated hypertrophy. Muscle hypertrophy could be explained by translating mechanical tension into chemical signals that, in turn, stimulate anabolic processes such as satellite cells activation to generate new muscle tissue Tatsumi (2010). Accordingly, the role of mechanotransduction describing the translation of mechanical tension in biochemical signalling causing an anabolic response via the PI3K/AKT/mTOR signalling pathway was proposed. Furthermore, Apostolopoulos et al. (2015) described stretching intensity to be of crucial importance to induce structural muscle changes, hypothesizing stretched-mediated inflammatory processes. Indeed, reaching high degrees of stretching intensity could provide a sufficient stimulus to unfold titin filaments which can be hypothesized to be involved in the muscle hypertrophic response (Freundt and Linke 2019; Fukuda et al. 2008; van der Pijl et al. 2018). Some of these mechanisms were frequently suggested to be involved in muscle hypertrophy after resistance training as well (Lamas et al. 2010; Schoenfeld et al. 2022; Vissing et al. 2013; Wackerhage et al. 2019). Assuming

mechanical tension to be of crucial importance, stretching intensity could be hypothesized to impact morphological adaptations (Panidi et al. 2023).

However, in most studies, stretching intensity is regulated by using individual pain scales such as a visual analogue scale and numeric pain scales (Nakamura et al. 2021; Warneke et al. 2022a; Wohllann et al. 2023). Lim and Park (2017) pointed out no correlation between measured passive tension and the subjective pain scale. Subjectively perceived stretching pain is influenced by various factors such as different sensory thresholds for pain, negative feelings, or physical conditions (Lim and Park 2017), leading to concerns regarding the objectivity of using subjective pain to manage intensity. To address concerns regarding intensity determination via subjective pain, a supervised static stretching program with a stretching device was performed. To ensure constantly high intensity stretch, in this study, mechanical tension was continuously re-adjusted and determined by using load cells. As shown in Fig. 4, the measured tensile force on the muscle continuously decreased, which made re-adjusting of the stretching intensity (ROM excursion) necessary to ensure high mechanical tension. Regarding the stimulus for maximal strength and hypertrophy, it can be speculated as to whether there is a subordinate role provided by either a single long-lasting mechanical tension (stretching) or recurring short mechanical tension (resistance training).

Apart from mechanical tension and morphological parameters, neural adaptations cannot be ruled out to be responsible for strength increases. In the literature, contralateral increases in maximal strength can be found after unilateral stretching training, indicating a neural influence (Nelson et al. 2012; Panidi et al. 2021; Warneke et al. 2022a). However, maximal strength in this study was tested bilaterally and no neuromuscular parameters were tested. Therefore, the discussion about neuromuscular adaptations contributing to stretch-mediated strength increases remain speculative. However, it is well investigated that training in general can lead to learning effects and influence maximal strength (Gabriel et al. 2006), especially in the early weeks of training (Del Vecchio et al. 2019).

The relevance of considering maximal strength increases as a multifactorial model is supported by obtained correlations for changes in maximal strength related to muscle hypertrophy with  $r=0.2-0.26$ ,  $p=0.018-0.07$ . Even though significant, a correlation of 0.26 would explain about 6% of variance (Cohen 1988), hypothesizing a causal relationship. The limited practical/clinical relevance is underlined by the non-significant correlation of the right side, showing that the small correlation was not confirmed. Therefore, results are in line with Warneke et al. (2022a) providing no meaningful correlations between maximal strength- and muscle mass increases with  $r=0.02$ ,  $p=0.9$ .

In the literature, there are many theories trying to explain an increase in flexibility or ROM after stretching. Some authors proposed the improved ROM by a reduction in pain perception (leading to increased stretch tolerance) (Freitas et al. 2018; Magnusson 1998), while others speculate about a change in muscle–tendon structure (Kruse et al. 2021). A recent systematic review with meta-analysis described stretching to reduce muscle stiffness in the long term (Takeuchi et al. 2023), while evidence for increases in serial sarcomere number in humans is still lacking (Zöllner et al. 2012).

## Practical applications

Regardless of the effects, practical applications of stretching are limited by some factors. Static stretch training via a stretching device like in the present study, made a second person necessary to assist the training program and to adjust the stretching device. Furthermore, regular resistance training can provide additional health benefits, such as the prevention of sarcopenia and osteoporosis (Holubiak et al. 2022; Hong and Kim 2018) and the improvement of cardiovascular health (Liu et al. 2019; Schjerve et al. 2008). While stretching seems to beneficially induce cardiovascular benefits (Thomas et al. 2021) stretching effects on bone density and sarcopenia were not explored in previous research. According to Schoenfeld et al. (2022), the practical application of using stretching to enhance muscle strength and cross-sectional area seems limited, since resistance training can be assumed to be more time efficient. However, Behm et al. (2023) described stretching as a potential alternative, if the resistance training hesitant is not willing to invest the effort in exercise sessions performed in the gym. Stretching might be applicable as a home-based training program (Warneke et al. 2023a). There might be situations without the possibility to perform more effective resistance training. In the COVID-19 Lockdown, 10 min of daily stretching for the calf muscle prevented performance losses (Warneke et al. 2022e). Furthermore, in situations such as post-surgery rehabilitation phases, stretching could also be a valuable supplementation of common therapy programs, if performed additionally.

## Limitations

The stretch-induced increases seem comparably high. The missing significant difference between the stretching and resistance training group regarding hypertrophy and strength increases might be attributable to an unknown training stimulus induced by the 15 min of continuous stretching or the low performance level of the included sample. In contrast, it can be assumed that most participants are accustomed to some kind of dynamic resistance training. Comparing

effects of an unknown training stimulus to a familiar stimulus makes a final statement regarding the practical applicability difficult. Nevertheless, since resistance training can be considered more efficient (relationship between invested time and outcome), using long duration stretching seems exclusively applicable if no common training routine is possible. Furthermore, using load cells to quantify stretching intensity was not validated previously. Furthermore, not all participants were willing to join the stretching group, which prevented complete randomization. For participants who were indifferent to the group assignment, random allocation to one of the three groups was carried out. However, efforts were made to ensure an equal sex distribution, as well as training status. Furthermore, sonography for measuring hypertrophy should be interpreted critically (Warneke et al. 2022d), especially if using just one measurement point. It is recommended to apply more than one spot for measuring muscle thickness via sonography to increase validity (Nunes et al. 2023).

## Conclusion

In conclusion, this study indicated that 8-weeks of supervised static stretching (15 min, 4 days per week) performed for the pectoralis muscle induced comparable strength increases, muscle hypertrophy and ROM improvements compared to a commonly performed resistance training. Further research is required to clarify the underlying mechanisms as both, neural and structural adaptations may be responsible. The practical applicability is limited by the availability of stretching devices, spent time for stretching and considerable side effects.

**Acknowledgements** The authors thank to all volunteers who participate in this study. A special thanks to PD. Dr. Martin Hillebrecht, who provided the measurement equipment and offered great assistance with technical questions.

**Author contributions** TW initiated the study. TW and VC carried out the experiment and the data collection. TW performed the analytic calculations. TW took the lead in writing the manuscript with the support of KW. All authors contributed their expertise to the manuscript. TS provided the sonography device. KW, DB and SS contributed to the discussion and helped writing the final version. DB performed the language check, while SS supervised the project. All authors have read and approved the final version of the manuscript, and agree with the order of presentation of the authors.

**Funding** Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

**Data availability** Original data can be provided upon reasonable request. The authors report that there are no competing interests to declare. The researchers have no financial interests.



## Declarations

**Conflict of interest and funding** The authors have no relevant financial or non-financial interests to disclose.

**Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

## References

- Alizadeh S, Daneshjoo A, Zahiri A, Anvar SH, Goudini R, Hicks JP, Konrad A, Behm DG (2023) Resistance training induces improvements in range of motion: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 53(3):707–722. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01804-x>
- Apostolopoulos N, Metsios GS, Flouris AD, Koutedakis Y, Wyon MA (2015) The relevance of stretch intensity and position—a systematic review. *Front Psychol* 6:1128. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01128>
- Arntz F, Markov A, Behm DG, Behrens M, Negra Y, Nakamura M, Moran J, Chaabene H (2023) Chronic effects of static stretching exercises on muscle strength and power in healthy individuals across the lifespan: a systematic review with multi-level meta-analysis. *Sports Med* 53(3):723–745. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01806-9>
- Behm DG, Granacher U, Warneke K, Aragão-Santos JC, Da Silva-Grigoletto ME, Konrad A (2023) Minimalist training: is lower dosage or intensity resistance training effective to improve physical Fitness? A narrative review. *Sports Med*. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01949-3>
- Cohen J (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd edn. Erlbaum, Hillsdale, NJ. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Del Vecchio A, Casolo A, Negro F, Scorcelletti M, Bazzucchi I, Enoka R, Felici F, Farina D (2019) The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *J Physiol* 597(7):1873–1887. <https://doi.org/10.1111/JP277250>
- Fleck SJ, Kraemer WJ (2004) *Designing resistance training programs*, 3rd edn. Human Kinetics, Champaign, IL
- Freitas SR, Mendes B, Le Sant G, Andrade RJ, Nordez A, Milanovic Z (2018) Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. *Scand J Med Sci Sports* 28(3):794–806. <https://doi.org/10.1111/sms.12957>
- Freundt JK, Linke WA (2019) Titin as a force-generating muscle protein under regulatory control. *J Appl Physiol* 126(5):1474–1482. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00865.2018>
- Fukuda N, Granzier HL, Ishiwata S, Kurihara S (2008) Physiological functions of the giant elastic protein titin in mammalian striated muscle. *J Phys Sci* 58(3):151–159. <https://doi.org/10.2170/physiolsci.RV005408>
- Gabriel DA, Kamen G, Frost G (2006) Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med* 36(2):133–149. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636020-00004>
- Giorgio P, Samozino P, Morin J-B (2009) Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *J Strength Cond Res* 23(2):652–659. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818f0950>
- Goldspink G, Harridge S (2008) Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: Komi P (ed) *The encyclopaedia of sports medicine Ser: v.3. Strength and power in sport: olympic encyclopedia of sports medicine*, 2nd ed. Wiley, pp 231–251. <https://doi.org/10.1002/9780470757215.ch12>
- Holubiak IŞ, Leuciuc FV, Crăciun DM, Dobrescu T (2022) Effect of strength training protocol on bone mineral density for postmenopausal women with osteopenia/osteoporosis assessed by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA). *Sensors (basel)* 22(5):1904. <https://doi.org/10.3390/s22051904>
- Hong AR, Kim SW (2018) Effects of resistance exercise on bone health. *Endocrinol Metab (seoul)* 33(4):435–444. <https://doi.org/10.3803/EnM.2018.33.4.435>
- Konrad A, Alizadeh S, Daneshjoo A, Anvar SH, Graham A, Zahiri A, Goudini R, Edwards C, Scharf C, Behm DG (2023) Chronic effects of stretching on range of motion with consideration of potential moderating variables: a systematic review with meta-analysis. *J Sport Health Sci*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2023.06.002>
- Kotarsky CJ, Christensen BK, Miller JS, Hackney KJ (2018) Effect of progressive calisthenic push-up training on muscle strength and thickness. *J Strength Cond Res* 32(3):651–659. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002345>
- Kruse A, Rivares C, Weide G, Tilp M, Jaspers RT (2021) Stimuli for adaptations in muscle length and the length range of active force exertion—a narrative review. *Front Physiol* 12:742034. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.742034>
- Lamas L, Aoki MS, Ugrinowitsch C, Campos GER, Regazzini M, Moriscot AS, Tricoli V (2010) Expression of genes related to muscle plasticity after strength and power training regimens. *Scand J Med Sci Sports* 20(2):216–225. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00905.x>
- Lim W, Park H (2017) No significant correlation between the intensity of static stretching and subject's perception of pain. *J Phys Ther Sci* 29(10):1856–1859. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1856>
- Liu Y, Lee D-C, Li Y, Zhu W, Zhang R, Sui X, Lavie CJ, Blair SN (2019) Associations of resistance exercise with cardiovascular disease morbidity and mortality. *Med Sci Sports Exerc* 51(3):499–508. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001822>
- Magnusson SP (1998) Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports* 8(2):65–77. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x>
- Medeiros DM, Lima CS (2017) Influence of chronic stretching on muscle performance: systematic review. *Hum Mov Sci* 54:220–229. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.05.006>
- Mizuno T (2019) Combined effects of static stretching and electrical stimulation on joint range of motion and muscle strength. *J Strength Cond Res* 33(10):2694–2703. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002260>
- Nakamura M, Yoshida R, Sato S, Yahata K, Murakami Y, Kasahara K, Fukaya T, Takeuchi K, Nunes JP, Konrad A (2021) Comparison between high- and low-intensity static stretching training program on active and passive properties of plantar flexors. *Front Physiol* 12:796497. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.796497>
- Nelson AG, Kokkonen J, Winchester JB, Kalani W, Peterson K, Kenly MS, Arnall DA (2012) A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *J Strength Cond Res* 26(3):832–836. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182281b41>

- Nunes JP, Schoenfeld BJ, Nakamura M, Ribeiro AS, Cunha PM, Cyrino ES (2020) Does stretch training induce muscle hypertrophy in humans? A review of the literature. *Clin Physiol Funct Imaging* 40(3):148–156. <https://doi.org/10.1111/cpf.12622>
- Nunes JP, Blazevich AJ, Schoenfeld BJ, Kassiano W (2023) Determining changes in muscle size and architecture following exercise training: one site does not fit all. *J Strength Cond Res*
- Panidi I, Bogdanis GC, Terzis G, Donti A, Konrad A, Gaspari V, Donti O (2021) Muscle architectural and functional adaptations following 12-weeks of stretching in adolescent female athletes. *Front Physiol* 12:701338. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.701338>
- Panidi I, Donti O, Konrad A, Dinas PC, Terzis G, Mouratidis A, Gaspari V, Donti A, Bogdanis GC (2023) Muscle architecture adaptations to static stretching training: a systematic review with meta-analysis. *Sports Med Open* 9(1):47. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00591-7>
- Reiner M, Gabriel A, Sommer D, Bernsteiner D, Tilp M, Konrad A (2023) Effects of a high-volume 7-week pectoralis muscle stretching training on muscle function and muscle stiffness. *Sports Med Open* 9(1):40. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00582-8>
- Schjerve IE, Tyldum GA, Tjønnå AE, Stølen T, Loennechen JP, Hansen HEM, Haram PM, Heinrich G, Bye A, Najjar SM, Smith GL, Slørdahl SA, Kemi OJ, Wisløff U (2008) Both aerobic endurance and strength training programmes improve cardiovascular health in obese adults. *Clin Sci (lond)* 115(9):283–293. <https://doi.org/10.1042/CS20070332>
- Schoenfeld BJ, Grgic J, Ogborn D, Krieger JW (2017) Strength and hypertrophy adaptations between low- vs. high-load resistance training: a systematic review and meta-analysis. *J Strength Cond Res* 31(12):3508–3523. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002200>
- Schoenfeld BJ, Wackerhage H, de Souza E (2022) Inter-set stretch: a potential time-efficient strategy for enhancing skeletal muscle adaptations. *Front Sports Act Living* 4:1035190. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1035190>
- Simpson CL, Kim BDH, Bourcet MR, Jones GR, Jakobi JM (2017) Stretch training induces unequal adaptation in muscle fascicles and thickness in medial and lateral gastrocnemii. *Scand J Med Sci Sports* 27(12):1597–1604. <https://doi.org/10.1111/sms.12822>
- Takeuchi K, Nakamura M, Konrad A, Mizuno T (2023) Long-term static stretching can decrease muscle stiffness: a systematic review and meta-analysis. *Scand J Med Sci Sports* 33(8):1294–1306. <https://doi.org/10.1111/sms.14402>
- Tatsumi R (2010) Mechano-biology of skeletal muscle hypertrophy and regeneration: possible mechanism of stretch-induced activation of resident myogenic stem cells. *Anim Sci J* 81(1):11–20. <https://doi.org/10.1111/j.1740-0929.2009.00712.x>
- Thomas E, Bellafiore M, Gentile A, Paoli A, Palma A, Bianco A (2021) Cardiovascular responses to muscle stretching: a systematic review and meta-analysis. *Int J Sports Med* 42(6):481–493. <https://doi.org/10.1055/a-1312-7131>
- van der Pijl R, Strom J, Conijn S, Lindqvist J, Labeit S, Granzier H, Ottenheijm C (2018) Titin-based mechanosensing modulates muscle hypertrophy. *J Cachexia Sarcopenia Muscle* 9(5):947–961. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12319>
- Vissing K, McGee SL, Farup J, Kjølhed T, Vendelbo MH, Jessen N (2013) Differentiated mTOR but not AMPK signaling after strength vs endurance exercise in training-accustomed individuals. *Scand J Med Sci Sports* 23(3):355–366. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01395.x>
- Wackerhage H, Schoenfeld BJ, Hamilton DL, Lehti M, Hulmi JJ (2019) Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise. *J Appl Physiol* (1985) 126(1):30–43. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00685.2018>
- Warneke K, Brinkmann A, Hillebrecht M, Schiemann S (2022a) Influence of long-lasting static stretching on maximal strength, muscle thickness and flexibility. *Front Physiol* 13:878955. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.878955>
- Warneke K, Freund PA, Schiemann S (2022b) Long-lasting stretching induces muscle hypertrophy: a meta-analysis of animal studies. *J Sci Sport Exerc* 5(4):289–301. <https://doi.org/10.1007/s42978-022-00191-z>
- Warneke K, Keiner M, Hillebrecht M, Schiemann S (2022c) Influence of one hour versus two hours of daily static stretching for six weeks using a calf-muscle-stretching orthosis on maximal strength. *Int J Environ Res Public Health* 19(18):11621. <https://doi.org/10.3390/ijerph191811621>
- Warneke K, Keiner M, Lohmann LH, Brinkmann A, Hein A, Schiemann S, Wirth K (2022d) Critical evaluation of commonly used methods to determine the concordance between sonography and magnetic resonance imaging: a comparative study. *Front Imaging* 1:1039721. <https://doi.org/10.3389/fimaging.2022.1039721>
- Warneke K, Konrad A, Keiner M, Zech A, Nakamura M, Hillebrecht M, Behm DG (2022e) Using daily stretching to counteract performance decreases as a result of reduced physical activity—a controlled trial. *Int J Environ Res Public Health* 19(23):15571. <https://doi.org/10.3390/ijerph192315571>
- Warneke K, Hillebrecht M, Claassen-Helmers E, Wohllann T, Keiner M, Behm DG (2023a) Effects of a home-based stretching program on bench press maximum strength and shoulder flexibility. *J Sports Sci Med* 22(4):597–604. <https://doi.org/10.52082/jssm.2023.597>
- Warneke K, Lohmann LH, Lima CD, Hollander K, Konrad A, Zech A, Nakamura M, Wirth K, Keiner M, Behm DG (2023b) Physiology of stretch-mediated hypertrophy and strength increases: a narrative review. *Sports Med* 53(11):2055–2075. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01898-x>
- Warneke K, Wirth K, Keiner M, Lohmann LH, Hillebrecht M, Brinkmann A, Wohllann T, Schiemann S (2023c) Comparison of the effects of long-lasting static stretching and hypertrophy training on maximal strength, muscle thickness and flexibility in the plantar flexors. *Eur J Appl Physiol* 123(8):1773–1787. <https://doi.org/10.1007/s00421-023-05184-6>
- Wohllann T, Warneke K, Hillebrecht M, Petersmann A, Ferrauti A, Schiemann S (2023) Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility. *Front Sports Act Living* 5:1139065. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1139065>
- Zöllner AM, Abilez OJ, Böhl M, Kuhl E (2012) Stretching skeletal muscle: Chronic muscle lengthening through sarcomerogenesis. *PLoS ONE* 7(10):e45661. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0045661>

## Article

# Comparison of Supervised versus Self-Administered Stretching on Bench Press Maximal Strength and Force Development

Tim Wohllann <sup>1,2</sup> , Konstantin Warneke <sup>3,\*</sup>, David G. Behm <sup>4</sup>  and Stephan Schiemann <sup>1</sup> 

<sup>1</sup> Institute for Exercise, Sport and Health, Leuphana University, 21335 Lüneburg, Germany; tim.wohllann@uol.de (T.W.)

<sup>2</sup> University Sports Centre, Carl of Ossietyky University Oldenburg, 26129 Oldenburg, Germany

<sup>3</sup> Institute of Movement Science, Sport and Health, Karl-Franzens University Graz, 8020 Graz, Austria

<sup>4</sup> School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, St. John's, NL A1C 5S7 P.O. Box 4200, Canada; dbehm@mun.ca

\* Correspondence: konstantin.warneke@icloud.com

**Abstract:** Purpose: While there is reported superior effectiveness with supervised training, it usually requires specialized exercise facilities and instructors. It is reported in the literature that high-volume stretching improves pectoralis muscles strength under supervised conditions while practical relevance is discussed. Therefore, the study objective was to compare the effects of volume equated, supervised- and self-administered home-based stretching on strength performance. Methods: Sixty-three recreational participants were equally assigned to either a supervised static stretching, home-based stretching, or control group. The effects of 15 min pectoralis stretching, 4 days per week for 8 weeks, were assessed on dynamic and isometric bench press strength and force development. Results: While there was a large magnitude maximal strength increase ( $p < 0.001$ – $0.023$ ,  $\eta^2 = 0.118$ – $0.351$ ), force development remained unaffected. Dynamic maximal strength in both groups demonstrated large magnitude increases compared to the control group ( $p < 0.001$ – $0.001$ ,  $d = 1.227$ – $0.905$ ). No differences between the intervention group for maximal strength ( $p = 0.518$ – $0.821$ ,  $d = 0.101$ – $0.322$ ) could be detected. Conclusions: The results could potentially be attributed to stretch-induced tension (mechanical overload) with subsequent anabolic adaptations, and alternative explanatory approaches are discussed. Nevertheless, home-based stretching seems a practical alternative to supervised training with potential meaningful applications in different settings.

**Keywords:** stretching; supervised; home-based; maximal strength; explosive strength



**Citation:** Wohllann, T.; Warneke, K.; Behm, D.G.; Schiemann, S.

Comparison of Supervised versus Self-Administered Stretching on Bench Press Maximal Strength and Force Development. *Sports* **2024**, *12*, 109. <https://doi.org/10.3390/sports12040109>

Academic Editor: Silvio Lorenzetti

Received: 28 March 2024

Revised: 11 April 2024

Accepted: 12 April 2024

Published: 17 April 2024



**Copyright:** © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

In several sports and rehabilitation settings, increasing or restoring strength capacity is of paramount importance [1,2] which is commonly achieved using resistance training [3,4]. Nevertheless, even though highly effective, there are a number of difficulties with common resistance training programs such as travelling to specialized training facilities to receive professional supervision. The lack of training success might not be attributable to the effectiveness of resistance training interventions per se, but to the participants limited motivation and commitment to travel to training locations or perform exhausting interventions [5,6]. The literature points out the high demand for time- and space-saving exercise alternatives which can be integrated into the participants or patients daily routines [7,8].

Even though the literature reports alternatives, such as blood flow restriction training [9] or electromyostimulation [10,11] to induce sufficient stimuli to improve strength, these still require expensive equipment or coaches which might be not available to the broad population. Potentially using stretching as an alternative was suggested by Arntz et al. [12] and Panidi et al. [13] who reported that high-volume and/or high-intensity stretch training could potentially induce improvements in strength capacity. Accordingly, six weeks of one-hour daily self-administered calf muscle stretching induced increases in maximal strength,

muscle thickness, and flexibility that were not significantly different from a commonly used resistance training routine ( $5 \times 12$  repetitions on 3 days per week for 6 weeks) [14]. Nevertheless, the plantar flexors can be considered a comparatively small muscle group with comparably low impact on multi-articular, complex (athletic) movements [15,16]. While Wohlmann et al. [17], Ikeda and Ryushi [18] and Chen et al. [19] reported stretch-induced strength increases in the thigh muscles, Reiner et al. [20], Warneke et al. [21] and Wohlmann et al. [17] showed transferability to the upper body. Wohlmann et al. [17] pointed out that 15 min of supervised stretching has the potential to substitute high-intensity pectoralis resistance training. However, Schoenfeld et al. [22] highlighted the impracticality of stretching-induced strength gains, especially when this type of training requires a second person or special equipment. Therefore, this study explores the possibility of alternative and more practical stretching training such as home-based stretching training and directly compares it to supervised stretching training. It is investigated whether home-based stretching training can achieve an equivalent increase in strength capacity as supervised stretching training.

To account for highly specific testing conditions [23,24], strength was tested under isometric and dynamic conditions, as most studies focused on one of these parameters [21,25,26]. While Arntz et al. [12] were not able to detect significant stretch-induced force development enhancements in their meta-analysis, this result might be attributable to the inclusion of short stretching protocols in their analysis. Assuming a dose–response relationship for maximal strength, it was hypothesized that longer stretching durations could be sufficient to affect force development capacities.

## 2. Materials and Methods

Participants from all groups visited the lab three times, which included an initial briefing and a pre- and a post-test. The briefing visit simultaneously served as a familiarization session to avoid adaptations due to learning effects in order to optimize the exercise execution, especially for participants who did not regularly perform maximal repetitions in the bench press. Furthermore, the familiarization session would improve the validity of the isometric maximal strength testing [24]. During both the pre-test and post-test, measurements were taken in the following sequence: isometric, dynamic maximal strength, and force development.

### 2.1. Participants

The required sample size was estimated via G-Power with an estimated effect size of  $f = 0.25$ . A total sample size of 42 was estimated. To account for potential dropouts and enhance statistical power, 63 recreationally active participants were recruited from the university sports center and assigned to supervised stretching with a stretching device (SVS), self-administered home-based stretching (HBS), or a control group (CG) (Table 1). The following eligibility criteria were applied: Participants were considered recreationally active when they were physically active at least twice a week without any injuries or surgery in the chest or shoulder during the last 6 months leading to prolonged immobilization and thus training interruptions. Furthermore, as the training program might be primarily applicable to untrained and sedentary populations, flexibility-trained participants were excluded. All participants provided written informed consent at the habituation session.

**Table 1.** Characteristics of the participants.

Group	N (Male/Female)	Age	Height (cm)	Weight (kg)
SVS	21 (13/8)	24.2 ± 2.4	177.9 ± 9.8	73.8 ± 15.2
HBS	21 (13/8)	24.4 ± 3.8	179.6 ± 7.7	76.4 ± 12.2
CG	21 (13/8)	24.3 ± 2.9	177.6 ± 8.8	74.6 ± 11.7

SVS = supervised stretching; HBS = home-based stretching; CG = control group.

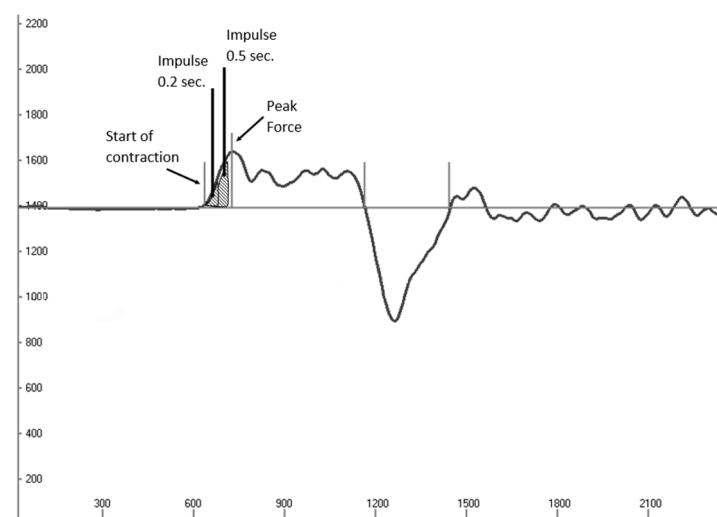


## 2.2. Maximal Strength and Force Development Tests

Before conducting the maximal strength and force development tests, a standardized warm-up was performed using 5 min of ergometer cycling with 60 revolutions per minute followed by  $2 \times 5$  push-ups for the males and  $2 \times 5$  push-ups with hands on an elevated surface for the females. Afterwards, participants were allowed to perform their individual bench-press warm-up programs, if needed. The bench press movement was performed using a Smith machine (Train Hard, Hansson Sports, Steinbach, Germany)

For the isometric testing condition, the bar was fixed in the Smith machine to provide an unsurpassable (immovable) resistance. The elbow angle of  $90^\circ$  was ensured via goniometer testing. To measure maximal isometric strength, the participants were instructed to push the barbell with maximal effort against the fixed bar. Applied forces were quantified via a Kistler force platform with four 9051 load cells, operating at a sampling frequency of 1000 Hz and connected with an A/D converter NI6009 (National Instruments DAQ 700). The participants performed at least three trials until strength values decreased. A 120 s rest period between each trial was ensured to avoid fatigue. After isometric testing, the dynamic one-repetition-maximum (1 RM) bench press test was conducted. The barbell was loaded with weight until a valid repetition could no longer be performed. A repetition was considered valid when the elbows were positioned below the upper body during the eccentric phase and pushed upward until the elbows were extended without assistance.

For the force development tests, 50% of the 1 RM was used. The barbell was positioned on metal coil springs integrated into the Smith machine, guaranteeing that participants' elbows remained fixed at a  $90^\circ$  angle as they kept their hands on the barbell. Responding to an acoustic signal, the participants were instructed to perform a pressing movement with the intention to throw the barbell concentrically upward from the chest as quickly as possible to ensure maximal bar velocity. However, for safety reasons, the participants did not actually throw the bar. Impulse ( $p = F \times \Delta t$ ) was used to interpret the force development behavior and was calculated as follows: Each individual force value ( $F$ ) within an interval of  $\Delta t$  (0.001 s) was multiplied, and the sum of these values over the interval was computed. The intervals from the start of contraction to 200 ms and 500 ms were considered for interpretation. Figure 1 shows a force–time curve with force development determination.



**Figure 1.** Force-time curve with 50% of 1RM. X-axis measured force in Newtons, axis is time in milliseconds. Force development was determined 200 (impulse) and 500 (impulse) s) for the start of contraction. The straight light gray line represents the calibration and consists of the subject's body weight, the barbell (115 Newton), and 50% of the weight used in the 1RM test. The curved dark gray line represents the force output of the participants during the bench press movement.

## 2.3. Intervention

All participants in the SVS and HBS groups performed an eight-week stretch training program, four days per week with equalized stretching volumes. The SVS group underwent 15 min of passive static stretch training on a custom-made stretching board [17]. Each SVS stretch training session was performed with an examiner. The elbows were fixed at a  $90^\circ$  angle using an orthosis, while the shoulder angle was maintained at  $90^\circ$  to



### 2.4. Data Analysis

Statistical analysis was carried out using IBM SPSS Statistics version 28 (IBM SPSS, version 28). A normal distribution of the main outcome data was ensured using the Kolmogorov–Smirnov test ( $n > 30$ ) and the homogeneity of variance was ensured with the Levene test. The data are presented as mean (M) and standard deviations (SDs). Reliability is expressed via intraclass correlation coefficients (ICCs) and coefficients of variance (CVs). A one-way analysis of variance (ANOVA) was conducted to test for pre-test group differences, while the research question was evaluated via two-way repeated-measures ANOVA (3 groups  $\times$  2 testing times) with a Scheffé post hoc analysis. Between-group differences were reported using the following effect size classifications: small effect ( $d < 0.5$ ), medium effect (0.5–0.8), and large effect ( $d > 0.8$ ) [27]. The critical significance level was set at  $p = 0.05$ .

### 3. Results

In accordance with Koo and Li [28], ICCs ranging from 0.96 to 1, CV = 0.2–3.6% for isometric and dynamic maximal bench press strengths, and force development values after 200 ms and 500 ms were classified as high. With  $p > 0.05$ , a normal distribution was assumed, while the one-way ANOVA ruled out pre-test differences ( $p > 0.05$ ).

#### 3.1. Isometric and Dynamic Bench Press

With a time effect of  $p < 0.001$  and  $\eta_p^2 = 0.23$ –0.45, both isometric and dynamic testing conditions showed a significant strength increase with a moderate-magnitude Time  $\times$  Group interaction in the isometric ( $p = 0.023$ ,  $\eta_p^2 = 0.118$ ) and a large-magnitude Time  $\times$  group interaction effect in dynamic testing conditions ( $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.351$ ) (Table 2).

**Table 2.** Descriptive statistics and two-way ANOVA of isometric and dynamic maximal strength.

Maximal Strength	Group	Pre-Test (m $\pm$ SD)	Post-Test (m $\pm$ SD)	Change (m $\pm$ SD)	Time Effect	Time $\times$ Group
Isometric	SVS	559.4 $\pm$ 234.1 N	607.1 $\pm$ 249.3 N	+8.5%	$p < 0.001$	$p = 0.023$
	HBS	582.2 $\pm$ 253.0 N	619.4 $\pm$ 267.0 N	+6.4%	F = 18.191	F = 3.997
	CG	571.4 $\pm$ 326.1 N	573.9 $\pm$ 234.0 N	+0.4%	$\eta_p^2 = 0.233$	$\eta_p^2 = 0.118$
Dynamic (1 RM)	SVS	61.1 $\pm$ 20.6 kg	65.7 $\pm$ 22.1 kg	+6.9%	$p < 0.001$	$p < 0.001$
	HBS	62.6 $\pm$ 26.1 kg	65.8 $\pm$ 26.4 kg	+4.9%	F = 48.666	F = 16.253
	CG	63.6 $\pm$ 24.4 kg	63.3 $\pm$ 24.2 kg	−0.5%	$\eta_p^2 = 0.448$	$\eta_p^2 = 0.351$

SVS = supervised stretching; HBS = home-based stretching; CG = control group.

Post hoc testing revealed a significantly greater isometric force with SVS versus CG ( $p = 0.032$ ,  $d = 0.63$ ) but no differences between HBS and CG ( $p = 0.125$ ,  $d = 0.53$ ). Dynamic maximal strength showed significant increases in the SVS compared to CG ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.23$ ) and in HBS compared to CG ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.91$ ). No significant differences could be detected between the SVS and HBS in isometric ( $p = 0.821$ ,  $d = 0.101$ ) and dynamic ( $p = 0.518$ ,  $d = 0.322$ ) testing conditions, respectively.

#### 3.2. Force Development

Neither the Time ( $p = 0.117$ –0.159) nor the Time  $\times$  Group interaction ( $p = 0.604$ –0.619) reached the level of significance, showing force development as remaining unaffected by both stretching conditions (Table 3).

**Table 3.** Descriptive statistics and two-way ANOVA of force development.

Force Development	Group	Pre-Test (m ± SD)	Post-Test (m ± SD)	Change (m ± SD)	Time Effect	Time × Group
Impulse 0.2 (N*s)	SVS	235.0 ± 60.2	238.8 ± 60.7	+1.7%	$p = 0.117$	$p = 0.604$
	HBS	246.4 ± 64.7	247.2 ± 62.6	−0.2%	$F = 2.526$	$F = 0.508$
	CG	236.6 ± 53.7	238.3 ± 56.4	+0.5%	$\eta_p^2 = 0.040$	$\eta_p^2 = 0.017$
Impulse 0.5 (N*s)	SVS	564.0 ± 141.8	572.6 ± 144.6	+1.5%	$p = 0.159$	$p = 0.619$
	HBS	596.1 ± 145.3	597.6 ± 144.2	−0.1%	$F = 2.033$	$F = 0.484$
	CG	577.1 ± 135.2	580.3 ± 138.6	+0.4%	$\eta_p^2 = 0.033$	$\eta_p^2 = 0.016$

SVS = supervised stretching; HBS = home-based stretching; CG = control group.

#### 4. Discussion

The present study compared the effects of high-volume supervised stretching training with a self-administered equal-volume stretch training on strength performance. Both training conditions significantly increased strength with no superior effectiveness between supervised and non-supervised stretch training. Irrespective of the group, the rate of force development determined after 200 ms and 500 ms remained unaffected ( $p = 0.60$ – $0.62$ ).

The study results are in accordance with a growing body of evidence showing high-volume stretch training to sufficiently enhance maximal strength [12,29]. Assuming a dose-response relationship, recent research enhanced the stretching duration up to 2 h per day for 6 weeks [30], showing highly consistent results in the plantar flexors. Similarly, upper-body-muscle static stretching induced pectoralis muscle hypertrophy [17] and strength increases [17,20,21].

##### 4.1. Potential Underlying Mechanisms to Explain Stretch-Mediated Strength Increases

Strength increases are commonly explained with morphological and/or neuromuscular adaptations [31]. Although Goldspink and Harridge [32] suggested that the striated muscle cross-sectional area reflects force production potential, previous studies did not obtain a meaningful relationship between stretch-mediated hypertrophy and strength increases induced via stretching [17,33].

Consequently, a neuronal influence should be considered a potential explanation for stretch-induced strength increases. Adaptations in neuromuscular control were suggested more than 10 years ago by Nelson et al. [26], finding a contralateral force transfer to the non-stretched control leg. However, participants seemed to be untrained, as the authors speculated that stabilization via the non-stretched leg while performing  $4 \times 30$  s stretching on 3 days per week might have caused these increases. However, it is also possible that several reflex mechanisms induced by stretching [34] affected central nervous control, which could be reflected by increases in the contralateral strength [35,36]. Nevertheless, since EMG activity while performing 10 min of static stretching was not significantly enhanced [37], the possibility of substantial neural adaptations is called into question. Furthermore, authors speculated that an elongated muscle could induce muscle contractions against the stretch device that could initiate a training stimulus that might be comparable to full ROM resistance training [38].

A further explanation is related to blood flow conditions. Since blood flow restriction training seems to enhance strength capacity and muscle mass with lower-intensity contractions [39], similar adaptations might be possible with prolonged static stretching. Interestingly, McCully [40] investigated blood flow patterns when performing 10 min of stretching and showed restricted blood flow to the muscle. However, since the influence of stretch-induced blood flow restriction on muscle hypertrophy was not explored and no neuromuscular adaptations (i.e., EMG testing, blood flow, muscle hypertrophy) were measured, this rationale remains speculative.



#### 4.2. Supervised versus Self-Administered

The strength increases of the different stretching training in this study are in line with other studies, showing daily self-administered stretching in the calf muscles [14] and 15 min supervised continuous pectoralis stretching [17] induced similar strength increases. Wohllann et al. [17] showed comparable increases of those expected by resistance training in untrained populations. A potential advantage of supervised stretching training over self-administered stretching training might be the possibility of ensuring proper exercise execution and, thus, training intensity. In the literature, stretching intensity is often controlled using a visual analog scale (VAS) without quantifying the actual tension on the muscle. Quantifying stretching intensity seems even more crucial considering that Lim and Park [41] found no correlation between measured passive tension and a subjective pain scale. Wohllann et al. [17] showed a continuous decrease in mechanical stretching tension in the intervened muscle (due to relaxation effects) when using constant-angle stretching. Thus, to ensure more constant tension and therefore higher intensities, an adjustment of mechanical tension might be beneficial. However, this might not be applicable in a self-administered stretching routine. Nevertheless, no differences were found between the two stretching groups, indicating a higher practical relevance of the self-administered stretching training due to its independence from location and a second person.

#### 4.3. Contraction Specificity

Most studies focused on either isometric or dynamic testing routines. Warneke et al. [24] as well as James et al. [42] underlined specific testing conditions in maximal strength testing, as maximal isometric and dynamic strength should be considered individual abilities. Therefore, assuming movement training specificity, static stretching is more related to isometric testing conditions, and thus a higher increase in isometric strength could be speculated. However, Warneke et al. [33] showed isometric strength to increase about 16%, whereas dynamic strength was enhanced by 25%.

Furthermore, angle specificity in isometric testing should be considered [24]. Accordingly, Yahata et al. [43] showed strength increases exclusively in the neutral joint angle position, while the plantar flexed isometric testing revealed no pre-post change via stretching. It can be speculated whether the stretching could have led to a change in muscle fiber length and thus a change in joint configuration during movement execution. Panidi et al. [13] demonstrated that stretching interventions with high intensities could lead to a change in muscle fiber length ( $p = 0.006$ ,  $SMD = 0.28$ ), but may not result in a change in the pennation angle.

Assuming isometric maximal strength measurements do not automatically predict dynamic performance due to different activation patterns of motor neurons [44,45] the present study included both isometric and dynamic testing conditions, which was supplemented by the rate of force development values after 200 ms and 500 ms. However, there were no changes in the rate of force development after 8 weeks of stretching.

#### 4.4. Practical Applications

This study was performed to counteract methodological limitations described by Schoenfeld et al. [22] and others [5,6,14], indicating that long stretching durations were impractical. While increasing strength may potentially be particularly relevant for sport-specific tasks such as jumping and sprinting [46], or ball throwing velocity in handball [47], a recently published systematic review did not find stretch-induced performance enhancement [48], which seems in accordance with the lack of results for the rate of force development and explosive strength parameters obtained in the current study [15]. Furthermore, in rehabilitation, there is a high relevance of restoring muscle strength after prolonged phases of immobilization [49] or reduced physical activity. Especially in sedentary populations, the recent literature pointed out the possibility of using high-volume stretch training [8] and referred to studies using prolonged stretching training [30]. Resistance training is efficient, but it is location-dependent and requires special equipment, while supervision

by a movement expert is highly recommended, especially for training beginners and on a recreational level. Therefore, the relevance for orthopedic patients with limited mobility, as well as for those with restricted time or lack of motivation, should be considered. This study showed self-administered stretching to be a valid alternative for strength increases, as it could be performed while watching TV or working at the computer [8], without meaningful reductions in effectiveness.

However, whether stretching is a long-term alternative to other training routines remains speculative, as no studies could be found exceeding intervention periods of 8 weeks. Since it is well known that especially untrained and recreationally active participants respond to almost all novel stimuli with strength increases, further research is necessary to validate especially home-based stretching programs for the alternative application in sports practice ( $\geq 8$ -week intervention periods).

#### 4.5. Limitations

Even though this study provided further evidence for stretch-induced maximal strength increases, no underlying mechanisms were explored in the present study. Strength increases might be explained by neuromuscular activity changes; however, no EMG study measurements were performed. When testing maximal isometric strength, angle specificity was assumed. Nevertheless, this study used just one given elbow angle, which may be of limited validity for other joint angles. Based on the results of Yahata et al. [43], it can be assumed that different joint angle positions may yield different outcomes. Therefore, the transferability of the results to other joint angle positions needs to be examined. Further research is needed to clarify the underlying mechanism and identify moderators such as stretching intensity, training frequency, or joint angle specificity to assess a best practice model.

In the home-based group, no control of the intensity could be carried out. Therefore, a placebo effect cannot be entirely ruled out. Since Apostolopoulos et al. [50] underlined the relevance of stretch intensity, the lack of control might have limited the results. Nevertheless, no significant difference between the interventions was observed.

## 5. Conclusions

A comparison between self-administered stretching training and supervised stretching training with the same stretching volume has not yet been conducted. Both supervised and self-administered stretching increased bench press maximal strength without a difference between the training modes. The supervised stretching required a second person, organizational coordination, and a special setup to stretch the chest muscle. In contrast, the self-administered stretching could be performed independently by participants at home, regardless of location, time of day, or the need for a second person. A self-administered stretching routine thus appears to be a valid alternative to supervised stretch training when aiming to enhance maximal strength. The results of this study contribute to the discussion on the practicality of stretching training and open perspectives for further practical applications.

**Author Contributions:** T.W. initiated the study. T.W. and K.W. carried out the experiment and the data collection. T.W. performed the analytic calculations. T.W. took the lead in writing the manuscript with the support of K.W. All authors contributed their expertise to the manuscript. K.W., D.G.B. and S.S. contributed to the discussion and helped write the final version. D.G.B. revised the manuscript. S.S. supervised the project and provided critical feedback to the test design and statistical analysis. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding. The authors acknowledge the financial support by the Open Access Funding by the University of Graz.

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board (or Ethics Committee) of the Research Ethics Committee of Carl of Ossietsky University Oldenburg. EK/2023/002-01-01.

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Data Availability Statement:** The datasets used and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

**Acknowledgments:** The authors acknowledge the financial support by the University of Graz.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflicts of interest.

## References

1. Reiman, M.P.; Lorenz, D.S. Integration of strength and conditioning principles into a rehabilitation program. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2011**, *6*, 241–253. [[PubMed](#)]
2. Rutherford, O.M. Muscular coordination and strength training. Implications for injury rehabilitation. *Sports Med.* **1988**, *5*, 196–202. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Schoenfeld, B.J.; Grgic, J.; Ogborn, D.; Krieger, J.W. Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 3508–3523. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Andersen, V.; Prieske, O.; Stien, N.; Cumming, K.; Solstad, T.E.J.; Paulsen, G.; van den Tillaar, R.; Pedersen, H.; Saeterbakken, A.H. Comparing the effects of variable and traditional resistance training on maximal strength and muscle power in healthy adults: A systematic review and meta-analysis. *J. Sci. Med. Sport* **2022**, *25*, 1023–1032. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Morie, M.; Reid, K.F.; Miciek, R.; Lajevardi, N.; Choong, K.; Krasnoff, J.B.; Storer, T.W.; Fielding, R.A.; Bhasin, S.; Lebrasseur, N.K. Habitual physical activity levels are associated with performance in measures of physical function and mobility in older men. *J. Am. Geriatr. Soc.* **2010**, *58*, 1727–1733. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Hotta, K.; Behnke, B.J.; Arjmandi, B.; Ghosh, P.; Chen, B.; Brooks, R.; Maraj, J.J.; Elam, M.L.; Maher, P.; Kurien, D.; et al. Daily muscle stretching enhances blood flow, endothelial function, capillarity, vascular volume and connectivity in aged skeletal muscle. *J. Physiol.* **2018**, *596*, 1903–1917. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Schwendinger, F.; Pocecco, E. Counteracting Physical Inactivity during the COVID-19 Pandemic: Evidence-Based Recommendations for Home-Based Exercise. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 3909. [[CrossRef](#)]
8. Behm, D.G.; Granacher, U.; Warneke, K.; Aragão-Santos, J.C.; Da Silva-Grigoletto, M.E.; Konrad, A. Minimalist Training: Is Lower Dosage or Intensity Resistance Training Effective to Improve Physical Fitness? A Narrative Review. *Sports Med.* **2023**, *54*, 289–302. [[CrossRef](#)]
9. Luebbbers, P.E.; Witte, E.V.; Oshel, J.Q.; Butler, M.S. Effects of Practical Blood Flow Restriction Training on Adolescent Lower-Body Strength. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, 2674–2683. [[CrossRef](#)]
10. Filipovic, A.; Kleinöder, H.; Dörmann, U.; Mester, J. Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J. Strength Cond. Res.* **2012**, *26*, 2600–2614. [[CrossRef](#)]
11. Sadeghipour, S.; Mirzaei, B.; Korobeynikov, G.; Tropin, Y. Effects of Whole-Body Electromyostimulation and Resistance Training on Body Composition and Maximal Strength in Trained Women. *Health Sport Rehabil.* **2021**, *7*, 18–28. [[CrossRef](#)]
12. Arntz, F.; Markov, A.; Behm, D.G.; Behrens, M.; Negra, Y.; Nakamura, M.; Moran, J.; Chaabene, H. Chronic Effects of Static Stretching Exercises on Muscle Strength and Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review with Multi-level Meta-analysis. *Sports Med.* **2023**, *53*, 723–745. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Panidi, I.; Donti, O.; Konrad, A.; Dinas, P.C.; Terzis, G.; Mouratidis, A.; Gaspari, V.; Donti, A.; Bogdanis, G.C. Muscle Architecture Adaptations to Static Stretching Training: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Med. Open* **2023**, *9*, 47. [[CrossRef](#)]
14. Warneke, K.; Wirth, K.; Keiner, M.; Lohmann, L.H.; Hillebrecht, M.; Brinkmann, A.; Wohllann, T.; Schiemann, S. Comparison of the effects of long-lasting static stretching and hypertrophy training on maximal strength, muscle thickness and flexibility in the plantar flexors. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2023**, *123*, 1773–1787. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Warneke, K.; Keiner, M.; Lohmann, L.H.; Hillebrecht, M.; Wirth, K.; Schiemann, S. The Influence of Maximum Strength Performance in Seated Calf Raises on Counter Movement Jump and Squat Jump in Elite Junior Basketball Players. *Sport Mont* **2022**, *20*, 63–68. [[CrossRef](#)]
16. Möck, S.; Hartmann, R.; Wirth, K. Vertical jumping performance relates to the one-repetition maximum in the standing calf raise and in the squat. *Ger. J. Exerc. Sport Res.* **2023**, *53*, 139–147. [[CrossRef](#)]
17. Wohllann, T.; Warneke, K.; Kalder, V.; Behm, D.G.; Schmidt, T.; Schiemann, S. Influence of 8-weeks of supervised static stretching or resistance training of pectoral major muscles on maximal strength, muscle thickness and range of motion. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2024**. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Ikeda, N.; Ryushi, T. Effects of 6-Week Static Stretching of Knee Extensors on Flexibility, Muscle Strength, Jump Performance, and Muscle Endurance. *J. Strength Cond. Res.* **2021**, *35*, 715–723. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Chen, C.-H.; Nosaka, K.; Chen, H.-L.; Lin, M.-J.; Tseng, K.-W.; Chen, T.C. Effects of flexibility training on eccentric exercise-induced muscle damage. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2011**, *43*, 491–500. [[CrossRef](#)]
20. Reiner, M.; Gabriel, A.; Sommer, D.; Bernstein, D.; Tilp, M.; Konrad, A. Effects of a High-Volume 7-Week Pectoralis Muscle Stretching Training on Muscle Function and Muscle Stiffness. *Sports Med. Open* **2023**, *9*, 40. [[CrossRef](#)]

21. Warneke, K.; Hillebrecht, M.; Claassen-Helmers, E.; Wohllann, T.; Keiner, M.; Behm, D.G. Effects of a Home-Based Stretching Program on Bench Press Maximum Strength and Shoulder Flexibility. *J. Sports Sci. Med.* **2023**, *22*, 597–604. [[CrossRef](#)]
22. Schoenfeld, B.J.; Wackerhage, H.; Souza, E.D. Inter-set stretch: A potential time-efficient strategy for enhancing skeletal muscle adaptations. *Front. Sports Act. Living* **2022**, *4*, 1035190. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Behm, D.G.; Sale, D.G. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med.* **1993**, *15*, 374–388. [[CrossRef](#)]
24. Warneke, K.; Wagner, C.-M.; Keiner, M.; Hillebrecht, M.; Schiemann, S.; Behm, D.G.; Wallot, S.; Wirth, K. Maximal strength measurement: A critical evaluation of common methods—a narrative review. *Front. Sports Act. Living* **2023**, *5*, 1105201. [[CrossRef](#)]
25. Wohllann, T.; Warneke, K.; Hillebrecht, M.; Petersmann, A.; Ferrauti, A.; Schiemann, S. Effects of daily static stretch training over 6 weeks on maximal strength, muscle thickness, contraction properties, and flexibility. *Front. Sports Act. Living* **2023**, *5*, 1139065. [[CrossRef](#)]
26. Nelson, A.G.; Kokkonen, J.; Winchester, J.B.; Kalani, W.; Peterson, K.; Kenly, M.S.; Arnall, D.A. A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *J. Strength Cond. Res.* **2012**, *26*, 832–836. [[CrossRef](#)]
27. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Erlbaum: Hillsdale, NJ, USA, 1988; ISBN 9781134742707.
28. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [[CrossRef](#)]
29. Medeiros, D.M.; Lima, C.S. Influence of chronic stretching on muscle performance: Systematic review. *Hum. Mov. Sci.* **2017**, *54*, 220–229. [[CrossRef](#)]
30. Warneke, K.; Keiner, M.; Hillebrecht, M.; Schiemann, S. Influence of One Hour versus Two Hours of Daily Static Stretching for Six Weeks Using a Calf-Muscle-Stretching Orthosis on Maximal Strength. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 11621. [[CrossRef](#)]
31. Fleck, S.J.; Kraemer, W.J. *Designing Resistance Training Programs*, 4th ed.; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2014; ISBN 0736081704.
32. Goldspink, G.; Harridge, S. Cellular and Molecular Aspects of Adaptation in Skeletal Muscle. In *Strength and Power in Sport: Olympic Encyclopedia of Sports Medicine*, 2nd ed.; Komi, P., Ed.; John Wiley & Sons Ltd.: Hoboken, NJ, USA, 2003; pp. 231–251. ISBN 9780632059119.
33. Warneke, K.; Brinkmann, A.; Hillebrecht, M.; Schiemann, S. Influence of Long-Lasting Static Stretching on Maximal Strength, Muscle Thickness and Flexibility. *Front. Physiol.* **2022**, *13*, 878955. [[CrossRef](#)]
34. Behm, D.G.; Kay, A.D.; Trajano, G.S.; Blazevich, A.J. Mechanisms underlying performance impairments following prolonged static stretching without a comprehensive warm-up. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2021**, *121*, 67–94. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Zhou, S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **2000**, *28*, 177–184. [[PubMed](#)]
36. Zhou, S.; Zhang, S.-S.; Crowley-McHattan, Z.J. A scoping review of the contralateral effects of unilateral peripheral stimulation on neuromuscular function. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e0263662. [[CrossRef](#)]
37. Kubo, K.; Kanehisa, H.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J. Appl. Physiol.* **2001**, *90*, 520–527. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Warneke, K.; Lohmann, L.H.; Lima, C.D.; Hollander, K.; Konrad, A.; Zech, A.; Nakamura, M.; Wirth, K.; Keiner, M.; Behm, D.G. Physiology of Stretch-Mediated Hypertrophy and Strength Increases: A Narrative Review. *Sports Med.* **2023**, *53*, 2055–2075. [[CrossRef](#)]
39. Wortman, R.J.; Brown, S.M.; Savage-Elliott, I.; Finley, Z.J.; Mulcahey, M.K. Blood Flow Restriction Training for Athletes: A Systematic Review. *Am. J. Sports Med.* **2021**, *49*, 1938–1944. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. McCully, K.K. The influence of passive stretch on muscle oxygen saturation. *Adv. Exp. Med. Biol.* **2010**, *662*, 317–322. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Lim, W.; Park, H. No significant correlation between the intensity of static stretching and subject’s perception of pain. *J. Phys. Ther. Sci.* **2017**, *29*, 1856–1859. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. James, L.P.; Weakley, J.; Comfort, P.; Huynh, M. The Relationship Between Isometric and Dynamic Strength Following Resistance Training: A Systematic Review, Meta-Analysis, and Level of Agreement. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2024**, *19*, 2–12. [[CrossRef](#)]
43. Yahata, K.; Konrad, A.; Sato, S.; Kiyono, R.; Yoshida, R.; Fukaya, T.; Nunes, J.P.; Nakamura, M. Effects of a high-volume static stretching programme on plantar-flexor muscle strength and architecture. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2021**, *121*, 1159–1166. [[CrossRef](#)]
44. Murphy, A.J.; Wilson, G.J. Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: Relationship to muscle activation. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1996**, *73*, 353–357. [[CrossRef](#)]
45. Wilson, G.J.; Murphy, A.J. The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Med.* **1996**, *22*, 19–37. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Wisløff, U.; Castagna, C.; Helgerud, J.; Jones, R.; Hoff, J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br. J. Sports Med.* **2004**, *38*, 285–288. [[CrossRef](#)]
47. Bragazzi, N.L.; Rouissi, M.; Hermassi, S.; Chamari, K. Resistance Training and Handball Players’ Isokinetic, Isometric and Maximal Strength, Muscle Power and Throwing Ball Velocity: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 2663. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Warneke, K.; Freundorfer, P.; Plöschberger, G.; Behm, D.G.; Konrad, A.; Schmidt, T. Effects of chronic static stretching interventions on jumping and sprinting performance—a systematic review with multilevel meta-analysis. *Front. Physiol.* **2024**, *15*, 1372689. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

- 
49. Wilson, S.J.; Christensen, B.; Gange, K.; Todden, C.; Hatterman-Valenti, H.; Albrecht, J.M. Chronic Stretching During 2 Weeks of Immobilization Decreases Loss of Girth, Peak Torque, and Dorsiflexion Range of Motion. *J. Sport Rehabil.* **2019**, *28*, 67–71. [[CrossRef](#)]
  50. Apostolopoulos, N.; Metsios, G.S.; Flouris, A.D.; Koutedakis, Y.; Wyon, M.A. The relevance of stretch intensity and position—a systematic review. *Front. Psychol.* **2015**, *6*, 1128. [[CrossRef](#)]

**Disclaimer/Publisher’s Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.