

**Steigerung der Leistung im Dehnungsverkürzungszyklus durch
konditionierende Sprünge – Mechanismen, Anwendung und Transfer in
den Spitzensport**

DISSERTATION

ZUR ERLANGUNG DES
AKADEMISCHEN GRADES

**DOKTOR DER NATURWISSENSCHAFTEN
(DR. RER. NAT.)**

AN DER
UNIVERSITÄT KONSTANZ
GEISTESWISSENSCHAFTLICHE SEKTION
FACHBEREICH GESCHICHTE & SOZIOLOGIE
- SPORTWISSENSCHAFT –

VORGELEGT IM MÄRZ 2017

VON

JAKOB KÜMMEL

GEBOREN IN HERRENBERG

ERSTER REFERENT: PROF. DR. MARKUS GRUBER

ZWEITER REFERENT: PROF. DR. ALEXANDER BÜRKLE

Tag der mündlichen Prüfung: 3. Juli 2017

| | |
|--|------------|
| ZUSAMMENFASSUNG | III |
| ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS | V |
| THESIS IM ÜBERBLICK | VI |
| LISTE DER PUBLIKATIONEN | VII |
| 1 EINLEITUNG UND HINTERGRUND | 1 |
| 1.1 POSTAKTIVIERUNGSPOTENZIERUNG (PAP) | 2 |
| 1.2 KONDITIONIERUNG WILLKÜRLICHER KONTRAKTIONEN | 4 |
| 1.3 AKUTE LEISTUNGSPOTENZIERUNG SPORTLICHER BEWEGUNG | 6 |
| 1.4 KONDITIONIERUNG IM LEISTUNGSSPORT | 8 |
| 1.5 HYPOTHESEN | 10 |
| 2 METHODEN | 12 |
| 2.1 STUDIENDESIGNS | 12 |
| 2.2 LEISTUNGSFÄHIGKEIT DER UNTEREN EXTREMITÄTEN | 13 |
| 2.3 KINETIK UND KINEMATIK IM DROP JUMP | 14 |
| 2.4 MUSKEL-SEHNEN-INTERAKTION | 15 |
| 2.5 INVERSE DYNAMIK | 18 |
| 2.6 NEUROMUSKULÄRE AKTIVIERUNG | 18 |
| 2.7 KONTRAKTILE EIGENSCHAFTEN DES M. TRICEPS SURAE | 19 |
| 3 ERGEBNISSE UND DISKUSSION | 20 |
| 3.1 STUDIE I – REAKTIVE SPRÜNGE FÜHREN ZU EINER VERÄNDERTEN MUSKELMECHANIK IM DVZ DES M. TRICEPS SURAE UND POTENZIEREN DESSEN TENDO-NEUROMUSKULÄRE LEISTUNG IM DROP JUMP | 20 |
| 3.1.1 EINLEITUNG | 20 |
| 3.1.2 HAUPTERGEBNISSE | 20 |
| 3.1.3 DISKUSSION | 24 |
| 3.2 STUDIE II – POSTAKTIVIERUNGSPOTENZIERUNG ALS GEGENMAßNAHME ZU REDUKTIONEN IN KRAFT UND LEISTUNG VERURSACHT DURCH EIN DEHNEN DER MUSKULATUR | 26 |
| 3.2.1 EINLEITUNG | 26 |
| 3.2.2 HAUPTERGEBNISSE | 26 |
| 3.2.3 DISKUSSION | 28 |
| 3.3 STUDIE III – DER EFFEKT VORBEREITENDER KONDITIONIERUNGSSPRÜNGE AUF DIE LEISTUNG IM DROP JUMP UND IM 30 M SPRINT BEI SPITZENATHLETEN | 31 |
| 3.3.1 EINLEITUNG | 31 |
| 3.3.2 HAUPTERGEBNISSE | 31 |
| 3.3.3 DISKUSSION | 32 |
| 4 ZUSAMMENFASSENDER DISKUSSION UND AUSBLICK | 35 |
| 4.1 KONDITIONIERUNG ZUR STEIGERUNG DER BEWEGUNGSLEISTUNG | 35 |
| 4.2 KONDITIONIERUNG ZUM LEISTUNGSERHALT NACH DEHNEN | 36 |
| 5 FAZIT | 39 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 6 | ABGRENZUNG DER EIGENEN ARBEITSLEISTUNG | 41 |
| 6.1 | STUDIE I | 41 |
| 6.2 | STUDIE II | 42 |
| 6.3 | STUDIE III | 43 |
| 7 | LITERATUR | 44 |
| 8 | TABELLEN UND ABBILDUNGSVERZEICHNIS | 51 |
| 8.1 | ABBILDUNGSVERZEICHNIS | 51 |
| 8.2 | TABELLENVERZEICHNIS | 52 |
| 9 | APPENDIX | 53 |
| | STUDIE I | 54 |
| | STUDIE II | 74 |
| | STUDIE III | 92 |
| | DANKSAGUNG | 104 |
| | CURRICULUM VITAE | 105 |

Zusammenfassung

Es ist bekannt, dass die maximale Leistung sportlicher Bewegungen durch unmittelbar zuvor ausgeführte maximale oder nahezu maximale Muskelkontraktionen – sogenannte Konditionierungen – kurzfristig gesteigert werden kann. Dies ist für Athleten aus Sportarten, deren Erfolg unmittelbar durch eine maximale Kraft oder eine maximale Leistung bestimmt ist von besonderem Interesse. Eine Vielzahl an Studien untersuchte die Wirksamkeit von diversen Konditionierungsaktivitäten im Hinblick auf Leistungssteigerungen sportlicher Bewegungen. Die optimale Konditionierung in verschiedenen sportlichen Disziplinen ist jedoch unklar. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Mechanismen der potenzierten Bewegungsleistung nach wie vor nicht eindeutig bestimmt sind.

Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung des Mechanismus, der reaktiven Sprüngen als Konditionierung zur Steigerung der Leistung im Dehnungsverkürzungszyklus zugrunde liegt. Anschließend werden daraus Anwendungen für den Spitzensport abgeleitet und evaluiert.

In **Studie I** wurde die Muskelsehneneinheit des *M. triceps surae* im Hinblick auf ihre Arbeitsweise im Dehnungsverkürzungszyklus während eines durch Konditionierungssprünge potenzierten Sprungs untersucht und mit einem Kontrollsprung verglichen. Bei 32 Studienteilnehmern wurde in zwei Telexperimenten während der Sprungtests mittels bildgebendem Ultraschall die Faszikellänge des *M. gastrocnemius medialis*, des *M. soleus* sowie die Längenänderung der Achillessehne bestimmt. Kürzere Faszikellängen werden durch eine höhere Kraft des *M. gastrocnemius medialis* bedingt. Sie ermöglichen eine höhere Dehnung der Achillessehne während der exzentrischen Muskelkontraktion. Dadurch kann mehr elastische Energie aufgenommen und in der konzentrischen Phase abgegeben werden. Eine gesteigerte tendo-neuromuskuläre Leistung im konditionierten Sprung ist die Folge. Die unveränderte neuronale Aktivierung deutet daraufhin, dass diese Anpassung durch intrinsische Mechanismen im Muskel verursacht wird.

Dehnen reduziert die reaktive Bewegungsleistung und die isometrische Kraft des gedehnten Muskels. In **Studie II** wurde untersucht, ob dieser Reduktion mithilfe von reaktiven Sprüngen entgegengewirkt werden kann. Bei 20 männlichen Studienteilnehmern wurde die reaktive Sprungleistung unter einer Kontrollbedingung und unmittelbar nach vier verschiedenen Konditionierungen erfasst. Diese beinhalteten ein statisches Dehnen des *M. triceps surae* über 20 s, zehn repetitive reaktive Sprünge, die Kombination von reaktiven Sprüngen mit anschließendem Dehnen, sowie die umgekehrte Reihenfolge. Es wurden elektrisch evozierte isometrische Muskelkontraktionen des *M. triceps surae* verwendet, um den Effekt der verschiedenen Konditionierungen auf die Muskelkraft zu bestimmen. Zehn repetitive Sprünge wirken einer durch Dehnen verursachten Reduktion der reaktiven Bewegungsleistung entgegen. Das gleiche Ergebnis zeichnete sich in den elektrisch evozierten Muskelkontraktionen ab und weist daraufhin, dass die reziproken Effekte von Dehnen und reaktiven Sprüngen auf muskulärer Ebene erfolgen.

In **Studie III** wurde der Einsatz von reaktiven Sprüngen im Spitzensport evaluiert. Als Probanden dienten Kaderathleten des deutschen Bob- und Schlittenverbandes. Die Bewegungsleistung wurde in einem reaktiven Sprungtest und in einem sportartspezifischen Sprinttest über eine Distanz von 30 m erfasst. Zehn reaktive Sprünge wurden unmittelbar vor den Tests, als Konditionierung durchgeführt. Im Vergleich zu den Kontrollsprüngen steigerten alle Athleten unmittelbar nach der Konditionierung ihre maximale Sprunghöhe. Die Sprintzeiten blieben nach der Konditionierung unverändert. Die Ergebnisse zeigen, dass auch Spitzenathleten von reaktiven Sprüngen profitieren. Der Transfer der Leistungspotenzierung auf sportartspezifische Bewegungen ist jedoch limitiert.

Fazit: Die wesentliche Erkenntnis dieser Arbeit ist, dass eine veränderte Mechanik der Muskelsehneneinheit des *M. triceps surae* die Ursache der Leistungspotenzierung nach zehn reaktiven

Springen ist. Die veränderte Mechanik äußert sich in einer höheren Muskelkraft bei vergleichbarer Aktivierung. Sie bewirkt eine Steigerung der tendo-neuromuskulären Leistung im Dehnungsverkürzungszyklus des Muskels.

Dehnen wird in einigen Sportarten als Wettkampfvorbereitung eingesetzt, um ein hohes Maß an Beweglichkeit zu realisieren. Konditionierungen bieten eine effektive Möglichkeit, um den leistungsmindernden Effekten von Dehnen auf muskulärer Ebene entgegenzuwirken.

Die leistungssteigernden Effekte treten auch bei hochtrainierten Athleten auf. Der Transfer auf sportartspezifische Bewegungen scheint bisher jedoch ein Problem darzustellen, wie das Beispiel der Sprints zeigt. Der Einsatz von reaktiven Sprüngen ist dennoch potenziell für den Spitzensport geeignet.

Abkürzungsverzeichnis

| | | | |
|------------------|--|-----------------|--|
| β_{Knee} | Kniewinkel | M_{max} | maximale Amplitude des elektrisch evozierten Muskelsummenaktionspotenzials |
| θ_{Ankle} | Sprunggelenkwinkel | MTU | Muskelsehneneinheit / Muskelsehnenkomplex (<i>engl. muscle tendon unit</i>) |
| a_z | vertikale Beschleunigung | MVC | maximale willkürliche Kontraktion (<i>engl. maximal voluntary contraction</i>) |
| ξ | Fiederungswinkel der Muskulatur | PAP | Postaktivierungspotenzierung (<i>engl. post-activation potentiation</i>) |
| Ca^{2+} | Calcium | $PEN_{GM/SOL}$ | Fiederungswinkel der Faszikel des M. gastrocnemius medialis / M. Soleus |
| $CON, CTRL$ | Kontrollbedingung ohne vorherige Konditionierung | PNF | periphere Nervenstimulation |
| CT_{sprint} | Kontaktzeit im Sprint | P_{max} | maximale konzentrische Leistung im Niederhochsprung relativiert zum Körpergewicht |
| $d_{dist/prox}$ | Bewegung der Ultraschallsonde entlang der Longitudinalachse des Unterschenkels | P_{peak} | maximale konzentrische Leistung im Niederhochsprung |
| DVZ | Dehnungsverkürzungszyklus | r_F | orthogonaler Abstandvektor zum Kraftangriffspunkt |
| EMG | Elektromyographie | RFD | Kraftentwicklung (<i>engl. rate of force development</i>) |
| $FASC_{GM/SOL}$ | Faszikellänge des M. gastrocnemius medialis / M. soleus | SD | Standardabweichung |
| F | Kraft | SF | Standardfehler |
| F_{tendon} | die am M. triceps surae wirkende Kraft | SL | Schrittlänge (<i>engl. step length</i>) |
| $F_{x,y,z}$ | Bodenreaktionskraft in x-, y-, z-Richtung | $S - H$ | Konditionierung: 20 s statisches Dehnen des M. triceps surae gefolgt von 10 maximalen repetitiven Sprüngen |
| g | Erdbeschleunigung (konstant angenommen: $9.81 m/s^2$) | SPM | <i>engl. statistical parametric mapping</i> |
| HOP | Konditionierung: 10 maximalen repetitiven Sprünge | $ST_{10,20,30}$ | Sprintzeit über 10, 20 und 30 m |
| $H - S$ | Konditionierung: 10 maximalen repetitiven Sprünge gefolgt von 20 s statischem Dehnen des M. triceps surae. | STR | Konditionierung: 20 s statisches Dehnen des M. triceps surae |
| JH | Sprunghöhe im Niederhochsprung (<i>engl. jump height</i>) | TPT | maximales Moment der elektrisch evozierten Muskelkontraktion (<i>engl. twitch peak torque</i>) |
| K_{Ankle} | Sprunggelenksteifigkeit | TT | Moment der elektrisch evozierten Muskelzuckung (<i>engl. twitch torque</i>) |
| L_{calc} | berechnete Länge der Achillessehne vom Ansatz bis zur Ultraschallsonde | TTP | Zeit vom Stimulus bis zum maximalen Moment der elektrisch evozierten Muskelkontraktion (<i>engl. time to peak</i>) |
| L_{GM} | berechnete Länge des Muskelsehnenkomplexes des M. gastrocnemius medialis | W_{MTU} | verrichtete Arbeit der Muskelsehneneinheit |
| L_{meas} | Länge der Achillessehne im Ultraschallbild | | |
| L_{SEG} | berechnete Segmentlänge des Unterschenkels | | |
| L_{SOL} | berechnete Länge des Muskelsehnenkomplexes des M. soleus | | |
| \dot{L} | Verkürzungsgeschwindigkeit | | |
| M_{Ankle} | Sprunggelenkmoment | | |
| $MLCK$ | Myosin Light Chain Kinase | | |

Thesis im Überblick

| Studien | Forschungsfrage | Methoden | Erkenntnis |
|----------------|--|--|--|
| I | Kommt es bei einer potenzierten Leistung im Drop Jump nach einer Konditionierung durch reaktive Sprünge zu einer veränderten Mechanik in der Muskelsehneneinheit des M. triceps surae? Bewirkt dies eine erhöhte Energieabsorption in serienelastischen Strukturen während der Exzentrik und steigert so die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ? | 32 Studienteilnehmer (7w/25m), 2 Experimente, 1 Messzeitpunkt: Drop Jumps jeweils mit und ohne vorbereitende reaktive Sprünge: ultraschall-basiertes Faszikel-Tracking des M. triceps surae, ultraschall-basiertes Sehnen-Tracking der Achillessehne, <i>EMG</i> , $F_{x,y,z}$, Bewegungsanalyse & inverse Dynamik. | Ja. Die potenzierte Leistung im Drop Jump kann auf eine veränderte Muskelmechanik im DVZ des M. triceps surae zurückgeführt werden. Eine gesteigerte Muskelkraft bei vergleichbarer Aktivierung ermöglicht eine erhöhte Energieabsorption in serienelastischen Strukturen der MTU und steigert die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ. |
| II | Wirkt der potenzierende Mechanismus aus Studie I einer durch Dehnen verursachten Reduktion in der Muskelkraft des M. triceps surae und in der Leistung des Drop Jumps entgegen? Ist die Reihenfolge des Dehnens und der Konditionierung ausschlaggebend für die Wirksamkeit dieser Intervention? | 20 männliche Studienteilnehmer, 1 Messzeitpunkt: PNF & Drop Jumps jeweils mit und ohne Konditionierung (20 s Dehnen des M. triceps surae, 10 reaktive Sprünge, Sprünge & Dehnen, Dehnen & Sprünge): <i>EMG</i> , <i>TPT</i> , $F_{x,y,z}$, Bewegungsanalyse und inverse Dynamik. | Ja. Reaktive Sprünge können genutzt werden um einer durch Dehnen verursachten Reduktion der Muskelkraft sowie der reaktiven Leistung im Drop Jump entgegenzuwirken. Ist das Dehnen der Konditionierung vorgeschaltet wird die Wirksamkeit dieser Gegenmaßnahme begünstigt. |
| III | Können repetitive reaktive Sprünge bei sprinttrainierten Spitzenathleten einen Leistungszuwachs im Drop Jump erzielen und kann dieser Leistungszuwachs auf die spezifische Sprintleistung der Athleten transferiert werden? | 5 (2w/3m) sprinttrainierte Spitzenathleten (A- und B-Kader), 2 Messzeitpunkte: Drop Jumps, 30 m Sprints jeweils mit und ohne vorbereitende reaktive Sprünge: F_z & Lichtschrankensystem. | Ja. Die Konditionierungsaktivität steigert die Sprunghöhe und Sprungleistung der Spitzenathleten im Drop Jump. Nein. Diese Leistungszunahme kann nicht auf die spezifische Sprintleistung der Athleten übertragen werden. |

Liste der Publikationen

Studie I

Titel: Conditioning hops increase triceps surae muscle force and Achilles tendon strain energy in the stretch-shortening cycle

Autoren: Jakob Kümmel, Neil J. Cronin, Andreas Kramer, Janne Avela und Markus Gruber

Fachzeitschrift: The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports

Status: angenommen zur Publikation (online publiziert: DOI: 10.1111/sms.12870)

Studie II

Titel: Postactivation potentiation can counteract declines in force and power that occur after stretching

Autoren: Jakob Kümmel, Andreas Kramer, Neil J. Cronin und Markus Gruber.

Fachzeitschrift: The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports

Status: angenommen zur Publikation (online publiziert: DOI: 10.1111/sms.12817)

Studie III

Titel: Effects of conditioning hops on drop jump and sprint performance: a randomized crossover pilot study in elite athletes

Autoren: Jakob Kümmel, Julian Bergmann, Olaf Prieske, Andreas Kramer, Urs Granacher und Markus Gruber

Fachzeitschrift: BioMed Central, Sports Science, Medicine and Rehabilitation (2016) 8:1

Status: publiziert (2016, 8:1, DOI: 10.1186/s13102-016-0027-z)

1 Einleitung und Hintergrund

Vor rund 20 Jahren lieferten Güllich & Schmidtbleicher den ersten Nachweis dafür, dass die motorische Leistung explosiver und schnellkräftiger Bewegungen unmittelbar nach der Durchführung maximaler Kontraktionen der beteiligten Muskulatur gesteigert werden kann (Güllich & Schmidtbleicher, 1996). In ihrer Studie zeigte sich nach drei maximalen isometrischen Kontraktionen des *M. quadriceps femoris* eine Steigerung der Sprunghöhe um 3% im darauffolgenden Countermovement Jump und um 5% im Drop Jump. Diese scheinbar geringfügige Steigerung der motorischen Leistung gewinnt an Bedeutung, wenn man berücksichtigt, dass in vielen athletischen Disziplinen auf internationalem Niveau ein Leistungsunterschied von weniger als 1% bereits über das Edelmetall der Medaille entscheidet (Lesinski et al., 2013).

Den Erkenntnissen von Güllich & Schmidtbleicher folgte daraufhin eine große Anzahl an Studien, welche den potenzierenden Effekt verschiedener vorbereitender Aktivitäten – sogenannter Konditionierungen – auf die motorische Leistung explosiver, sportlicher Bewegungen untersuchten (zur Übersicht siehe Sale, 2002; Hodgson et al., 2005; Tillin & Bishop, 2009; Lesinski et al., 2013; Maloney et al., 2014). Die gegenwärtige Studienlage lässt bereits den Schluss zu, dass die Konditionierungsaktivität maximale oder nahezu maximale Kontraktionen beinhalten muss, um einen akuten leistungspotenzierenden Effekt zu erzielen (Tillin & Bishop, 2009). Diese Art von Kontraktionen findet sich in Bewegungen des intensiven Krafttrainings mit Zusatzgewichten oder in plyometrischen Bewegungen, wie beispielsweise Sprüngen (Maloney et al., 2014). Der potenzierende Effekt ist nicht auf explosive Bewegungen der unteren Extremitäten beschränkt. Einige Studien zeigen, dass die motorische Leistung explosiver Bewegungen der oberen Extremitäten ebenfalls potenziert werden kann (Esformes et al., 2011; Terzis et al., 2012; West et al., 2013). Alle potenzierten Bewegungen weisen eine Gemeinsamkeit auf: das Erreichen einer maximalen Endgeschwindigkeit der Bewegung, um einen größtmöglichen Bewegungsimpuls zu erzielen. Leitet man die Leistung über das Produkt von Kraft und Geschwindigkeit her, so wird deutlich, dass eine akute Leistungssteigerung in explosiven Bewegungen durch ein gesteigertes Kraftniveau zu gegebener Bewegungsgeschwindigkeiten verursacht werden kann. Bleibt der zeitliche Verlauf der potenzierten Bewegung unverändert bzw. ist dieser durch die Bewegung selbst limitiert, kann die Leistungspotenzierung unmittelbar auf eine gesteigerte Kraft-Geschwindigkeitsrelation in der Bewegung zurückgeführt werden (Sale, 2002; Tillin & Bishop, 2009). Die Kraft für menschliche Bewegungen wird durch die Skelettmuskulatur generiert. Demzufolge ist zu erwarten, dass der potenzierende Effekt von Konditionierungsaktivitäten auf eine gesteigerte Muskelkraft bzw. durch eine gesteigerte Kraft-Geschwindigkeitsrelation der Muskulatur zurückzuführen ist. Dieser muskuläre Effekt wird in der Fachliteratur als Postaktivierungspotenzierung (*PAP*) bezeichnet. *PAP* bezieht sich dabei auf die akute und kurzfristige Steigerung der Muskelkraft, welche durch vorhergehende maximale Kontraktionen des Muskels (Konditionierungskontraktionen) ausgelöst werden kann. Die potenzierende Wirkung von Konditionierungskontraktionen kann hierbei in willkürlichen Muskelkontraktionen (Batista et al., 2007), vor allem jedoch in nicht-willkürlichen, elektrisch evozierten Muskelkontraktionen (Vandervoort et al., 1983; Gossen & Sale, 2000; Hamada et al., 2000b; Baudry & Duchateau, 2004; Bergmann et al., 2013) in Form einer gesteigerten Kraft bzw. eines gesteigerten Gelenkmoments beobachtet werden. *PAP* wird dabei sowohl von maximalen elektrisch evozierten tetanischen Kontraktionen (O’Leary et al., 1997) als auch von maximalen willkürlichen Kontraktionen verursacht (Vandervoort et al., 1983; Gossen & Sale, 2000; Hamada et al., 2000b). Folglich kann die kontraktile Vorgeschichte das Kraftpotenzial eines Muskels beeinflussen (Hodgson et al., 2005; Tillin & Bishop, 2009). Es ist jedoch unklar, inwiefern diese

Eigenschaft zu einer Leistungssteigerung in sportlichen Bewegungen beitragen kann und welchen Nutzen Athleten verschiedener sportlicher Disziplinen daraus ziehen können.

Im Folgenden werden physiologische Mechanismen des *PAP* Effekts sowie deren möglicher Beitrag zur potenzierten Bewegungsleistung erläutert.

1.1 Postaktivierungspotenzierung (*PAP*)

Der Terminus *PAP* findet in der Literatur sowohl bei potenzierten willkürlichen als auch bei potenzierten nicht-willkürlichen Muskelkontraktionen Anwendung (vgl. Sale, 2002; Tillin & Bishop, 2009; Maloney et al., 2014). In der vorliegenden Arbeit wird er ausschließlich für die Potenzierung der nicht-willkürlichen, elektrisch evozierten Muskelkraft verwendet, um eine Abgrenzung zu kohärenten physiologischen Effekten zu gewährleisten.

Nicht-willkürliche Muskelkontraktionen werden in-vivo mittels peripherer Nervenstimulation evoziert. Eine supramaximale elektrische Reizung des peripheren Nervs löst dabei ein Aktionspotenzial in allen Motoaxonen aus. Dies führt zu einer synchronen Aktivierung aller Muskelfasern eines Muskels und resultiert in einem nahezu synchronen Kraftverlauf der kontraktiven Elemente. Die Kraft erzeugt eine Verkürzung des Muskels, die als Muskelzuckung sichtbar wird und ein resultierendes Gelenkmoment, das gemessen werden kann (*engl. twitch torque, TT*).

Studien, welche den Effekt von Konditionierungskontraktionen auf die elektrisch evozierte Muskelkraft untersuchten, weisen konsistente Resultate auf. Es gilt als gesichert, dass die Potenzierung der maximalen *TT* (*engl. twitch peak torque, TPT*) unmittelbar nach der Konditionierungskontraktion am stärksten ausfällt und sich über 5 bis 10 min zum Ausgangswert exponentiell zurückbildet (Hamada et al., 2000b; Baudry & Duchateau, 2004, 2007; Bergmann et al., 2013). Eine maximale Potenzierung des *TPT* erfordert Konditionierungskontraktionen von mindestens 75% der maximalen willkürlichen Kraft (*engl. maximal voluntary contraction, MVC*) und einer Dauer um 10 s (Vandervoort et al., 1983; Sasaki et al., 2012). Dabei scheint die Arbeitsweise der Muskulatur während der Konditionierung (konzentrisch, isometrisch oder exzentrisch) nicht ausschlaggebend zu sein (Baudry & Duchateau, 2004). Neben isolierten Muskelkontraktionen können auch jene Aktivitäten eine Kraftpotenzierung im Muskel herbeiführen, welche maximale oder nahezu maximale Kontraktionen der Muskulatur enthalten. So verursachen beispielsweise maximale reaktive Sprünge eine Kraftpotenzierung im M. triceps surae (Bergmann et al., 2013) oder Kniebeugen mit Zusatzgewicht eine Kraftpotenzierung im M. quadriceps femoris (Mitchell & Sale, 2011).

PAP wird durch ein gesteigertes *TPT* nachgewiesen. Die Ursache von *PAP* ist höchstwahrscheinlich auf eine Zunahme der myoplasmatischen Calcium (Ca^{2+})-Sensitivität kontraktiver Proteine in der Muskelzelle nach einer Kontraktion zurückzuführen. Diese bewirkt eine gesteigerte Phosphorylierung der leichten regulatorischen Kette am Muskelmyosin II, welche in Form einer erhöhten Phosphatkonzentration im Muskel nachgewiesen werden kann (Moore & Stull, 1984). Dadurch werden die intrinsischen Kopplungseigenschaften zwischen dem Aktin- und Myosinfilament beeinflusst und die Kraftproduktion im Kreuzbrückenmechanismus gesteigert (Grange et al., 1993). Der Einfluss der Ca^{2+} -Sensitivität auf die Kraftpotenzierung steht dabei in inverser Relation zur Ca^{2+} -Konzentrationen im Cytosol (Hodgson et al., 2005). Niederfrequente bzw. von einzelnen Stimuli ausgelöste Muskelkontraktionen bewirken eine geringere Akkumulation von Ca^{2+} im Cytosol. Diese Kontraktionen weisen gegenüber hochfrequenten tetanischen Kontraktionen, welche eine hohen Ca^{2+} Konzentration in der Muskelzelle verursachen, einen stärkeren *PAP* Effekt auf (Vandenboom et al., 1993; Abbate et al., 2000). Die Phosphorylierung wird durch das Enzym *Myosin Light Chain Kinase* (*MLCK*) katalysiert (Sweeney et al., 1993). Moore & Stull (1984) zeigten am Muskelmodell von Ratten, dass schnell zuckende Typ II Muskelfasern im Vergleich zu langsamen Typ I Fasern eine um das 4-fach verstärkte Kinaseaktivität aufweisen. Daraus resultiert bei gleicher Konditionierung eine

erhöhte Phosphorylierung, welche einen stärkeren *PAP* Effekt in Typ II Fasern bewirkt (Hodgson et al., 2005). Hamada et al. (2000b) erbrachten für diesen Zusammenhang den ersten Nachweis am menschlichen Muskel. In ihrem Experiment zeichnete sich nach einer 10 s *MVC* des *M. quadriceps femoris* ein deutlich stärkerer *PAP* Effekt im *TPT* bei Probanden mit einem signifikant höheren Anteil an Typ II Muskelfasern ab im Vergleich zu den Probanden mit einem geringen Anteil dieser Muskelfasern. Ein weiteres Indiz für einen stärkeren *PAP* Effekt in Typ 2 Muskeln lieferten O'Leary et al. (1997). Sie zeigten, dass Muskeln, deren elektrisch evoziertes *TPT* schneller erreicht wird und somit einen höheren Anteil an Typ II Fasern umfasst einen stärkeren potenzierenden Effekt aufweisen.

Bezüglich dieses morphologischen Verhältnisses begründen Sasaki et al. (2012) den von ihnen beobachteten nicht-linearen Zusammenhang zwischen dem *PAP* Effekt und der Intensität vorheriger Konditionierungskontraktionen. In ihrem Experiment konnte eine exponentielle Zunahme des elektrisch evozierten *TPT* s der Plantarflexoren bei linear zunehmender Kontraktionsintensität beobachtet werden. Sasaki et al. (2012) erklären diesen Zusammenhang durch die hierarchische Rekrutierung der verschiedenen Muskelfaser Typen. Man geht davon aus, dass bei geringen Kontraktionsintensitäten überwiegend langsame Typ I Muskelfasern rekrutiert werden, wobei mit steigender Intensität auch vermehrt Typ II Fasern aktiviert werden (Beltman et al., 2004). Dies verursacht eine überproportionale Potenzierung der *TPT* s bei zunehmenden Konditionierungskontraktionen.

Die Abhängigkeit des *PAP* Effekts vom Phänotyp der Muskulatur ist von Bedeutung, da Konditionierungskontraktionen neben *PAP* auch periphere Ermüdung in der Muskulatur verursachen (Grange & Houston, 1991; Rassier & Macintosh, 2000). Die Ermüdung wird durch mehrere Faktoren des metabolischen Stoffwechselprozesses im Muskel ausgelöst. Letztlich verringert sie jedoch entweder den Ca^{2+} Einstrom in das Cytosol der Muskelzelle oder reduziert die Ca^{2+} -Sensitivität der kontraktilen Elemente (Rassier & Macintosh, 2000). Intrazelluläre Mechanismen können somit auch einem *PAP* Effekt entgegenwirken. Dies kann beispielsweise bei mehreren bzw. länger anhaltenden Konditionierungskontraktionen beobachtet werden (Grange et al., 1993; Hamada et al., 2003). Trotz eines generell geringeren Ausmaßes an *PAP* haben Muskeln mit einem größeren Anteil an langsamen, aber ermüdungsresistenten Muskelfasern, einen länger anhaltenden *PAP* Effekt bzw. eine stärkere Potenzierung der Muskelkraft im späteren zeitlichen Verlauf (Hamada et al., 2003).

Die potenzierte Muskelkraft der elektrisch evozierten Kontraktion weist neben eines gesteigerten *TPT* auch eine erhöhte Kraftentwicklung (*engl. rate of force development, RFD*) auf. Dies kann über ein verkürztes Zeitintervall bis zum Erreichen der maximalen Kraft nachgewiesen werden (O'Leary et al., 1997; Hamada et al., 2000b). Es ist hierbei naheliegend, dass der schnellere Kraftanstieg im potenzierten Muskel von einer stärkeren Beteiligung schneller Typ II Fasern verursacht wird. Der Kontraktionszyklus einzelner Muskelfasern bleibt hierbei jedoch unverändert (Sasaki et al., 2012). Diese Besonderheit hat einen spezifischen Einfluss auf den charakteristischen Zusammenhang zwischen der Muskelkraft und der Kontraktionsgeschwindigkeit, welche sich in der Kraft-Geschwindigkeitsrelation abzeichnet (Lin, 2009). Grange et al. (1995) lieferten den ersten Nachweis am Muskelmodell der Maus für eine erhöhte Kraft-Geschwindigkeitsrelation im potenzierten Muskel. Die Zunahme der Kontraktionsgeschwindigkeit bei gleichzeitig potenziertem Kraft resultierte in einem 22 %-igen Anstieg der maximalen Leistung elektrisch evozierter Muskelkontraktionen. Ein ähnlicher Effekt wurde am menschlichen Muskel von Baudry & Duchateau (2007) beobachtet. Sie konnten eine erhöhte Last-Geschwindigkeitsrelation am *M. adductor pollicis* nach einer 6 s *MVC* nachweisen. Dies zeigte sich sowohl in einzelnen und hochfrequenten tetanischen elektrisch evozierten Muskelkontraktionen als auch in maximal willkürlichen Kontraktionen. Dieser Anstieg führte letztlich zu einer 13 %-igen Zunahme der maximalen Leistung des Muskels. Die maximale Kraft des konditionierten Muskels kann jedoch – bedingt durch die Ca^{2+} -Sensitivität – nur in niederfrequenten

oder einzelnen evozierten Muskelkontraktionen potenziert werden (Abbate et al., 2000). Bei kurzen hochfrequenten tetanischen Kontraktionen kann die Leistung des konditionierten Muskels hingegen durch eine erhöhte Kraftentwicklung gesteigert werden (vgl. Abbildung 1). *PAP* könnte somit in Muskeln, welche durch kurze maximale Krafteinsätze charakterisiert sind und hochfrequent aktiviert werden, anhand eines steileren Kraftanstiegs zu einer Leistungssteigerung in einer Bewegung beitragen (Sale, 2002). Diese Muskelkontraktionen kennzeichnen im Sport ballistischen Bewegungen, darunter beispielsweise Sprung- oder Wurfdisziplinen.

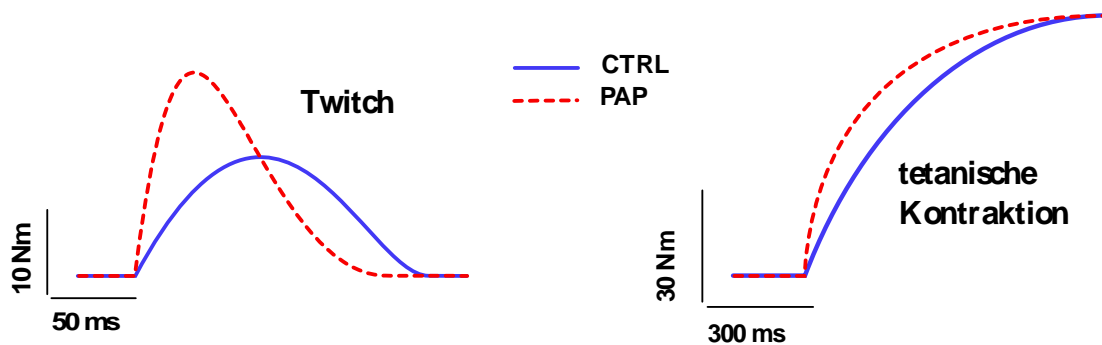


Abbildung 1: Der Effekt von *PAP* bei einfacher synchroner Rekrutierung aller motorischer Einheiten (*Twitch*, links) und bei hochfrequenter tetanischer Kontraktion (rechts). Beide Kontraktionen weisen gegenüber der Kontrolle (*CTRL*, blau) einen durch *PAP* bedingten Anstieg der Kraftentwicklung auf (*PAP*, rot). Jedoch nur im *Twitch* kann ein potenziertes Moment beobachtet werden (Abbildung modifiziert nach Sale (2002)).

1.2 Konditionierung willkürlicher Kontraktionen

Im Gegensatz zu elektrisch evozierten Kontraktionen sind potenziierende Effekte in konditionierten willkürlichen Kontraktionen von geringerem Ausmaß und weisen inkonsistente Ergebnisse auf. Batista et al. (2007) zeigten beispielweise, dass 10 maximale isokinetische Kontraktionen des *M. quadriceps femoris* nach 4, 6, 8, 10 und 12 min zu einer Kraftpotenzierung in isokinetischen willkürlichen Kontraktionen führen. Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Gossen & Sale (2000). In ihren Untersuchungen zeichnete sich 30 und 50 s nach einer 10 sekündigen isometrischen *MVC* des gleichen Muskels keine potenziierende Wirkung ab. Jedoch stellten die Autoren eine signifikante Zunahme im elektrisch evozierten *TPT* des Muskels fest. Die Autoren vermuteten, dass die Konditionierung neben *PAP* auch andere physiologische Mechanismen auslöst, welche der Potenzierung von willkürlichen Kontraktionen entgegenwirken. Maximale willkürliche Kontraktionen, wie sie für die Konditionierung durchgeführt werden, können zentrale Ermüdung induzieren (Taylor & Gandevia, 2008). Dieser Prozess ist durch eine progressive Reduktion der willkürlichen Aktivierung des Muskels während einer Kontraktion gekennzeichnet, welcher auf einen verminderten neuronalen Output des Motoneuronen-Pools zurückzuführen ist (Gandevia, 2001) und mit einer verminderten Frequenzierung der motorischen Einheiten einhergeht (Bigland-Ritchie et al., 1983; Bigland-Ritchie et al., 1992). Drei Ursachen können die zentrale Ermüdung am Motoneuron bedingen: (i) ein verminderter exzitatorischer Output zentraler Axone, (ii) eine verstärkte Hemmung der Motoneurone durch erhöhten inhibitorischen Input und (iii) veränderte Eigenschaften am Motoneuron selbst (Taylor & Gandevia, 2008). Demnach haben maximale willkürliche Konditionierungskontraktionen auf verschiedene Strukturen eine gegensätzliche Wirkung. Im Muskel bewirken sie eine Potenzierung. Im zentralen Nervensystem können sie hingegen eine neuronale Ermüdung verursachen, welche den muskelintrinsic Effekten entgegenwirkt und diese überlagern

kann. Diese Wechselwirkung erschwert die Gestaltung von Konditionierungsprotokollen willkürlicher Kontraktionen.

Neben muskelintrinsic Mechanismen werden zudem neuromuskuläre Mechanismen hinter den potenzierenden Effekten von willkürlichen Kontraktionen vermutet (vgl. Hodgson et al., 2005; Tillin & Bishop, 2009). Diese werden durch Modulationen des H-Reflexes in Folge willkürlicher Kontraktionen begründet. Der monosynaptische H-Reflex spiegelt die Erregbarkeit des Alphamotoneurons durch die Ia Afferenz wieder und kann sowohl durch die prä-synaptische Hemmung (z.B. durch Ib Afferenzen) als auch durch die Erregbarkeit des Motoneuronen-Pools selbst moduliert werden (Zehr, 2002). Muskelkontraktionen können hierbei zwei verschiedene Veränderungen des H-Reflexes auslösen. Nach willkürlichen Kontraktionen kommt es zu einer unmittelbaren Reduktion der Reflexamplitude im *EMG* (Postaktivierungsdepression), welche zwischen wenigen Sekunden bis zu einigen Minuten anhalten kann (Hodgson et al., 2005; Pierrot-Deseilligny & Burke, 2005). In einigen Studien konnte hingegen nach einer Postaktivierungsdepression eine bis zu 10 min anhaltende Potenzierung des H-Reflexes im *EMG* des konditionierten Muskels beobachtet werden (Güllich & Schmidtbleicher, 1996; Trimble & Harp, 1998). Es wird vermutet, dass die potenzierte Reflexschleife eine verstärkte Aktivierung des homonymen Muskels über die Ia Afferenz ermöglicht und so zur potenzierten Kraft der Willkürkontraktion beitragen kann. Neben neuronaler Ermüdung und potenzierten Reflexschleifen werden weitere Prozesse im zentralen Nervensystem diskutiert, welche durch eine Konditionierung ausgelöst werden könnten (z.B. eine gesteigerte synaptische Effizienz am α -Motoneuron) und die Muskelaktivierung beeinflussen (Tillin & Bishop, 2009).

Strukturelle Änderungen der Muskelarchitektur können ebenfalls einen Beitrag zur Kraftpotenzierung nach Konditionierungskontraktionen leisten. Der Fiederungswinkel definiert die Ausrichtung der Muskelfaszikel in Bezug zur angrenzenden Aponeurose. Er verändert die Kraft, welche auf das Bindegewebe übertragen wird, um den Faktor $\cos(\xi)$ (ξ =Fiederungswinkel) und beeinflusst so die Nettokraft des Muskels (Fukunaga et al., 1997; Folland & Williams, 2007). Ein kleinerer Fiederungswinkel hat eine gesteigerte Kraftübertragung auf das Bindegewebe im Muskel zur Folge (vgl. Abbildung 2).

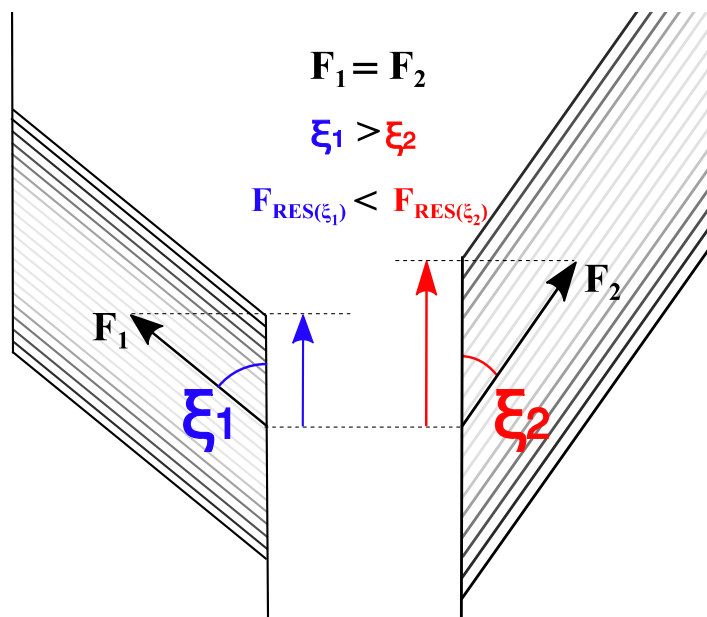


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Einflusses eines veränderten Fiederungswinkels ($\xi_2 < \xi_1$) auf die resultierende Kraft (F_{RES}) des Muskels bei identischer Kraft der Faszel ($F_1 = F_2$).

Mahlfeld et al. (2004) zeigten hierzu, dass sich nach einer 3-sekündigen maximalen isometrischen Kontraktion des M. vastus lateralis ein verringerter Fiederungswinkel im Muskel abzeichnet. Die Autoren vermuten, dass diese Veränderung den Wirkungsgrad der Muskelkraft auf die Sehnen verbessert und die resultierende Kraft des Muskels potenziert. Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Reardon et al. (2014), welche nach Kniebeugen mit Zusatzgewicht keine signifikante Änderung in der Muskelarchitektur des M. vastus lateralis und M. rectus femoris nachweisen konnten. Der Einfluss einer veränderten Muskelarchitektur als Ursache einer potenzierten Muskelkraft nach Konditionierungskontraktionen ist weiterhin unklar. Die multifaktorielle Abhängigkeit des potenziierenden Effekts von morphologischen, strukturellen und intramuskulären Eigenschaften des Muskels, aber auch von kohärenten neuronalen und neuromuskulären Mechanismen verdeutlichen den komplexen Zusammenhang zwischen Konditionierung und Leistungspotenzierung willkürlicher Kontraktionen.

1.3 Akute Leistungspotenzierung sportlicher Bewegung

In den letzten Jahren gewann das Thema der potenzierten Bewegungsleistung durch Konditionierung zunehmend an Interesse (Überlicksartikel s.a. Lesinski et al., 2013; Maloney et al., 2014). Basierend auf der Tatsache, dass Konditionierungskontraktionen einen steileren Kraftanstieg (*RFD*) in Muskelkontraktionen bewirken und der daraus resultierenden Annahme, dass der potenziierende Effekt vor allem in Bewegungen mit maximaler Leistung zu beobachten ist (Sale, 2004), wurde in den überwiegenden Studien der potenziierende Effekt in ballistischer und reaktiver Bewegungen untersucht. Insbesondere Sprungtests eignen sich hierbei zur Überprüfung der maximalen Leistung der unteren Extremitäten (Bosco et al., 1983). Verschiedene Konditionierungsprotokolle führen zu einer Steigerung der Sprunghöhe bzw. der Sprungleistung. Kniebeugen mit Zusatzgewicht (Young et al., 1998; De Villarreal et al., 2007; Kilduff et al., 2008; Weber et al., 2008; Crewther et al., 2011; Mitchell & Sale, 2011), plyometrische Sprünge mit und ohne Zusatzgewicht (De Villarreal et al., 2007; Lima et al., 2011; Bergmann et al., 2013; Tobin & Delahunt, 2014), aber auch maximale isometrische Kontraktionen der Kniestrecker (Güllich & Schmidtbleicher, 1996; French et al., 2003) haben sich als effektive Konditionierung zur Steigerung der Sprungleistung erwiesen.

Am Beispiel der konditionierten Sprintleistung zeigt sich jedoch, dass disziplinspezifische Bewegungsabläufe einen geringeren Nutzen durch eine Konditionierung aufweisen. Es gibt Hinweise eines geringen potenziierenden Effekts von Übungen aus dem intensiven Krafttraining auf die Sprintzeit (Matthews et al., 2004; McBride et al., 2005; Rahimi, 2007). Diese konnten jedoch in anderen Studien nicht bestätigt werden (Guggenheimer et al., 2009; Till & Cooke, 2009; Crewther et al., 2011). Widersprüchliche Ergebnisse werden meist auf die Kohärenz von *PAP* und zentraler Ermüdung zurückgeführt (vergleiche hierzu bspw. Wilson et al., 2013).

Mitchell & Sale (2011) untersuchten den Effekt von Kniebeugen mit Zusatzgewicht auf die Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. Ihre Ergebnisse zeigten einen *PAP* Effekt im elektrisch evozierten *TPT* des M. quadriceps femoris sowie eine potenzierte Sprunghöhe im darauffolgenden Countermovement Jump. Trotz ausbleibender Korrelation lieferten diese Ergebnisse den ersten Nachweis eines kausalen Zusammenhangs zwischen *PAP* und einer potenzierten Bewegungsleistung. Bergmann et al. (2013) konnten durch ihre Ergebnisse diese Annahme untermauern. Sie verwendeten zehn maximale repetitive reaktive Sprünge (Hops) zur Konditionierung eines darauffolgenden Niederhochsprungs. Neben einer gesteigerten Sprunghöhe und einem *PAP* Effekt im M. triceps surae stellten die Autoren eine signifikante Korrelation zwischen beiden Variablen fest. Dies führte zu dem Schluss, dass *PAP* im M. triceps surae eine gesteigerte Sprunghöhe im Drop Jump mitverantwortet. Der Beitrag von *PAP* zu anderen potenzierten Bewegungsleistungen ist jedoch unklar. Crewther et al. (2011) vermuteten, dass der von ihnen beobachtete potenziierende Effekt in der Sprungleistung nur auf

spezifische Bewegungen mit ähnlichem Bewegungsmuster übertragen werden kann. Sie leiteten diese Vermutung aus dem ausbleibenden potenzierenden Effekts im Sprint ab.

Maloney et al. (2014) stellten die Theorie auf, dass vor allem reaktive Bewegungen, deren Bewegungsmuster und somit auch die Arbeitsweise der beteiligten Muskulatur durch den *DVZ* gekennzeichnet sind, von einem *PAP* Effekt profitieren könnten. Diese Theorie könnte eine Erklärung dafür liefern, weshalb Konditionierungsaktivitäten eine konsistente und verhältnismäßig hohe Potenzierung der Sprungleistung verursachen, andere Bewegungen hingegen nur geringe Leistungssteigerungen aufweisen (vergleiche hierzu French et al., 2003; Crewther et al., 2011; Kilduff et al., 2011). Sprünge, insbesondere der Drop Jump, sind Bewegungsabläufe deren Effizienz durch den *DVZ* der Muskulatur der unteren Extremitäten bestimmt wird. Der *DVZ* kennzeichnet einen voraktivierten Muskel, welcher zuerst exzentrisch und unmittelbar darauffolgenden konzentrischen kontrahiert (Norman & Komi, 1979; Ishikawa & Komi, 2008) und ermöglicht so ein größeres Kraft-Geschwindigkeitsverhältnis im Vergleich zu isolierten Willkürkontraktionen (Finni, 2001; Komi, 2008). Dies wird durch die Verwendung von Energie aus parallel- und serienelastischen Elementen der Muskelsehneneinheit in der konzentrischen Phase des *DVZ* ermöglicht (Fukashiro et al., 2005). Hierbei spielt das Konzept der Muskelsteifigkeit eine entscheidende Rolle. Die Muskelsteifigkeit definiert sich über die Längenänderung des Muskels (bzw. seiner kontraktile Elemente) in Relation zur Änderung der auf ihn wirkenden Kraft (van Ingen Schenau, 1984). Man geht davon aus, dass eine möglichst hohe Muskelsteifigkeit in Richtung einer quasi-isometrischen Kontraktion während der Exzentrik im *DVZ* die Verwendung von elastischer Energie begünstigt (Hof et al., 1983; Finni, 2001; Fukashiro et al., 2005). Der Theorie von Maloney et al. (2014) zufolge, könnte die Konditionierung in reaktiven Bewegungen eine Steigerung der Muskelsteifigkeit im *DVZ* bewirken und den Beitrag von Energie aus passiven parallel- und serienelastischen Elementen der Muskelsehneneinheit im *DVZ* begünstigen. Ihre Theorie basiert auf den Beobachtungen von Moir et al. (2011) und Comyns et al. (2007). In deren Studien zeichnete sich in konditionierten Sprüngen eine erhöhte Steifigkeit der unteren Extremitäten ab. Die Steifigkeit der unteren Extremitäten beruht dabei auf einem simplen Feder-Massen-Model des menschlichen Körpers (Blickhan, 1989) und berechnet sich über das Verhältnis der maximalen Bodenreaktionskraft zur Längenänderung der unteren Extremitäten (Butler et al., 2003). Sie ist abhängig von der Steifigkeiten der einzelnen Gelenke der unteren Extremitäten (Farley & Morgenroth, 1999; Kuitunen et al., 2011), welche in reaktiven Sprüngen durch neuromuskuläre Mechanismen sowie mechanische Eigenschaften des Muskelsehnenkomplex moduliert werden (Gollhofer & Kyröläinen, 1991; Horita et al., 1996; Kuitunen, 2010; Kuitunen et al., 2011). Arampatzis et al. (2001) betont die Relevanz der Steifigkeit für die mechanische Leistung bei reaktiven Sprüngen. Sie zeigten, dass durch die Veränderung der Bodenkontaktzeit die Steifigkeit optimiert und dadurch die tendo-neuromuskuläre Leistung im Sprung maximiert werden kann. Überdies gibt es einige Hinweise dafür, dass eine verminderte Muskel- und Gelenksteifigkeit in reaktiven Bewegungen zu einer Reduktion der reaktiven Bewegungsleistung führt. So kann beispielsweise das Dehnen der Muskelsehneneinheit die Steifigkeit im Muskel und folglich auch im Gelenk während eines reaktiven Sprungs verringern und gleichzeitig die Leistung im Sprung reduzieren (Cornwell et al., 2002). Neben dem Dehnen der Muskelsehneneinheit kann die Steifigkeit im Gelenk auch durch die periphere Ermüdung in der gelenkumschließenden Muskulatur reduziert werden (Horita et al., 1996; Kuitunen et al., 2002).

In den Untersuchungen von Moir et al. (2011) und Comyns et al. (2007) konnte eine gesteigerte Steifigkeit in den Gelenken der unteren Extremitäten nach einer Konditionierung festgestellt werden. Ein Leistungszuwachs zeichnete sich in diesen Experimenten nicht ab. Der Mechanismus, welcher nach einer Konditionierung die Leistung von reaktiven Bewegungen steigert ist nach wie vor unklar. Es ist jedoch möglich, dass nach einer Konditionierung eine gesteigerte Muskelkraft und die daraus

resultierende erhöhte Steifigkeit zu einer Steigerung der tendo-neuromuskulären Leistung im DVZ führt und dies eine Potenzierung der Bewegungsleistung bewirkt.

1.4 Konditionierung im Leistungssport

Für Athleten im Spitzensport ist die Konditionierung sportlicher Bewegung von besonderer Bedeutung. Sie können den potenzierenden Effekt zur kurzfristigen Leistungssteigerungen im Wettkampf nutzen (Lesinski et al., 2013) oder diesen Effekt in ihr Training einbinden, um Verbesserungen in Kraft- und Schnellkeitsleistungen effektiver gegenüber alternativen Trainingsmethoden hervorzurufen (Lesinski et al., 2014). Aus den Ergebnissen der Meta-Analyse von Wilson et al. (2013) geht hervor, dass akute Leistungssteigerungen durch Konditionierung bei Athleten einen stärkeren Effekt erzielen im Vergleich zu untrainierten oder Freizeitsportlern. Ähnliche Ergebnisse zeigt die Meta-Analyse von Lesinski et al. (2013) zur Leistungspotenzierung bei Sportlern. Die Autoren empfehlen den Einsatz von Konditionierungsprotokollen im Leistungs- und Spitzensport schnellkräftiger Disziplinen. Sie weisen jedoch darauf hin, dass der potenzierenden Effekt von individuellen personenspezifischen Voraussetzungen abhängt.

Über die Ursachen der verstärkten Leistungspotenzierung bei Athleten ist wenig bekannt. Wilson et al. (2013) diskutieren ein verändertes Verhältnis von ermüdenden gegenüber potenzierenden Prozessen zugunsten einer Leistungspotenzierung sowie eine verstärkt ausfallende Phosphorylierung durch die *MLCK* Aktivität in der Muskulatur der Athleten als mögliche Gründe. Die Nachweise für einen verstärkten *PAP* Effekt bei Athleten lieferten Pääsuke et al. (2007). Unter Verwendung von elektrisch evozierten *TPTs* stellten sie nach einer 10-sekündigen isometrischen *MVC* einen signifikant höhere *PAP* im M. quadriceps femoris bei schnellkräftig-trainierten Athleten (aus Sprint- & Sprungdisziplinen) gegenüber Ausdauerathleten (Läufern) und untrainierten fest. Den gleichen Effekt konnten sie auch am M. triceps surae beobachten (Pääsuke et al., 1998; Pääsuke et al., 2002). Ein größeren Anteil an Typ II Muskelfasern (Hamada et al., 2000b; Hamada et al., 2003) könnte bei schnellkräftig trainierten Athleten die verstärkte Leistungspotenzierung verantworten (Tillin & Bishop, 2009). Eine Studie an Läufern und Triathleten lieferte zudem einen Hinweis für die Spezifität von *PAP* (Hamada et al., 2000a). So scheint es, dass der *PAP* Effekt in der trainierten Muskulatur der Athleten stärker ausfällt als in Muskelgruppen, welche in den Sportdisziplinen weniger beansprucht werden. Interessanterweise war der *PAP* Effekt in der Muskulatur von Ausdauerathleten verglichen mit einer aktiven Kontrollgruppe ausgeprägter. Bei Ausdauerathleten wird jedoch eine größeren Anteil an langsamen Typ I Fasern in der Muskulatur beobachtet (Gollnick et al., 1972; Tesch & Karlsson, 1985). Eine Tatsache, welche einen geringeren Effekt auf die *PAP* in der Muskulatur erwarten lassen würde und den Ergebnissen von Hamada et al. (2000a) widerspricht. Der ausgeprägte *PAP* Effekt bei Ausdauerathleten lässt sich vermutlich durch einen schwächeren Einfluss kohärenter Ermüdungsprozesse und eine erhöhte Kontraktionsgeschwindigkeit langsamer Typ I Muskelfasern erklären (vgl. Schluter & Fitts, 1994).

Die akute Leistungspotenzierung bei Athleten beträgt zwischen 1-6 % (Lesinski et al., 2013). Auch hier findet sich ein größerer Effekt in Sprungtests (bis zu 6 %) gegenüber anderen Bewegungen, wie z.B. Sprints (bis zu 3 %). In einer Studie von Bergmann et al. (2013) konnte die Autoren eine kurzfristige Steigerung der Sprunghöhe im Mittel sogar um 12 % beobachten. Eine potenzierte Sprungleistung in dieser Größe wurde bisher in keiner anderen Studie beobachtet. Die Autoren verwendeten zehn maximale reaktive Sprünge als Konditionierungsaktivität unmittelbar vor der Durchführung eines Niederhochsprungs. Sie stellen dabei die Vermutung an, dass die Gleichartigkeit der Konditionierungsaktivität und der darauffolgenden Bewegung diesen markanten Leistungszuwachs verursacht. Interessanterweise wurde diese Studie mit Freizeitsportlern durchgeführt. Es stellt sich die Frage, ob diese Konditionierung bei Spitzenathleten aus

schnellkräftigen Disziplinen einen ähnlich großen Effekt verursacht und inwiefern diese Leistungszunahme auf andere, disziplinspezifische Bewegung von Athleten übertragen werden kann.

Neben der kurzfristigen Leistungssteigerung schnellkräftiger sportlicher Bewegungen diskutieren Hamada et al. (2000a) den Einsatz von *PAP* bei Ausdauerbelastungen, um die Leistung durch ein Hinauszögern von Ermüdungsprozessen während einer Belastung zu erhalten. Diese Anwendung scheint in Anbetracht des kurzweiligen Auftretens von *PAP* in der Muskulatur eher von geringem Nutzen. Es besteht jedoch die Möglichkeit, den potenzierenden Effekt als unmittelbare Maßnahme zum Leistungserhalt, vor allem bei schnellkräftigen sportlichen Bewegungen zu verwenden. Einige Athleten binden das Dehnen diverser Muskelgruppen in ihre unmittelbare Trainings- und Wettkampfvorbereitung mit ein. Es gilt als gesichert, dass das Dehnen der Muskulatur die Beweglichkeit im Gelenk durch eine Steigerung der Elastizität der *MTU* erhöht und es erhärten sich die Hinweise für dessen präventive Wirkung gegenüber Muskelverletzungen (McHugh & Cosgrave, 2010; Behm et al., 2015). Jedoch bewirkt das Dehnen der Muskulatur auch unmittelbar eine Verringerung der maximalen Muskelkraft sowie der maximalen tendo-neuromuskulären Leistung (Simic et al., 2013; Behm et al., 2015). Unmittelbar nach dem Dehnen kann eine reduzierte Leistung in explosiven und reaktiven Bewegungen, wie beispielsweise bei Sprints (Nelson et al., 2005) oder bei Sprüngen (Cornwell et al., 2001; Young et al., 2006; Behm & Kibele, 2007) beobachtet werden. Sowohl neuromuskuläre Mechanismen, darunter die reduzierte Erregbarkeit der α -Motoneuronen (Avela et al., 1999; Guissard et al., 2001), als auch veränderte mechanische Eigenschaften der *MTU*, darunter die akute Abnahme muskulotendinöser Steifigkeit (Magnusson et al., 1995; Kubo et al., 2001; Morse et al., 2008) verursachen diesen leistungsmindernden Effekt. Dehnen führt zu veränderten viskoelastischen Eigenschaften von parallel- und serienelastischen Komponenten in der *MTU*, was sich in darauffolgenden isolierten willkürlichen und elektrisch evozierten Kontraktionen in einem verlängerten elektromechanisches Delay (*EMD*) und einer reduzierten *RFD* äußert (Evetovich et al., 2003; Cè et al., 2008; Costa et al., 2010). Die verminderte Kraftproduktion der *MTU* reduziert die Steifigkeit der Muskulatur im *DVZ* und verringert so den Beitrag von elastischer Energie zur gesamten Bewegungsleistung (Cornwell et al., 2002). Aus diesem Grund wird in aktuellen Überblicksarbeiten davon abgeraten, das Dehnen als unmittelbare Vorbereitung von explosiven und reaktiven Bewegungen zu verwenden (Simic et al., 2013). Stattdessen wird empfohlen das Dehnen mit andern Aktivitäten zu kombinieren, um dessen verletzungspräventiven Effekt sowie dessen Einfluss auf die Beweglichkeit ohne bzw. bei minimierter Konsequenzen auf darauffolgende sportliche Leistungen nutzen zu können (McHugh & Cosgrave, 2010; Simic et al., 2013; Behm et al., 2015). Die Autoren der genannten Arbeiten weisen jedoch daraufhin, dass es für die Wirksamkeit kombinierter Ansätze von Dehnen mit anderen Aktivitäten bisher noch keinen wissenschaftlichen Nachweis gibt. Konditionierungen könnte in der gedehnten Muskulatur den durch Dehnen verursachten Effekten auf muskulärer Ebene entgegenwirken und dadurch zu einem Leistungserhalt in explosiven und reaktiven Bewegungen beitragen.

1.5 Hypothesen

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist es einen Mechanismus zur potenzierten reaktiven Bewegungsleistung – verursacht durch repetitive reaktive Sprünge – zu untersuchen und dessen Anwendungsmöglichkeiten in sportlichen Disziplinen zu evaluieren. Es werden folgende Forschungsfragen gestellt:

Kommt es bei einer potenzierten Leistung im Drop Jump nach reaktiven Sprüngen zu einer veränderten Muskelmechanik im *DVZ* der Muskelsehneneinheit des *M. triceps surae*? Bewirkt dies eine erhöhte Energieabsorption in serienelastischen Strukturen während der Exzentrik und steigert so die tendo-neuromuskuläre Leistung während der konzentrischen Bewegungsphase des *DVZ* im Drop Jump?

Wirkt der potenzierende Mechanismus von zehn repetitiven reaktiven Sprüngen einer durch Dehnen verursachten Reduktion der Muskelkraft des *M. triceps surae* und der Leistung im Drop Jump entgegen? Ist die Reihenfolge des Dehnens und der Konditionierung ausschlaggebend für die Wirksamkeit dieser Intervention?

Bewirken zehn repetitive reaktive Sprünge bei sprinttrainierten Spitzenathleten einen Leistungszuwachs im darauffolgenden Drop Jump und kann dieser Leistungszuwachs auf die spezifische Sprintleistung der Athleten transferiert werden?

Eine Übersicht zu den Fragestellungen und den zugehörigen Hypothesen ist in Tabelle 1 dargestellt.

Einleitung und Hintergrund

Tabelle 1: Übersicht der zentralen Fragestellungen, deren zugehörigen Hypothesen und die verwendeten Messvariablen zur Verifizierung bzw. Falsifizierung der Hypothesen.

| Studie | Fragestellung | Hypothese | Messvariablen |
|------------|--|---|---|
| I | F1 Kommt es bei einer potenzierten Leistung im Drop Jump nach einer Konditionierung durch reaktiven Sprünge zu einer veränderten Mechanik der Muskelsehneneinheit des M. triceps surae, welche durch eine höhere Muskelkraft und eine höhere Energieabsorption in passiven Strukturen der <i>MTU</i> im <i>DVZ</i> gekennzeichnet ist? | H1 Zehn repetitive reaktive Sprünge führen im darauffolgenden Drop Jump zu einer gesteigerten Kraft des M. triceps surae im <i>DVZ</i> und bewirken so eine erhöhte Energieabsorption in serienelastischen Strukturen der <i>MTU</i> . | Fasziellänge des M. gastrocnemius medialis & M. soleus, Muskelsehnenübergang (Achillessehne zu M. gastrocnemius medialis), Bodenreaktionskraft, konzentrische Leistung, Sprunghöhe, Kontaktzeit, Kinematik der unteren Extremitäten, inverse Berechnung der Kraft an der <i>MTU</i> , der Leistung der <i>MTU</i> , der geleisteten Arbeit der <i>MTU</i> und der Energie aus der Achillessehne, <i>EMG</i> des M. soleus & M. gastrocnemius. |
| | F2 Bewirkt die veränderte Muskelmechanik eine gesteigerte tendoneuromuskuläre Leistung der <i>MTU</i> im <i>DVZ</i> und führt zu einer gesteigerten Bewegungsleistung im Drop Jump? | H2 Die veränderte Muskelmechanik des M. triceps surae im <i>DVZ</i> steigert den Beitrag an mechanischer Energie aus serienelastischen Strukturen der <i>MTU</i> und trägt so zu einer Leistungssteigerung im Sprung bei. | |
| II | F3 Können reaktive Sprünge als Konditionierung einer durch Dehnen der <i>MTU</i> des M. triceps surae verursachten Reduktion (a) der Muskelkraft (b) der reaktiven Bewegungsleistung im Drop Jump entgegenwirken. | H3 Zehn repetitive reaktive Sprünge wirken einer durch Dehnen der <i>MTU</i> des M. triceps surae verursachten Reduktion der Muskelkraft in elektrisch evozierten Kontraktionen entgegen und bewirken einen Leistungserhalt im Drop Jump. | <i>TPT</i> M. triceps surae, Bodenreaktionskraft, konzentrische Leistung, Sprunghöhe, Kontaktzeit, Flugzeit, Kinematik der unteren Extremitäten, Sprunggelenkssteifigkeit, <i>EMG</i> des M. soleus, M. gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. vastus lateralis, M. rectus femoris, M. biceps femoris. |
| | F4 Ist die Reihenfolge des Dehnens und der Konditionierung durch reaktive Sprünge ausschlaggebend für die Wirksamkeit dieser Intervention? | H4 Werden die Konditionierungssprünge nach dem Dehnen durchgeführt, fällt der kompensierende Effekt der Sprünge auf das Dehnen stärker aus als bei umgekehrter Reihenfolge. | |
| III | F5 Führen repetitive reaktive Sprünge bei sprinttrainierten Spitzenathleten zu einer Steigerung der reaktiven Bewegungsleistung? | H5 Zehn repetitive reaktive Sprünge führen bei sprinttrainierten Spitzenathleten unmittelbar zu einer Leistungssteigerung im Drop Jump. | Reaktivkraftindex, Bodenreaktionskraft, Bodenkontaktzeit, konzentrische Leistung, Flugzeit, Sprunghöhe. |
| | F6 Kann dieser Leistungszuwachs auf die disziplinspezifische Bewegungsleistung der Athleten übertragen werden? | H6 Zehn repetitive reaktive Sprünge führen bei sprinttrainierten Spitzenathleten unmittelbar zu einer Leistungssteigerung im Sprint über eine Distanz von 30 m. | |

2 Methoden

Für die Beantwortung der oben genannten Fragestellungen und um die zugehörigen Hypothesen zu falsifizieren, werden in drei Studien die im Folgenden erläuterten Methoden angewandt. Diese unterteilen sich in Methoden zur Bestimmung von a) der Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten, b) der kontraktiven Eigenschaften der Muskulatur. Detaillierte Angaben zur Implementation der Methoden in die jeweiligen Experimente werden in den einzelnen Studien gegeben (s. Appendix).

2.1 Studiendesigns

In allen Studien wurde das Studiendesign der Messwiederholung verwendet. Studie I bestand aus zwei separaten Experimenten. 32 Probanden nahmen an diesen Experimenten teil (Experiment 1: n = 18 & Experiment 2: n = 14). In beiden Experimenten führten die Studienteilnehmer drei Drop Jumps nach zehn maximalen repetitiven reaktiven Sprüngen (*HOP*) sowie drei Drop Jumps nach einer Kontrollbedingung ohne vorherige Konditionierung (*CON / CTRL*) durch.

20 Probanden absolvierten Studie II, welche aus zwei Teilen bestand. Ein Proband wurde von der Studie ausgeschlossen. Im ersten Teil wurde das *TPT* aus zehn elektrisch evozierten Muskelkontraktionen unter vier verschiedenen Konditionierungen und einer Kontrollbedingung bestimmt. Im zweiten Teil der Studie wurden dieselben fünf Bedingungen zur Konditionierung eines Drop Jumps genutzt. Die Konditionierung beinhaltete *CON*, *HOP*, sowie 20 s statisches Dehnen des *M. triceps surae (STR)* und beide Kombinationen von *HOP* und *STR (S – H & H – S)*. *STR*, *S – H* & *H – S* erfolgten nach *CON* und *HOP* in ausgeglichener Reihenfolge. Zwischen jeder Bedingung war eine Pause von 10 min. Eine 20-minütige Pause trennte beide Studienteile. Eine schematische Darstellung des Designs von Studie II ist in Abbildung 3 aufgeführt.

In Studie III absolvierten sechs Kaderathleten des *Bob- und Schlittenverbands für Deutschland e. V.* an zwei Tagen im Abstand von mindestens 48 h jeweils zwei verschiedene Leistungstests. Die Leistungstests bestanden aus Drop Jumps (8x mit jeweils 1 min Pause zwischen den Sprüngen) und 30 m Sprints (4x mit jeweils 5 min Pause zwischen den Sprints). Zwischen beiden Leistungstests war eine Pause von 10 min. Ein Athlet wurde als Dropout von der Studie ausgeschlossen. Die Leistungstests wurden an den jeweiligen Tagen unter einer von zwei Bedingungen (*CON & HOP*) durchgeführt. Die Reihenfolge der Bedingungen war dabei zwischen den Athleten ausgeglichen.

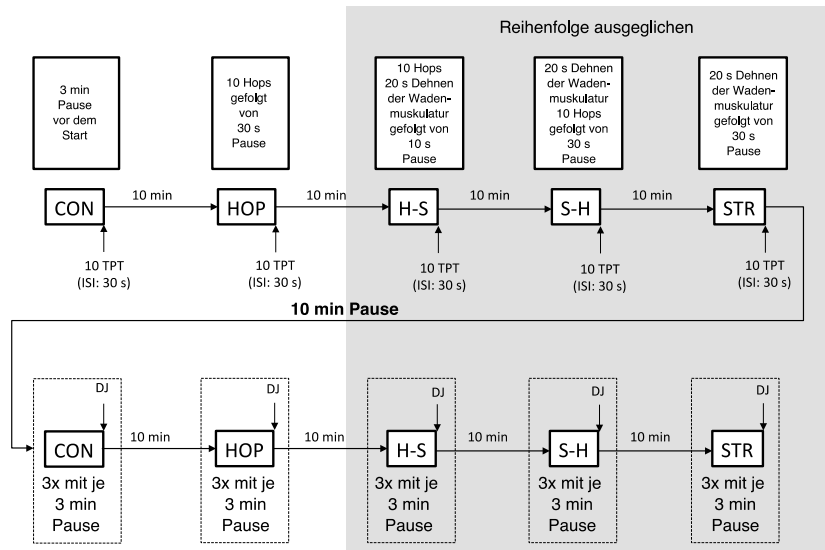


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Studiendesigns von Studie II. Die Bedingungen in der grau markierten Fläche (*STR*, *S – H* und *H – S*) erfolgten in ausgeglichener Reihenfolge (*DJ*: Drop Jump; *ISI*: Interstimulus-Intervall; *TPT*: elektrisch evozierte Muskelkontraktionen).

2.2 Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten

Drop Jumps und 30 m Sprints dienen zum Nachweis einer veränderten Leistungsfähigkeit infolge von vorbereitenden reaktiven Sprüngen. Sprünge eignen sich im Besonderen, um die Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten im *DVZ* zu beurteilen. In Studien mit Kindern und jungen Erwachsenen (Arteaga et al., 2000; Veilleux & Rauch, 2010), mit Erwachsenen (Matheson et al., 2013) sowie mit älteren Personen (Rittweger et al., 2004) konnte für verschiedene Sprungtests eine hohe Reliabilität nachgewiesen werden. Sprünge sind im Allgemeinen durch eine hohe Bodenreaktionskraft gekennzeichnet. Abhängig von der Art des jeweiligen Sprungs generiert die Muskulatur der unteren Extremitäten diese Kraft oder wirkt ihr entgegen. Im Drop Jump wird der anfängliche abwärts gerichtete Bewegungsimpuls zu Beginn des Bodenkontaktes abgebremst. Erst nachdem die Bewegungsenergie durch das muskuloskeletale System absorbiert wurde, führt die vertikale Bodenreaktionskraft zu einer aufwärtsgerichteten Geschwindigkeit des Körpermassenschwerpunktes. Erfolgt die Aufwärtsbeschleunigung unmittelbar nach der Bremsphase und ohne zusätzliche Bremsbewegung im Hüft- und Kniegelenk, so kann eine maximale Bodenreaktionskraft und eine maximale Leistung in der konzentrischen Beschleunigungsphase erreicht werden (Bobbert et al., 1987). Diese Kraft, welche bei solchen Sprüngen größtenteils von der Muskulatur des *M. triceps surae* und des *M. quadriceps femoris* generiert wird, fällt dabei weit größer aus als dies bei isolierten maximalen willkürlichen Muskelkontraktionen möglich ist (Finni, 2001). Verantwortlich ist dafür unter anderem die elastische Energie, welche durch die Verformung (Dehnung) von parallel- und serienelastischen Elementen des Muskelsehnenkomplexes während der exzentrischen Bremsphase absorbiert wird und in der darauffolgenden konzentrischen Bewegungsphase genutzt werden kann. Diesem Mechanismus liegt die Eigenschaft des muskuloskeletalen Systems zugrunde, die Steifigkeit in den Gelenken über die Muskulatur variabel an die erwartete Kraft anzupassen.

Eine konstante Absprunghöhe standardisiert die Anfangsbedingung im Drop Jump in Bezug zum Bewegungsimpuls bei Bodenkontakt. Verbale Instruktionen haben einen erheblichen Einfluss auf die Sprungtechnik und damit auch auf die Sprungleistung (Arampatzis et al., 2001; Walsh et al., 2004). Aus diesem Grund wurden die Drop Jumps in den vorliegenden Studien nach standardisierten

Instruktionen durchgeführt. Die maximale Sprunghöhe sollte bei möglichst kurzer Bodenkontaktzeit erreicht werden. Alle Studienteilnehmer – ausgenommen der Spitzenathleten – wurden vor diesem Leistungstest in einer separaten Einheit an einem vorherigen Tag mit der Sprungtechnik familiarisiert. Für den statistischen Vergleich der Bewegungsleistung wurde die Sprunghöhe sowie die maximalen konzentrische Leistung berechnet.

Der Transfers der Leistungspotenzierung nach zehn reaktiven Sprüngen auf andere Bewegungen des DVZ wurde in Sprints überprüft. Ein Lichtschrankensystem (Optojump next[®], MicroGate[®], Bozen, Italien, 1kHz) ermöglichte die Beurteilung der Sprintleistung über eine Distanz von 30 m. Der Start erfolgte aus der Hochstartposition. Der Zeitpunkt des Starts konnte von den Athleten innerhalb eines Zeitfensters von 10 s nach den vorbereitenden Sprüngen selbst gewählt werden. Das Messsystem zeichnete die Schrittlänge (SL) und Bodenkontaktzeiten (CT_{sprint}) der ersten zehn Schritte sowie die Sprintzeiten über 10, 20 und 30 m ($ST_{10,20,30}$) auf, welche für einen statistischen Vergleich herangezogen wurden.

2.3 Kinetik und Kinematik im Drop Jump

In allen drei Studien erfassten Kraftmessplatten die Bodenreaktionskraft im Drop Jump (Studie I & II; AMTI BP600400, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, Vereinigte Staaten, 4 kHz) Studie III; Leonardo Mechanograph[®], Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Deutschland, 0.8 kHz). Ein Bewegungsanalysesystem zeichnete in Studie I und II zusätzlich die Kinematik in den Gelenken der unteren Extremitäten auf (Vicon, T40 Kameras, Oxford, Vereinigtes Königreich Großbritannien, 250 Hz & 400 Hz). Die Sprunghöhe (JH) wurde unter Verwendung der Erdbeschleunigung ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$) aus der Flugzeit (FT) abgeleitet:

$$JH = \frac{1}{8} * g * FT^2 \quad [m].$$

Die vertikale konzentrische Leistung (P) berechnet sich aus den vertikalen Komponenten der Geschwindigkeit des Körpermassenschwerpunktes (v_z) und der Bodenreaktionskraft (F_z):

$$P = v_z * F_z \quad [Watt].$$

Die vertikale Geschwindigkeit wurde aus dem zeitlichen Differential der vertikalen Position eines Hüftmarkers abgeleitet. Die maximale konzentrische Leistung (P_{peak}) diente als skalare Variable für den statistischen Vergleich.

Weitere Parameter, wie die Kraftentwicklung in der exzentrischen Bewegungsphase des Sprunges, die Bodenkontaktzeit, sowie der Reaktivkraftindex (Quotient aus Flugzeit und Kontaktzeit) berechnen sich aus den kinematischen und kinetischen Variablen und dienen zum Vergleich der Sprungtechnik. Die Kraftentwicklung (RFD , engl. *rate of force development*) wurde aus dem Quotienten der maximalen Bodenreaktionskraft und dem Zeitintervall von Bodenkontakt bis zum Auftreten der maximalen Bodenreaktionskraft berechnet.

Um elastische Energien im Dehnungsverkürzungszyklus der Muskulatur nutzen zu können, muss das absorbierende Gewebe ähnlich wie bei einer mechanischen Feder einen Verformungswiderstand aufweisen (Yoon et al., 2007). Dieser wird durch eine aktive Muskelkontraktion der gelenkumschließenden Muskulatur und der daraus resultierenden Steifigkeit der Muskelsehneneinheit generiert. Daneben tragen auch passive Strukturen, wie z.B. Ligamenta und die Kapsel zur Gelenksteifigkeit bei. Deren Anteil kann jedoch als nahezu konstant und unveränderlich angenommen werden, sodass eine Modulation der Steifigkeit im Gelenk insbesondere auf eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften der Muskelsehneneinheit und/oder deren neuronale Aktivierung hindeutet.

Im Drop Jump kennzeichnet die Sprunggelenksteifigkeit (K_{Ankle}) den Verformungswiderstand der Muskelsehneneinheit des M. triceps surae im DVZ. Diese wurde in Studie II nach einem Modell von Günther & Blickhan (2002) aus dem Sprunggelenkmoment (M_{Ankle}) und der Änderung im Sprunggelenkwinkel ($\Delta\theta_{Ankle}$) wie folgt berechnet:

$$K_{Ankle} = \frac{|\Delta M_{Ankle}|}{\Delta\theta_{Ankle}} \left[\frac{Nm}{^\circ} \right].$$

M_{Ankle} wurde über das Kreuzprodukt des orthogonalen Abstandvektors r_F vom resultierenden Kraftvektor der Bodenreaktionskraft $F_{x,y,z}$ zur Drehachse im Sprunggelenks berechnet:

$$M_{Ankle} = r_F \times F_{x,y,z} [Nm].$$

Für den statistischen Vergleich wurde der Mittelwert der maximalen Steifigkeit zwischen linkem und rechtem Sprunggelenk gebildet.

2.4 Muskel-Sehnen-Interaktion

In Studie I wurde der Einfluss von vorbereitenden reaktiven Sprüngen auf die Mechanik des M. triceps surae und auf dessen Energiespeicherung im Muskelsehnenkomplex während des Drop Jumps mithilfe von Ultraschall-basierter Bildgebung untersucht. Diese Methode ermöglicht eine differenzierte Unterteilung der Längenänderung tendinöser und kontraktile Strukturen in der Muskelsehneneinheit. In Kombination mit der Bodenreaktionskraft und der Kinematik der beteiligten Gelenke kann die an der Muskelsehneneinheit wirkende Kraft invers berechnet und die Speicherung von mechanischer Energie in serienelastischen Strukturen näherungsweise bestimmt werden.

Durch die hohe Echogenität des Bindegewebes im Muskel sind die Faszikel des Muskels im bildgebenden Ultraschall (B-Modus) gegenüber tendinösen Strukturen (Faszien, Aponeurosen und Sehnen) deutlich abgegrenzt (Cronin & Lichtwark, 2013). So kann je nach Positionierung der Ultraschallsonde am Muskel die Länge einzelner Faszikel und deren Fiederungswinkel (Bénaud et al., 2009) oder die Länge der Sehne ermittelt werden (Lichtwark & Wilson, 2005).

In Studie I wurde im ersten Experiment die Länge einzelner Faszikel und deren Fiederungswinkel des M. soleus und M. gastrocnemius medialis während der Drop Jumps mittels Ultraschall ($\alpha 10$, Aloka, Tokyo, Japan; 7.5-MHz Schallkopf, 60 mm Bildbreite, 147 Hz Abtastrate) bestimmt. Die Auswertung der sonographischen Videoaufnahmen erfolgte in der semi-automatisierten Matlab basierten Image-Tracking Software (UltraTrack V4.1, Farris & Lichtwark, 2016). Eine modifiziertes planimetrisches Modell (Huijing & Woittiez, 1983) wurde zur Berechnung der anteiligen Längenänderungen von kontraktile und passiv-elastischen Komponenten verwendet. Dieses Modell reduziert den Muskelsehnenkomplex auf ein 2-dimensionales Parallelogramm, dessen gegenüberliegende Seiten über die Faszikellängen und die oberflächliche bzw. tiefe Aponeurose definiert sind (vgl. Abbildung 4). Die Winkel im Parallelogramm werden über den Fiederungswinkel festgelegt (Maganaris et al., 1998). Die Länge der passiv-elastischen Strukturen (L_{tendon}) ergibt sich aus der Differenz zwischen der Länge der Muskelsehneneinheit sowie dem Produkt aus Faszikellänge ($FASC$) und dem Fiederungswinkel (PEN):

$$L_{tendon} = L_{MTU} - (FASC * \cos(PEN)) [m].$$

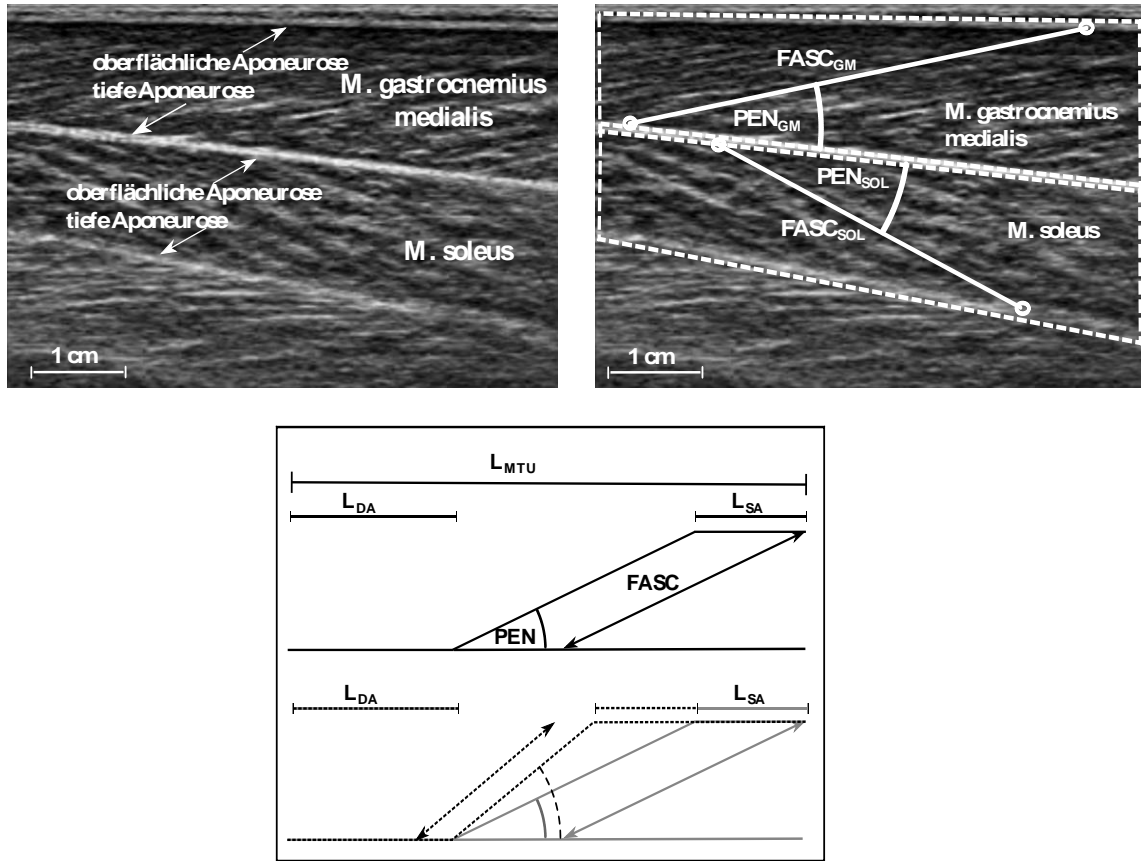


Abbildung 4 - oben: Bildgebendes Ultraschall des M. gastrocnemius medialis und M. soleus. Links: die oberflächliche und tiefe Aponeurose beider Muskeln. Rechts: die Faszikellänge beider Muskeln ($FASC_{GM}$ & $FASC_{SOL}$) und deren Fiederungswinkel an der tiefen (PEN_{GM}) bzw. oberflächlichen Aponeurose (PEN_{SOL}). Unten: schematische Darstellung des planimetrischen Modells zur Berechnung der passiv-elastischen Strukturen. Die Gesamtlänge der Muskelsehnenheit (L_{MTU}) setzt sich aus der Länge der passiv-elastischen Strukturen ($L_{tendon} = L_{SA} + L_{DA}$) sowie der Faszikellänge ($FASC$) zusammen. Während der Kontraktion (gestrichelt) verkürzt sich die Faszikellänge (Pfeil), wobei die passiv-elastischen Strukturen gedehnt werden (hier dargestellt an L_{SA}).

Die benötigte Länge des Muskelsehnenkomplexes des M. Soleus (L_{SOL}) und M. gastrocnemius medialis (L_{GM}) lässt sich näherungsweise über die Kinematik in relativer Abhängigkeit von Segmentlänge des Unterschenkels (L_{SEG}) sowie Knie- (β_{Knee}) und Sprunggelenkwinkel (θ_{Ankle}) nach Hawkins & Hull (1990) berechnen:

$$L_{GM} = [0.9 - (0.62E^{-4} * \beta_{Knee}) + (2.14E^{-3} * \theta_{Ankle})] * L_{SEG} \quad [m],$$

$$L_{SOL} = [0.563 + (1.93E^{-3} * \theta_{Ankle})] * L_{SEG} \quad [m].$$

Ein zweites Experiment diente in Studie I zur direkten Bestimmung der Längenänderung der Achillessehne während des Drop Jumps. Hierfür wurde die Verschiebung des Muskelsehnenübergangs während des Sprungs entlang der Bewegungsrichtung des gesamten Muskelsehnenkomplexes unter Verwendung der Ultraschall-basierten Bildgebung (Echoblaster 128, Teled, Vilnius, Lithuania; 7 MHz, 60 mm Bildbreite, 80 Hz Abtastrate, vgl. Abbildung 5) aufgezeichnet (vgl. Lichtwark & Wilson, 2005).

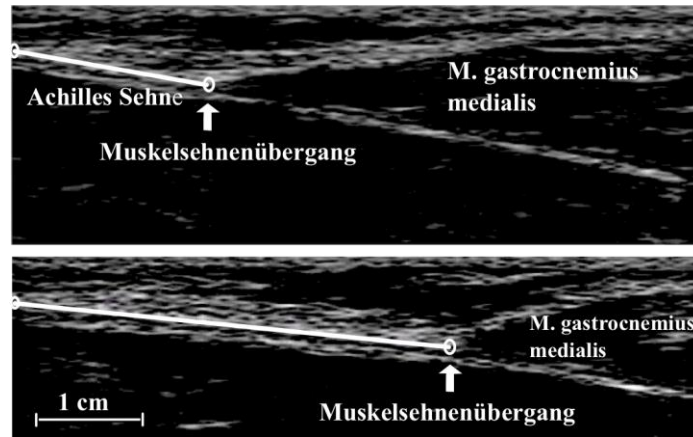


Abbildung 5: Bestimmung des Muskelsehnenübergangs der Achilles Sehne am M. gastrocnemius medialis mittels Ultraschall-basierter Bildgebung. Oben: der Muskelsehnenübergang des entspannten Muskels. Unten: bei Kontraktion des M. gastrocnemius wird die Sehne nach proximal gedehnt.

Der Abstand der Ultraschallsonde zum Ansatz des M. gastrocnemius medialis am Calcaneus wurde über ein Bewegungsanalyzesystem aufgezeichnet (Abbildung 6 A & B). Die absolute Sehnenlänge ergibt sich aus der Projektion des Abstandes auf die Sehne (L_{calc}) und dem im Ultraschall gemessenen Anteil der Sehnenlänge (L_{meas}). Die Bewegung der Ultraschallsonde entlang der Longitudinalachse des Unterschenkels während des Drop Jumps ($d_{dist/prox}$, vgl. Abbildung 6 C) wurde von der berechneten Gesamtlänge subtrahiert:

$$L_{Achilles\ GM} = L_{meas} + L_{calc} - d_{dist/prox} \quad [m].$$

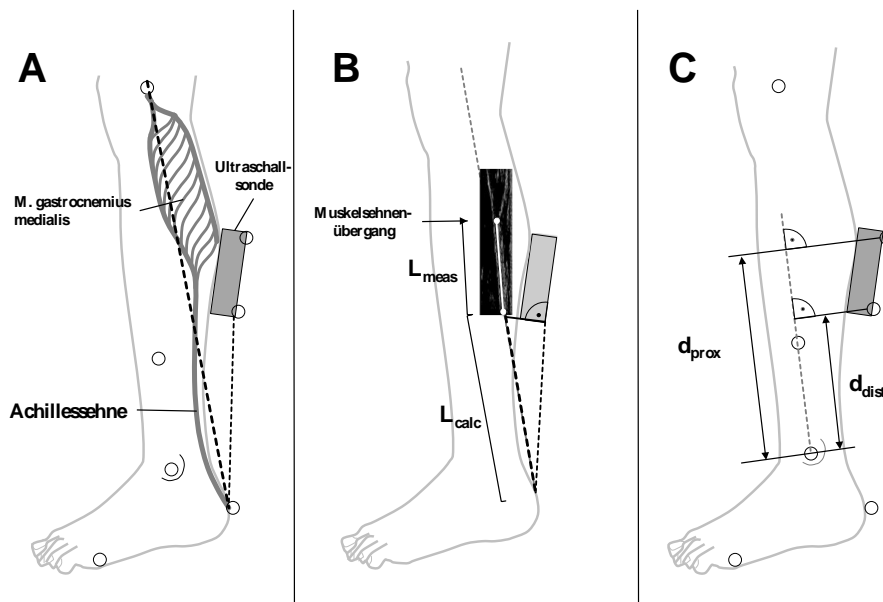


Abbildung 6: Schematische Abbildung der ermittelten Länge der Achillessehne am M. gastrocnemius medialis. A: der distale Marker der Ultraschallsonde wird auf die Achse zwischen Ansatz und Ursprung des Muskels projiziert. B: daraus resultiert die berechneten Länge der Achillessehne (L_{calc}), welche sich mit der gemessenen Länge des proximalen Abschnitts der Sehne (L_{meas}) zur ihrer Gesamtlänge zusammensetzt. C: die Bewegung der Ultraschallsonde entlang der longitudinalen Achse des Unterschenkels wurde um den mittleren projizierten Abstand beider Marker zum distalen Ende des Unterschenkels (d_{dist} & d_{prox}) korrigiert.

2.5 Inverse Dynamik

Zur Berechnung der verrichteten mechanischen Arbeit des jeweiligen Muskelsehnenkomplexes während des Drop Jumps wurde die am M. triceps surae wirkende Kraft (F_{tendon}) mithilfe eines inversen Modells nach Bobbert et al. (1986c) unter Berücksichtigung des Sprunggelenkwinkels und des orthogonalen Abstandvektors zwischen Drehachse und Achillessehne (d) berechnet:

$$F_{tendon} = \left[\frac{M_{Ankle}}{\frac{180}{\pi} * (A_1 + 2 * A_2 * (180 - \theta))} \right] * L_{SEG},$$

wobei für die Konstanten $A_1 = 0.30141$ und $A_2 = -0.00061$ gilt. Der relative Beitrag des M. soleus und M. gastrocnemius medialis zur Gesamtkraft wurde gemäß ihrer relativen Anteile am physiologischen Querschnitt aller Plantarflexoren ermittelt (Fukunaga et al., 1996). Die verrichtete Arbeit beider Muskelsehneinheiten wurde aus der numerische Integration ihrer Leistung berechnet (Fukashiro et al., 2005; Fukashiro et al., 2006):

$$W_{MTU} = \int (\dot{L}_{MTU} * F_{MTU}) dt .$$

Die Verkürzungsgeschwindigkeit beider Muskelsehnenkomplexe (\dot{L}_{GM} bzw. \dot{L}_{SOL}) lässt sich hierfür ad hoc aus dem zeitlichen Differenzial der berechneten Längen ableiten:

$$\dot{L} = \frac{\partial L(t)}{\partial t}.$$

Analog berechnet sich die verrichtete Arbeit der Achillessehne des M. gastrocnemius medialis über deren Verkürzungsgeschwindigkeit:

$$W_{Achilles GM} = \int (\dot{L}_{Achilles GM} * F_{GM}) dt .$$

Die Integration erfolgte jeweils über das exzentrische und konzentrische Bewegungsintervall beider Muskelsehnenkomplexe bzw. der Verlängerungs- und Verkürzungsphase der Achillessehne während des Bodenkontakts im Drop Jump. Notabene: negative mechanische Arbeit ist in diesem Modell äquivalent zur Energieabsorption, positive Arbeit ist äquivalent zur Energieemission.

2.6 Neuromuskuläre Aktivierung

Ein Oberflächen-*EMG* zeichnete in Studie I und II die neuromuskuläre Aktivierung relevanter Muskeln der unteren Extremitäten auf. Die *EMG* Elektroden (Trigno®, Delsys, Boston, USA; Ambu Blue Sensor N, Ballerup, Denmark) wurden gemäß der SENIAM Empfehlungen (Merletti et al., 2016) an insgesamt sechs verschiedenen oberflächlich gelegenen Muskeln angebracht: M. gastrocnemius lateralis/medialis, M. soleus, M. tibialis anterior, M vastus lateralis, M. rectus femoris, M biceps femoris. Das *EMG*-Signal (Verstärkung: 909-fach bzw. 500-fach) wurde zeitsynchron mit anderen Messvariablen über einen Analog-Digital-Wandler aufgezeichnet (Aufnahmefrequenz: 4 kHz bzw. 1 kHz). Die quantitative Beurteilung der neuromuskulären Aktivierung erfolgte über die Integration des gleichgerichtete *EMG*s innerhalb verschiedener Zeitintervalle relativ zum initialen Bodenkontakt. Folgende Zeitintervalle wurden gewählt: 150 ms vor dem Bodenkontakt bis zum initialen Bodenkontakt (Voraktivierung), 30 - 60 ms nach dem initialen Bodenkontakt (kurze Latenzzeit), 60 - 90 ms nach dem initialen Bodenkontakt (mittlere Latenzzeit), und 90 - 120 ms nach dem initialen Bodenkontakt (lange Latenzzeit). Diese Wahl der Intervalle ermöglicht einen Rückschluss auf die zeitlich dominierenden neuronalen Strukturen (kortikal, subkortikal und spinal), welche zur Muskelaktivierung während des Drop Jumps beitragen (Marsden et al., 1978; Taube et al., 2008). Zur weiteren Analyse wurde das gleichgerichtete *EMG* des M. soleus und des M. gastrocnemius medialis

in der Studie zur Muskelsteifigkeit über die gesamte Brems- sowie die aufwärtsgerichtete Beschleunigungsphase integriert, um neuromuskuläre Ursachen für eine mögliche Veränderung in der Muskelsteifigkeit im *M. triceps surae* nachzuweisen zu können. Zuletzt wurde die Medianfrequenz sowie das Frequenzspektrum des EMG-Signals beider Muskeln mittels einer Fast-Fourier-Transformation über das Zeitintervall der Voraktivierung (150 ms) und der Bodenkontaktzeit berechnet und zwischen den konditionierten Drop Jumps und den Kontrollsprüngen verglichen.

2.7 Kontraktile Eigenschaften des *M. triceps surae*

Die Wirksamkeit von vorbereitenden reaktiven Sprüngen als Gegenmaßnahme zu einer durch statisches Dehnen induzierten Abnahme der isometrischen Muskelkraft wurde in Studie II mittels einzelner elektrisch evozierter isometrischer Muskelkontraktionen untersucht. Bei ausreichend hoher Stimulationsintensität werden in der peripheren Nervenstimulation alle motorischen Axone eines Nervs aktiviert. Dies verursacht im *EMG* eine maximale Amplitude (M_{max}) im elektrisch evozierten Aktionspotenzial (Pierrot-Deseilligny & Burke, 2005). Die Erregung aller motorischen Axone eines Muskels führt zu einer synchronen Einzelzuckung aller motorischen Einheiten des stimulierten Muskels und kann als einzelner Kraftschlag beobachtet werden. Unter isometrischen Bedingungen können aus diesem standardisierten Kraftschlag bzw. aus dessen resultierendem Moment im Gelenk (*TPT*) Rückschlüsse auf Veränderungen in der elektromechanischen Kopplung (Moore & Stull, 1984; Gandevia, 2001) und in den mechanischen Eigenschaften des Muskels abgeleitet werden (Avela et al., 2004; Ryan et al., 2008a). Neben der Größe des resultierenden Moments im Gelenk lassen sich weitere Veränderungen in Verbindung mit dem evozierten Potenzial der M-Welle aus dem elektromechanischen Delay (*EMD*) ableiten. Das *EMD* ist definiert über die Latenz zwischen dem Auftreten des Aktionspotenzials im *EMG* und dem Einsetzen der Kraftentwicklung im Muskel bzw. des Moments im Gelenk (Cavanagh & Komi, 1979). Eine Modifikation im *EMD* kann letztlich auf folgende Faktoren zurückgeführt werden: (1) die Ausbreitung des Aktionspotenzials über die Muskelmembran, (2) die elektromechanische Kopplung in der Muskelzelle sowie (3) die Elastizität serienelastischer Komponenten im Muskel, welche die Muskelkraft auf das Gelenk übertragen (Cavanagh & Komi, 1979; Hopkins et al., 2007; Costa et al., 2010). Das Zeitintervall zwischen dem Stimulus und dem Erreichen des maximalen Moments in der elektrisch evozierten Muskelkontraktion (engl. *time to peak*, *TTP*) kennzeichnet die Kraftentwicklung (*RFD*) des Muskels.

Während der in Studie II durchgeführten peripheren Nervenstimulation wurde das rechte Bein der Studienteilnehmer unmittelbar nach den verschiedenen Konditionierungen in einem Sprunggelenkergometer mit einem Kniewinkel von 90° fixiert. Dabei wurden der *N. tibialis* des relaxierten *M. triceps surae* stimuliert. Die Fixierung der Stimulationsanode bzw. -elektrode (individuell gefertigt, 2cm², Kupfer) erfolgte proximal zur Patella auf dem Oberschenkel bzw. in der Fossa poplitea. Der Stimulator (Digitimer DS7A®, Hertfordshire, UK) lieferte hierfür eine Rechteckspannung über 1 ms, wobei die Stimulationsintensität 130 % der benötigten Stromstärke für M_{max} betrug. Zehn Stimulationen mit einem Inter-Stimulus-Intervall von 30 s unter jeder der o.g. Bedingung (*CON*, *HOP*, *STR*, *S – H*, *H – S*) dienten dem Nachweis veränderter kontraktile Eigenschaften und deren zeitlicher Verlauf. Ein Oberflächen-*EMG* (Trigno®, Delsys, Boston, USA) zeichnete das evozierte Aktionspotenzial des *M. gastrocnemius lateralis*, sowie des *M. soleus* über einen Analog-Digital-Wandler (1410 Power®, CED, Cambridge, Vereinigtes Königreich, 4kHz) auf. Zeitsynchron hierzu erfassten piezoelektrische Drehmomentsensoren (Fa. Kistler, Winterthur, Schweiz) im Sprunggelenkergometer das evozierte isometrische Moment im Gelenk (Ladungsverstärker Typ 5001, Fa. Kistler, Winterthur, Schweiz). Die Auswertung erfolgte über eine Matlab Routine (The MathWorks, Inc., Massachusetts, USA).

3 Ergebnisse und Diskussion

3.1 Studie I – Reaktive Sprünge führen zu einer veränderten Muskelmechanik im DVZ des M. triceps surae und potenzieren dessen tendo-neuromuskuläre Leistung im Drop Jump

3.1.1 Einleitung

Es ist bekannt, dass zehn repetitive reaktive Sprünge *PAP* im M. triceps surae verursachen und eine Leistungspotenzierung um bis zu 12 % im Drop Jump bewirken (Bergmann et al., 2013). Der Nachweis von *PAP* im M. triceps surae deutet daraufhin, dass muskelintrinsische Mechanismen hierfür verantwortlich sind. Eine Beteiligung neuronaler Effekte an der potenzierten Sprungleistung konnte hingegen nicht nachgewiesen werden (Bergmann et al., 2013; Thomas et al., 2015). Es gibt Hinweise dafür, dass reaktive Bewegungen, deren Bewegungsmuster durch den DVZ der beteiligten Muskulatur gekennzeichnet ist, in besonderem Maße von einer Leistungspotenzierung profitieren können (Maloney et al., 2014). So wird vermutet, dass die Konditionierung reaktiver Bewegungen die Kraft und somit die Steifigkeit der Muskulatur während des DVZ erhöhen und dadurch der Beitrag von mechanischer Energie aus passiven parallel- und serienelastischen Elementen der Muskelsehneneinheit weiter begünstigt wird. Dies könnte schließlich die tendo-neuromuskuläre Leistung steigern und eine potenzierte Bewegungsleistung im DVZ ermöglicht. Hinweise für eine gesteigerte Muskelsteifigkeit nach einer Konditionierung lieferten Moir et al. (2011) und Comyns et al. (2007). Der Effekt einer Konditionierung auf die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ der Muskulatur und dessen Beitrag zur potenzierten Leistung ist jedoch unbekannt. Daraus folgt für Studie I folgende Hypothese: zehn repetitive reaktive Sprünge führen im darauffolgenden Drop Jump zu einer gesteigerten Kraft des M. triceps surae im DVZ und fördern dadurch die Energieabsorption in passiven Strukturen der *MTU*. Diese führt zu einem erhöhten Beitrag an mechanischer Energie aus passiv-elastischen Strukturen der *MTU*, steigert die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ und trägt zur Leistungspotenzierung im Drop Jump bei.

3.1.2 Hauptergebnisse

Die Hauptergebnisse der Studie I sind wie folgt:

- In beiden Telexperimenten zeichnete sich nach zehn reaktiven Sprüngen eine signifikante Steigerung der *JH* (12 % bzw. 19 %) und der P_{peak} (8 % bzw. 13 %) im Drop Jump ab, *CT* und F_{max} zeigten hingegen keine signifikanten Unterschiede.
- In Experiment 1 konnten während des Drop Jumps unter *HOP* verglichen zu *CON* signifikant kürzere $FASC_{GM}$ nachgewiesen werden (4-5 mm, 43-65 % *CT*, Abbildung 7 A).
- $FASC_{SOL}$ zeigte kein signifikanter Längenunterschied zwischen *CON* und *HOP* (N=12).
- $PEN_{GM/SOL}$ wiesen keine signifikanten Veränderungen zwischen *CON* und *HOP* auf.
- Die Berechnungen des planimetrischen Muskelmodells ergab unter *HOP* eine räumlich längere Dehnungen passiver elastischer Strukturen (L_{tendon}) in der *MTU* des M. gastrocnemius med. (4-5 mm, 40-70% *CT*) im Vergleich zu *CON*.
- Unter *HOP* wirkte während des Drop Jumps eine signifikant höhere F_{tendon} (+300 N, 40-45 % *CT*) im Vergleich zu *CON*.
- Aus der errechneten Länge der *MTU* und der inversen Dynamik konnte abgeleitet werden, dass sowohl der M. gastrocnemius med. als auch der M. soleus im konditionierten Sprung mehr mechanische Energie in der exzentrischen Bewegungsphase absorbierten (14 % bzw. 11

%) und signifikant mehr mechanische Energie in der konzentrischen Bewegungsphase des Sprungs beisteuerte (+9 % bzw. +12 %, Abbildung 7 C).

- Experiment 2 zeigte im konditionierten Drop Jump eine signifikant längere Achillessehne (3-5 mm, 47-90 % *CT*, Abbildung 8 A) bei koinzidierender höheren F_{tendon} (+500 N, 51-92 % *CT*, Abbildung 8 B).
- Daraus resultierten eine gesteigerte Absorption an mechanischer Energie in der Sehne während der Exzentrik und eine gesteigerte Energieabgabe während der konzentrischen Bewegung des konditionierten Drop Jumps (Abbildung 8 C).
- Im *EMG* beider Muskeln zeichneten sich in der Voraktivierung sowie während des Bodenkontakts keine signifikanten Unterschiede ab.
- Das Frequenzspektrum des *EMG* zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen *CON* und *HOP*.

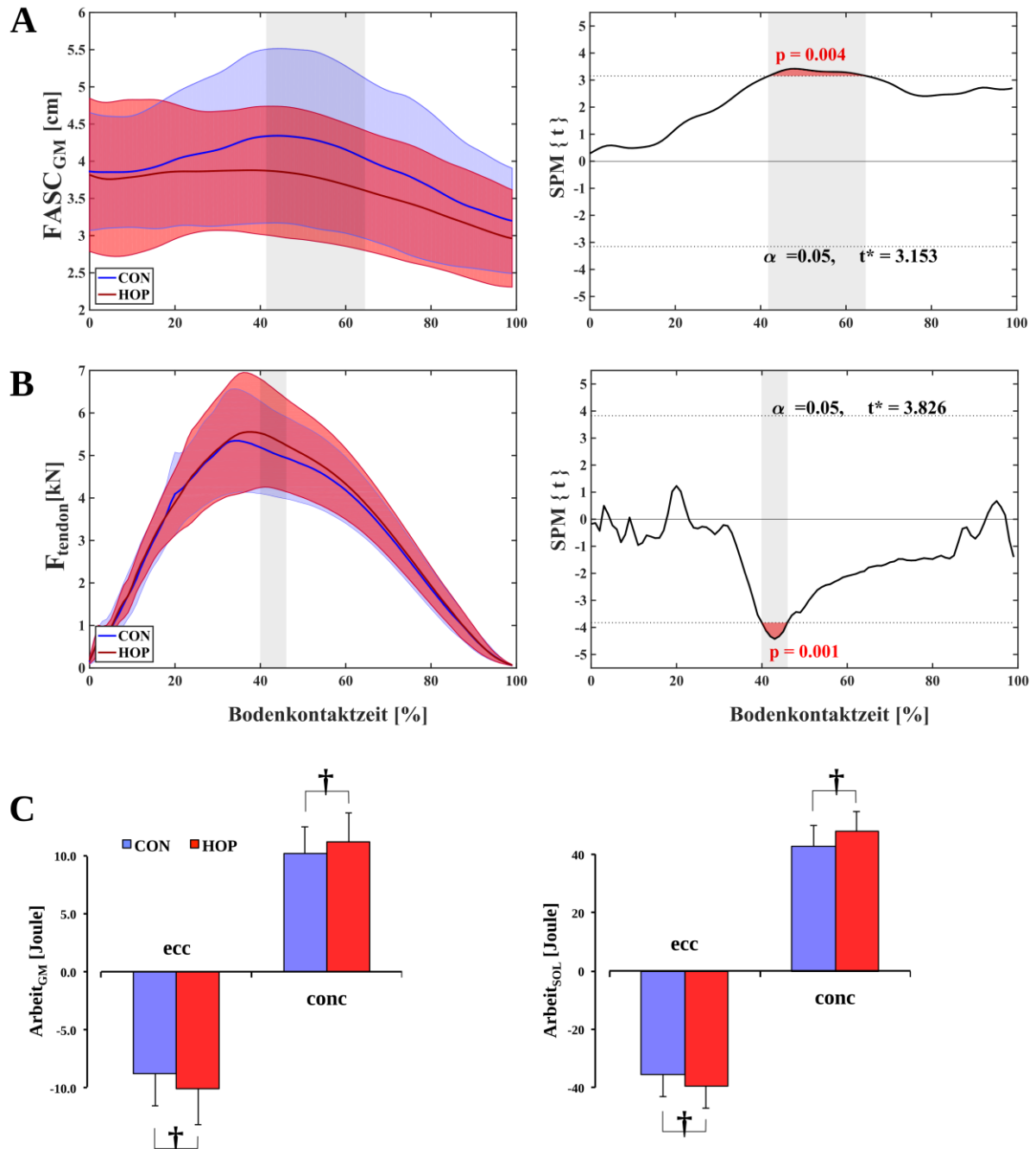


Abbildung 7 – Ergebnisse aus Experiment 1 – A: mittlere $FASC_{GM}$ ($\pm SD$) des *M. gastrocnemius med.* über die normalisierte Bodenkontaktzeit während des Drop Jumps unter *CON* & *HOP*. B: mittlere F_{tendon} ($\pm SD$) über die normalisierte Bodenkontaktzeit während des Drop Jumps unter *CON* & *HOP*. Signifikante Unterschiede im zeitlichen Verlauf sind in A und B grau hinterlegt. Links dazu befindet sich die korrespondierende t Statistik des zeitnormalisierten Skalar-Feldes. Gepunktete Linien deuten die Schwelle des kritischen t -Wertes (t^*) an; p -Werte werden angegeben falls t^* überschreitet ($\alpha < 0.05$, rot markierte Fläche). C: Mittelwert ($\pm SD$) der geleisteten Arbeit des *M. gastrocnemius med.* (links) und *M. soleus* (rechts) in der exzentrischen und konzentrischen Phase des Drop Jumps unter *CON* & *HOP*. \dagger signifikanter Unterschied zwischen *CON* & *HOP* ($p < 0.05$). Notabene: negative Arbeit ist äquivalent zur Energieabsorption.

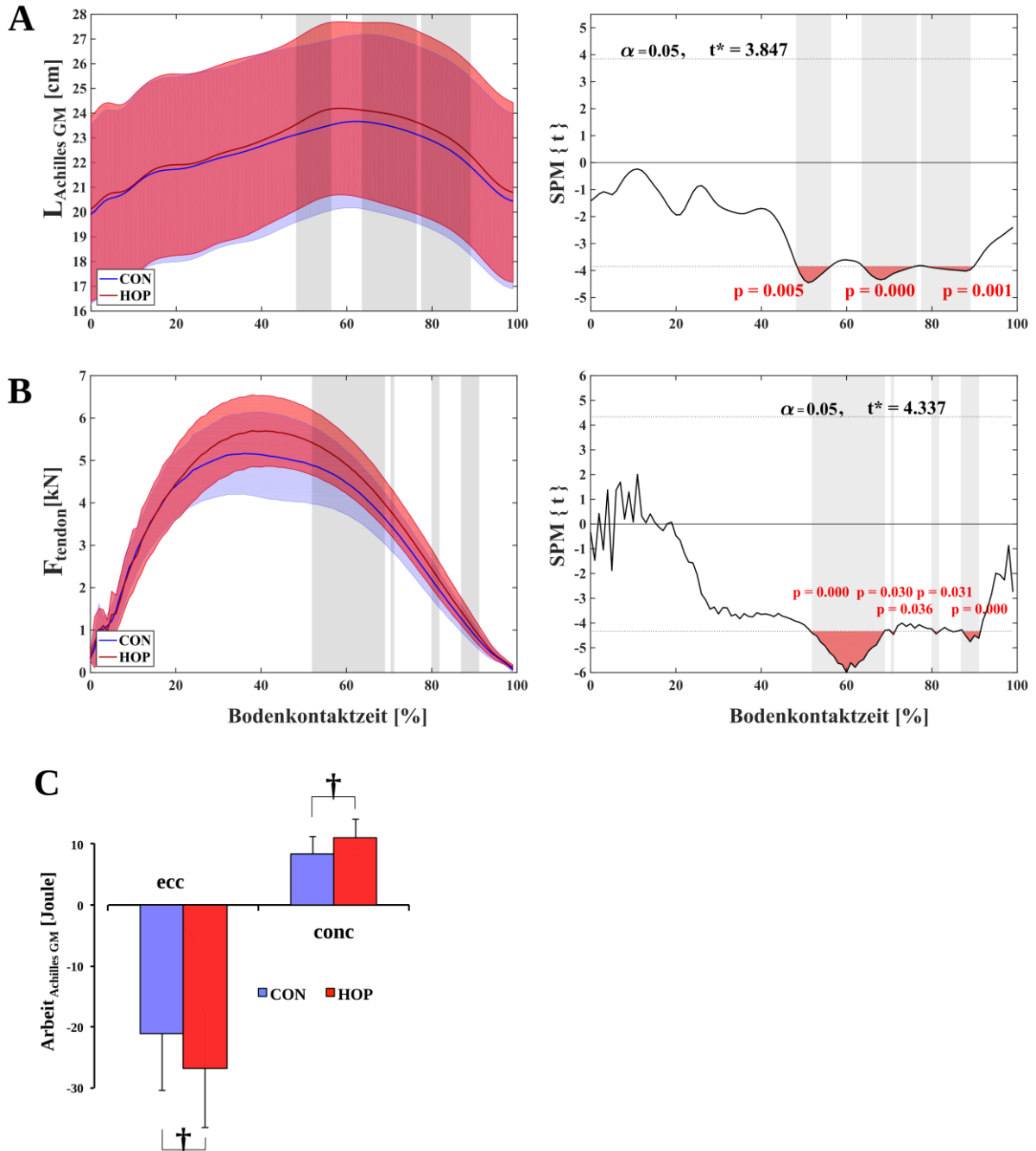


Abbildung 8 – Ergebnisse aus Experiment 2 – A: mittlere Länge der Achillessehne ($\pm SD$) am M. gastrocnemius med. über die normalisierte Bodenkontaktzeit während des Drop Jumps unter CON & HOP. B: mittlere wirkende Kraft am M. triceps surae ($\pm SD$) über die normalisierte Bodenkontaktzeit während des Drop Jumps unter CON & HOP. Signifikante Unterschiede im zeitlichen Verlauf sind in A und B grau hinterlegt. Links dazu befindet sich die korrespondierende t Statistik des zeit-normalisierten Skalar-Feldes. Gepunktete Linien deuten die Schwelle des kritischen t -Wertes (t^*) an; p-Werte werden angegeben falls SPM{t} t^* überschreitet ($\alpha < 0.05$, rot markierte Fläche). C: Mittelwert ($\pm SD$) der geleisteten Arbeit der Achillessehne in der exzentrischen und konzentrischen Phase des Drop Jumps unter CON & HOP. † signifikanter Unterschied zwischen CON & HOP ($p < 0.05$).

3.1.3 Diskussion

Die Ergebnisse der Studie I bestätigen die potenzierenden Wirkung von reaktiven Sprüngen im darauffolgenden Drop Jump (Bergmann et al., 2013, 2014). Die gleichbleibende CT und F_{max} weisen daraufhin, dass die grundlegende Sprungbewegung durch die Konditionierung nicht verändert wurde.

Die Verwendung der Ultraschall-basierten Bildgebung an der MTU des *M. triceps surae* während des Drop Jumps lieferte hingegen neue Erkenntnisse zur Wirkung dieser Konditionierung auf die Arbeitsweise des Muskels während des Sprungs. Zwei grundlegende Beobachtungen konnten hierbei im konditionierten Drop Jump gemacht werden: (1) Experiment 1 lieferte den Nachweis einer reduzierten Faszikeldehnung des *M. gastrocnemius med.* während der exzentrischen Kontraktion. (2) wie bereits in Experiment 1 durch das planimetrische Muskelmodell vorhergesagt, bestätigte sich in Experiment 2 eine zunehmende Dehnung passiv-elastischer Strukturen – hier die Achillessehne – während des Sprungs. Darüberhinaus zeigte sich in beiden Experimenten unter *HOP* eine gesteigerte Kraft, welche am *M. triceps surae* wirkte. Aus diesen Resultaten lassen sich entscheidende Konsequenzen für das biomechanische Charakteristikum dieses Muskels im Drop Jump ableiten. Wenngleich die Beobachtungen dieser Studie in zwei voneinander getrennten identischen Experimenten gemacht wurden, so erhärten sich jedoch bei Zusammenfassung der Ergebnisse die Anzeichen dafür, dass die Konditionierungssprünge eine Steigerung der Effizienz im *DVZ* des *M. gastrocnemius med.* bewirken. Kürzere Faszikel bei zeitlich koinzidierender Zunahme der wirkenden Kraft an der MTU deuten aus mechanischer Sicht auf eine stärkere Kraft des Muskels im *DVZ* hin. Es ist naheliegend, dass dies eine erhöhte Muskelsteifigkeit verursacht und so eine höhere Kraft auf die serienelastischen Elemente der MTU – darunter die Achillessehne – übertragen werden kann. Dies ermöglicht eine zusätzliche Dehnung der Sehne während des *DVZ* und führt dazu, dass mehr elastische Energie aufgenommen werden kann (s. hierzu Kawakami et al., 2002). In der konzentrischen Phase des *DVZ* trägt diese Energie zur Gesamtarbeit der MTU bei und potenziert letztlich die tendo-neuromuskuläre Leistung. Folgende Punkte stützen die Schlussfolgerungen aus der Zusammenlegung beider Experimente: (1) die aus der Geometrie des Faszikel berechneten Sehnenlänge (L_{tendon}) des *M. gastrocnemius med.* in Experiment 1 weist auf eine signifikant längere Dehnung serienelastischer Elemente der MTU hin. (2) in beiden Experimenten zeigte sich eine signifikant höhere F_{tendon} . (3) kürzere Faszikellängen aus Experimente 1 (4-5 mm bei 40-70 % CT) koinzidieren zeitlich mit der signifikant längeren Achillessehne aus Experiment 2 (4-5 mm bei 47-90 % CT).

Die Unterschiede in den beobachteten Anpassungen an die Konditionierung zwischen *M. gastrocnemius med.* und dem *M. soleus* können sowohl auf anatomische als auch auf funktionelle Unterschiede der Muskeln zurückgeführt werden (Sousa et al., 2007). Zweigelenkige Muskeln verteilen Momente über mehrere Gelenke, um eine gleichmäßige Beschleunigung des Körpermassenschwerpunkts zu ermöglichen (van Ingen Schenau et al., 1987). Die Funktion eingelenkiger Muskeln besteht hingegen darin Kraft zu generieren, um Arbeit zu verrichten (Gregoire et al., 1984). Bobbert et al. (1986b) zeigten mittels einer Simulation, dass die Leistung, welche beim Springen vom *M. quadriceps femoris* über das Knie auf den *M. triceps surae* übertragen wird, um mehr als das 2-fache größer ist als jene Leistung, welche durch den *M. triceps surae* selbst generiert werden kann. Demnach können an der MTU des *M. gastrocnemius* im Vergleich zum *M. soleus* größere Kräfte wirken. Diese externen Kräfte werden im *DVZ* während der Exzentrik von der Muskelkraft kompensiert. Eine gesteigerte Kraft im *M. triceps surae* nach der Konditionierung bewirkt daher vor allem im *M. gastrocnemius* eine veränderte Mechanik.

Vorherige Studien an *M. vastus lateralis* und *M. gastrocnemius med.* zeigten, dass eine Zunahme der Muskelsteifigkeit im *DVZ* mit einer gesteigerten Voraktivierung und Aktivierung der Muskulatur während der Exzentrik einhergeht (Ishikawa & Komi, 2004; Sousa et al., 2007). Dies ist in

Übereinstimmung mit der generellen Annahme, dass die Muskelsteifigkeit bei Sprüngen durch die Aktivierung der Muskulatur determiniert wird (Arampatzis et al., 2001). Allerdings konnten in der vorliegenden Studie keine signifikanten Veränderungen im EMG des *M. gastrocnemius med.* oder *M. soleus* während des konditionierten Drop Jumps festgestellt werden. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von Bergmann et al. (2013) und lässt den Schluss zu, dass die Zunahme der Kraft des *M. triceps surae* nicht durch neuronale bzw. neuromuskuläre Mechanismen verursacht wird. Bergmann et al. (2013) konnten eine signifikante positive Korrelation zwischen einem *PAP* Effekt im *M. triceps surae* und der potenzierten Sprunghöhe im Drop Jump nachweisen. Da *PAP* in exzentrischen, konzentrischen sowie in isometrischen Kontraktionen auftritt (Babault et al., 2008), kann ebendieser Mechanismus für eine gesteigerte Kraft des Muskels im *DVZ* des konditionierten Drop Jumps verantwortlich werden. *PAP* bewirkt bei gleicher Muskelaktivierung eine größere Kraft bzw. führt über eine gesteigerte *RFD* zu einem schnelleren Erreichen der maximalen Kraft und wirkt so einer Faszikeldehnung im *M. triceps surae* während der exzentrischen Bewegungsphase des Drop Jumps effektiver entgegen. Da die elastischen Eigenschaften der in Serie geschalteten Achillessehne durch reaktive Sprünge nicht verändert werden (Peltonen et al., 2010), kann die gesteigerte Kraft auf die *MTU* des Muskels übertragen werden. Diese wiederum ermöglicht eine zusätzliche Dehnung passiver Strukturen im Muskel während des *DVZ* und führt dazu, dass zusätzliche mechanische Energie während der Exzentrik absorbiert werden kann.

Aus den Ergebnissen der Studie I kann somit abgeleitet werden, dass Konditionierungssprünge die tendo-neuromuskuläre Leistung des *M. triceps surae* im *DVZ* durch eine erhöhte Muskelkraft bzw. eine erhöhte Muskelsteifigkeit während der Exzentrik steigern. Die invers berechneten mechanischen Energien, welche mittels Achillessehne und Faszikel des *M. gastrocnemius med.* zur Bewegung beitragen, bekräftigen diese Annahme. Diese Ergebnisse zeigen, dass zumindest ein Teil der zusätzlich geleisteten Arbeit des *M. triceps surae* im konditionierten Drop Jump durch die Dehnung sowie den Rückstoß der Achillessehne geleistet wird. Die Ergebnisse beziehen sich lediglich auf das rechte Bein. Die zusätzlich geleistete Arbeit des *M. triceps surae* erklärt eine Zunahme der Sprunghöhe zwischen 0,5-1 cm. Es bleibt unklar, inwiefern durch diese Konditionierung andere Muskelgruppen, die im Drop Jump einen *DVZ* durchlaufen, profitieren und zu einer Leistungssteigerung beitragen. French et al. (2003) zeigten beispielsweise, dass maximale Konditionierungskontraktionen des *M. quadriceps femoris* ebenfalls eine Potenzierung der Sprunghöhe im Drop Jump bewirken. Dies lässt vermuten, dass neben dem *M. triceps surae* auch andere Muskeln eine Potenzierung des Drop Jumps verursachen können.

Zudem widerspricht das Ausbleiben signifikanter Unterschiede im Fiederungswinkel während des konditionierten Drop Jumps der Annahme, dass eine Veränderung des Wirkungsgrads der generierten Kraft im Muskel für eine Leistungssteigerung verantwortlich ist (Mahlfeld et al., 2004; Reardon et al., 2014). Dennoch lässt die erhöhte Kraft an der Achillessehne in Kombination mit den kürzeren bzw. unveränderten Faszikellängen des *M. gastrocnemius med.* und *M. soleus* erkennen, dass die Kraft des *M. triceps surae* im konditionierten Drop Jump während des *DVZ* gesteigert ist und eine Leistungspotenzierung im Drop Jump verursacht.

3.2 Studie II – Postaktivierungspotenzierung als Gegenmaßnahme zu Reduktionen in Kraft und Leistung verursacht durch ein Dehnen der Muskulatur

3.2.1 Einleitung

Diese Studie basierte auf der Tatsache, dass ein Dehnen der Muskulatur zu einer Reduktion der Muskelkraft führt (Cè et al., 2008; Costa et al., 2010), welche mit einer verminderten passiven Steifigkeit der *MTU* einhergeht (Kubo et al., 2001; Morse et al., 2008). Diese Eigenschaften sind in reaktiven Bewegungen für die tendo-neuromuskuläre Leistung im *DVZ* von hoher Bedeutung. Die aktive Steifigkeit ermöglicht im *DVZ* das Speichern von Energien in parallel- und serienelastischen Elementen. Die Studie von Cornwell et al. (2002) lieferte den ersten Nachweis dafür, dass das Dehnen die aktive Steifigkeit der *MTU* im *DVZ* reduziert, wobei dies mit einer verringerten reaktiven Bewegungsleistung korrelierte. Die Ergebnisse der Studie I zeigten dagegen, dass die Muskelkraft und somit auch die Muskelsteifigkeit im *DVZ* des *M. triceps surae* durch vorbereitende Konditionierungssprünge gesteigert werden kann und dies zu einer Potenzierung der Bewegungsleistung im Drop Jump beiträgt.

Das Dehnen von Muskelgruppen ist dennoch in einigen Sportarten Bestandteil der Aufwärmphase. Eine Reduktion der Muskelkraft und der tendo-neuromuskulären Leistung von Athleten im Wettkampf kann die Folge sein. Es stellt sich die Frage, inwiefern der Effekt der Konditionierungssprünge auf die Muskulatur als Gegenmaßnahme eingesetzt werden kann, um die Leistung und die Kraft nach einer Dehnung des Muskels zu erhalten. Daraus resultierten folgende Hypothesen: reaktive Sprünge können als Konditionierung eingesetzt werden, um einem Kraftverlust im *M. triceps surae* nach Dehnen der *MTU* entgegenzuwirken und ermöglicht einem Leistungserhalt im Drop Jump. Für die praktische Anwendung dieses Paradigmas im Sport wurde außerdem der Frage nachgegangen, inwiefern die Reihenfolge der Konditionierungen die Wirksamkeit dieser Intervention beeinflusst.

3.2.2 Hauptergebnisse

Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

- Vorbereitende Konditionierungssprünge kompensierten die durch das statische Dehnen des *M. triceps surae* verursachte Reduktion im *TPT* und steigerten dieses signifikant über das Ausgangsniveau hinaus.
- Dehnen gefolgt von Konditionierungssprüngen ergab ein signifikant höheres *TPT* im Vergleich zur umgekehrten Reihenfolge (Abbildung 9).
- Alleiniges Dehnen verursachte eine signifikante Verlängerung des *TPT*, jedoch keine signifikante Änderung im *EMD* der elektrisch evozierten Muskelkontraktion.
- Der zeitliche Verlauf der *TPTs* zeigten, dass der Effekt der reaktiven Sprünge unmittelbar nach der Konditionierung am stärksten ausfällt und sich in den folgenden 5 min zurückbildet (Abbildung 9).
- Dehnen führte zu einer signifikanten Abnahme der Sprunghöhe im darauffolgenden Drop Jump; vorbereitende Konditionierungssprünge hingegen steigerten die Sprunghöhe gegenüber dem Ausgangswert signifikant (Abbildung 10 A).
- Die Kombination von Konditionierungssprüngen und dem Dehnen ergab eine signifikant höhere Sprunghöhe im Vergleich zu alleinigem Dehnen (Abbildung 10 A).
- Vorbereitende Konditionierungssprünge unmittelbar nach dem Dehnen wirkten einer Reduktion der P_{peak} im Drop Jump signifikant entgegen; die umgekehrte Reihenfolge zeigte hingegen keinen signifikanten Unterschied zu alleinigem Dehnen (Abbildung 10 B).

- K_{Ankle} war nach alleinigem Dehnen und der Kombination von Dehnen gefolgt von Konditionierungssprüngen im Vergleich zum Ausgangsniveau signifikant reduziert. Die umgekehrte Reihenfolge – reaktive Sprünge nach dem Dehnen – zeigte in K_{Ankle} trotz geringerer Mittelwert keinen signifikanten Unterschied verglichen mit dem Ausgangswert (Abbildung 10 C).
- Es zeichnete sich keine signifikanten Änderungen im EMG der Beinstrecker ab.

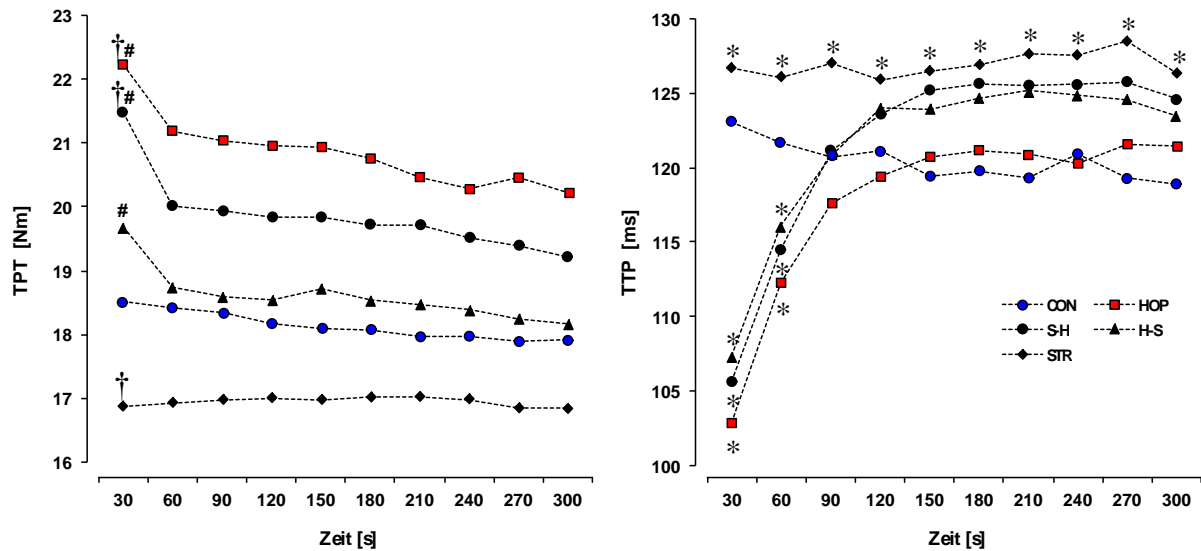


Abbildung 9: links – Mittelwert der $TPTs$ nach vier verschiedenen Konditionierungen (HOP , $S - H$, $H - S$ & STR) und der Kontrollbedingung (CON). \dagger signifikanter Unterschied zum Ausgangswert unter CON ($p < 0.05$). $\#$ signifikanter Unterschied zu STR ($p < 0.05$). Rechts – Mittelwerte der TTP über den zeitlichen Verlauf von 5 min nach vier verschiedenen Konditionierungen und CON . $*$ signifikanter Unterschied zum zeitlich korrespondierenden Wert unter CON .

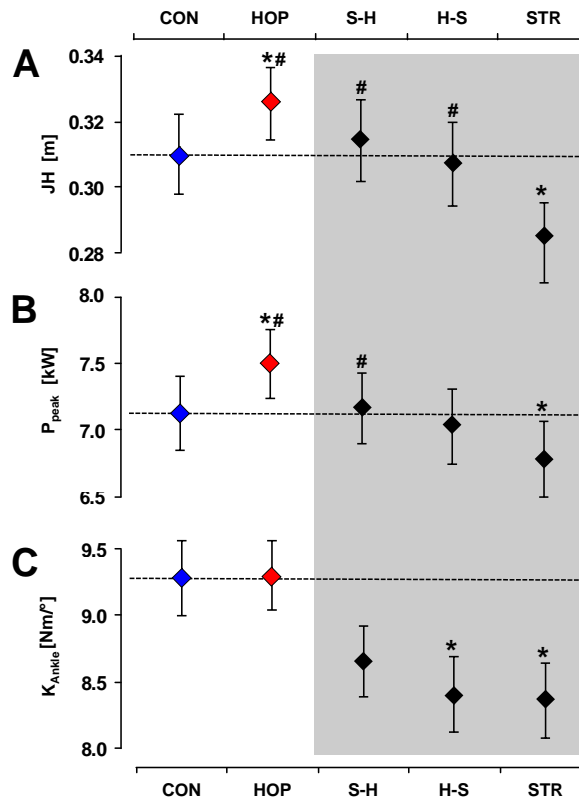


Abbildung 10: A – Mittelwert und Standardfehler ($\pm SF$) der Sprunghöhe (JH), B – Mittelwert ($\pm SF$) der maximalen konzentrischen Leistung (P_{peak}), C – Mittelwert ($\pm SF$) der Sprunggelenkssteifigkeit (K_{Ankle}) im Drop Jump nach den vier verschiedenen Konditionierungen (HOP , $S-H$, $H-S$ & STR) und der Kontrolle (CON). * signifikanter Unterschied zu CON . # signifikanter Unterschied zu STR . Die grau hinterlegten Bedingungen erfolgten in ausgeglichener Reihenfolge.

3.2.3 Diskussion

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass reaktive Sprünge als Konditionierung genutzt werden können, um den leistungsmindernden Effekten von Dehnen in explosiven bzw. reaktiven Bewegungen entgegenzuwirken. Sie bestätigten demnach die theoretische Annahme, dass die Kombination von Dehnen mit anderen Konditionierungsaktivitäten geringere Leistungsminderungen in reaktiven und explosiven Bewegungen verursacht gegenüber alleinigem Dehnen (McHugh & Cosgrave, 2010; Simic et al., 2013; Behm et al., 2015). Darüberhinaus deuten die Ergebnisse daraufhin, dass die Reihenfolge der Interventionen einen Einfluss auf die Wirksamkeit der Gegenmaßnahme hat. Dies zeichnete sich sowohl in den TPT s als auch in den Drop Jumps ab.

In den elektrisch evozierten Muskelkontraktionen konnte unter jeder Bedingung, welche reaktive Sprünge enthielt, ein signifikant höheres TPT gegenüber alleinigem Dehnen erzielt werden. Daraus kann gefolgert werden, dass der potenzierende Mechanismus der Konditionierungssprünge den Effekten des Dehnens auf muskulärer Ebene entgegenwirkt. Die Reduktion im TPT nach dem Dehnen kann ausschließlich auf tendo-muskuläre Mechanismen zurückgeführt werden, da die periphere Nervenstimulation die neuronale Kontrolle am Motoneuronen-Pool überbrückt (Cè et al., 2008). Das Dehnen der MTU beeinflusst sowohl passive elastische Strukturen – z.B. durch Erhöhung der Gewebe-Compliance (Fowles et al., 2000; Costa et al., 2010; Esposito et al., 2011) – als auch aktive Elemente im Muskel, wie beispielsweise die Verlängerung der Sarkomerlänge (Proske et al., 1993; Proske & Morgan, 1999). Demgegenüber steht der PAP Effekt, welcher durch eine gesteigerte Ca^{2+} -Sensitivität in der Muskelzelle erklärt wird (Grange et al., 1993). Da beide gegensätzlichen Effekte

durch verschiedene Mechanismen ausgelöst werden, ist ein simultanes Auftreten möglich. Der Netto-Effekt wird hierbei von der Stärke und Interaktion der Einzeleffekte bestimmt. Der Verlauf des *TTPs* über die zehn Stimulationen deutet jedoch an, dass die Effekte des Dehnens und der Konditionierungssprünge zu unterschiedlichen Zeitpunkten wirken (vgl. Abbildung 9). Ein verkürztes *TTP* zeichnete sich lediglich innerhalb der ersten Minute nach den Konditionierungssprüngen ab. Dehnen hingegen verursachte eine Verlängerung des *TTPs*, welches über den Zeitraum von 5 min nachgewiesen werden konnte. Diese zeitlichen Verläufe stehen im Einklang mit den Ergebnissen anderer Studien, die den zeitlichen Effekt von Dehnen (Esposito et al., 2011) und Konditionierungssprünge (Bergmann et al., 2013) auf die kontraktile Eigenschaften des Muskels untersuchten. Es kann demzufolge angenommen werden, dass der Effekt der Konditionierungssprünge womöglich nur über eine kurze Zeitspanne den leistungsmindernden Effekten des Dehnens entgegen wirken kann.

In diesem Studienprotokoll äußerte sich ein stärkerer Effekt, wenn die reaktiven Sprünge nach dem Dehnen durchgeführt wurden ($S - H$) gegenüber der umgekehrten Reihenfolge ($H - S$). Einen möglichen Erklärungsansatz könnten hierfür die Ergebnisse von Reisman et al. (2009) liefern. Sie zeigten, dass die durch Dehnen herbeigeführte Reduktion der passiven Steifigkeit der *MTU* durch eine Kontraktion verringert werden kann. Sie führten dies auf ein durch Dehnen verursachten *Slack* in der *MTU* zurück. Dieser kann in einer darauffolgenden Kontraktion wieder verringert werden und so die Rückgewinnung der Steifigkeit beschleunigen. Das Ausbleiben eines signifikanten Unterschiedes im *EMD* nach dem Dehnen ist ein Indiz für solch einen Mechanismus und könnte die Unterschiede zwischen $H - S$ und $S - H$ erklären. Ein verlängertes *EMD* nach dem Dehnen kennzeichnet eine zunehmende Compliance passiver Elemente der *MTU* (Costa et al., 2010; Esposito et al., 2011). Die passiven kraftübertragenden Strukturen scheinen jedoch durch das 20-sekündige Dehnen nicht signifikant beeinflusst worden zu sein. Eine veränderte Kraftlängenrelation im Sarkomer und der damit einhergehenden verminderten Zahl an aktiven Kreuzbrücken während der elektrisch evozierten Muskelkontraktion könnte einen möglichen Mechanismus in den aktiven Elementen der *MTU* darstellen, welcher zu einem verminderten Kraft im *TPT* beiträgt (Fowles et al., 2000; Weir et al., 2005). In der Studie von Reisman et al. (2009) war eine 3-sekündige Kontraktion bei 50 % *MVC* ausreichend um 40 % der durch Dehnen verursachten Reduktion in der passiven Muskelsteifigkeit wiederherzustellen. Maximale repetitive reaktive Sprünge beinhalten hingegen Kontraktionen des *M. triceps surae* bei nahezu maximaler Aktivierung. So kann davon ausgegangen werden, dass diese Sprünge ausreichend waren, um einen möglichen *Slack* in den aktiven Elementen der Sarkomere des Muskels zu verringern. In umgekehrter Reihenfolge ($H - S$) würde die ungünstigere Kraftlängenrelation im Muskel unverändert bleiben und somit schließlich den Unterschied im *TPT* zwischen beiden Konditionierungssequenzen erklären. Die nahezu konstanten *TPT* über den Zeitraum der zehn Stimulationen nach dem Dehnen lassen erkennen, dass einzelne Muskelzuckungen der elektrisch evozierten Kontraktionen keinen Einfluss auf das verminderte *TPT* des gedehnten Muskels haben.

Erneut konnte in dieser Studie beobachtet werden, dass vorbereitende repetitive reaktive Sprünge die Leistung im Drop Jump kurzfristig steigern. Diese Ergebnisse werden von der beeinträchtigenden Wirkung einer 20-sekündigen Dehnung der Wadenmuskulatur auf die Sprungleistung ergänzt. Sie stehen im Einklang mit den Erkenntnissen der Meta-Analyse von Simic et al. (2013). Die reduzierte Sprunggelenksteifigkeit erhärtet hierbei die Vermutung, dass diese Leistungsminderung auf eine erhöhte Compliance der *MTU* zurückzuführen ist (Ryan et al., 2008a; Ryan et al., 2008b). Eine verminderte Steifigkeit der *MTU* führt aus mechanischer Sicht zu einer weniger effektiveren Übertragung der Muskelkraft auf den passiven Bewegungsapparat (Markovic & Mikulic, 2010). Sie kann so die tendo-neuromuskuläre Leistung der Muskulatur im *DVZ* vermindern. Dies wiederum ist

vermutlich mitverantwortlich für die verminderte Bewegungsleistung bei reaktiven Sprüngen (Cornwell et al., 2002) und bietet eine Erklärung für die reduzierte Sprungleistung nach dem Dehnen.

Eine wichtige neue Erkenntnis dieser Studie ist jedoch, dass die Effekte der Konditionierungssprünge einer Leistungsminderung nach dem Dehnen im Drop Jump entgegenwirken. Wie bereits bei den *TPTs*, weist diese Maßnahme eine stärkere Wirksamkeit auf, wenn vorbereitende Sprünge nach der Dehnung durchgeführt werden. Da sich keine signifikante Änderungen im *EMG* der Beinstrecker abzeichneten, kann davon ausgegangen werden, dass ein ähnlicher muskelintrinsischer Mechanismus – wie zuvor in Studie I nach den vorbereitenden Sprüngen beobachtet – für die Kompensation der Leistungsminderung nach dem Dehnen verantwortlich ist. Ein Hinweis dafür, dass reaktive Sprünge die verminderte tendo-neuromuskuläre Leistung nach dem Dehnen des *M. triceps surae* teilweise wiederherstellt zeigt sich in der Sprunggelenkssteifigkeit (K_{Ankle}). In der favorisierenden Kombination beider Interventionen (*S – H*) konnte keine signifikante Reduktion der K_{Ankle} festgestellt werden, in *H – S* hingegen schon. Kombiniert man diese Ergebnisse mit den Erkenntnissen aus den *TPTs* und dem Ausbleiben signifikanter Änderungen im *EMG* der Beinstrecker, so lässt sich mutmaßen, dass ein muskelintrinsischer Mechanismus die verminderte Steifigkeit der *MTU* kompensiert und so die tendo-neuromuskuläre Leistung im *DVZ* im *M. triceps surae* während der Drop Jumps aufrechterhalten werden kann.

3.3 Studie III – Der Effekt vorbereitender Konditionierungssprünge auf die Leistung im Drop Jump und im 30 m Sprint bei Spitzenathleten

3.3.1 Einleitung

Zehn vorbereitende maximale reaktive Sprünge steigern bei Freizeitsportlern die Sprunghöhe im unmittelbar darauffolgenden Drop Jumps um bis zu 12 % (Bergmann et al., 2013). In Studie I konnte gezeigt werden, dass dies auf eine gesteigerte tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ des M. triceps surae zurückgeführt werden kann. Es stellt sich die Frage, inwieweit schnellkräftig und explosiv trainierte Spitzenathleten ebenfalls von dieser Konditionierung profitieren können. Ein größerer Anteil an Typ II Fasern im Muskel bewirkt einen stärkeren PAP Effekt (Hamada et al., 2000b). Bei explosiv trainierten Spitzenathleten ist ein höherer Anteil an schnellen Typ II Muskelfasern nachweisbar (Thorstensson et al., 1977). Folglich ist davon auszugehen, dass der leistungspotenzierende Effekt von vorbereitenden reaktiven Sprüngen auch bei Spitzenathleten nachweisbar ist. Es wurde folgende Hypothese aufgestellt: reaktive Sprünge bewirken bei Spitzenathleten eine unmittelbare Leistungssteigerung im Drop Jump.

Darüberhinaus ist unklar, inwiefern der Effekt einer gesteigerten tendo-neuromuskulären Leistung nach zehn repetitiven reaktiven Sprüngen in anderen ballistischen Bewegungen, deren Leistung ebenfalls durch die Muskulatur der unteren Extremitäten bestimmt wird, einer Leistungssteigerung bewirkt. Aus diesem Grund wurde Studie III mit sprinttrainierten Kaderathleten des *Bob- und Schlittenverbands für Deutschland e. V.* durchgeführt, deren disziplinspezifisches Anforderungsprofil durch kurze maximale Sprints über 30-50 m gekennzeichnet ist. Die folgende Hypothese wurde zusätzlich aufgestellt: zehn vorbereitende reaktive Sprünge führen bei sprinttrainierten Spitzenathleten zu einer signifikanten Verringerung der Sprintzeit über 30 m.

3.3.2 Hauptergebnisse

Die Hauptergebnisse der Studie können folgendermaßen zusammengefasst werden:

- Vorbereitende repetitive reaktive Sprünge führten bei sprinttrainierten Spitzenathleten im unmittelbar darauffolgenden Drop Jump zu einer signifikanten Steigerung der Sprunghöhe im Mittel um 11 %.
- Statistische Einzelvergleiche zeigten jedoch keine konsistente Potenzierung der Sprunghöhe und der konzentrischen Leistung aller fünf Athleten (Abbildung 11).
- Keine signifikanten Unterschiede in der maximalen Bodenreaktionskraft.
- Die Sprintleistung der Athleten – d.h. die Sprintzeiten (Abbildung 12) sowie die Kinematik im Sprint – wurde durch die vorbereitenden Sprünge nicht signifikant beeinflusst.

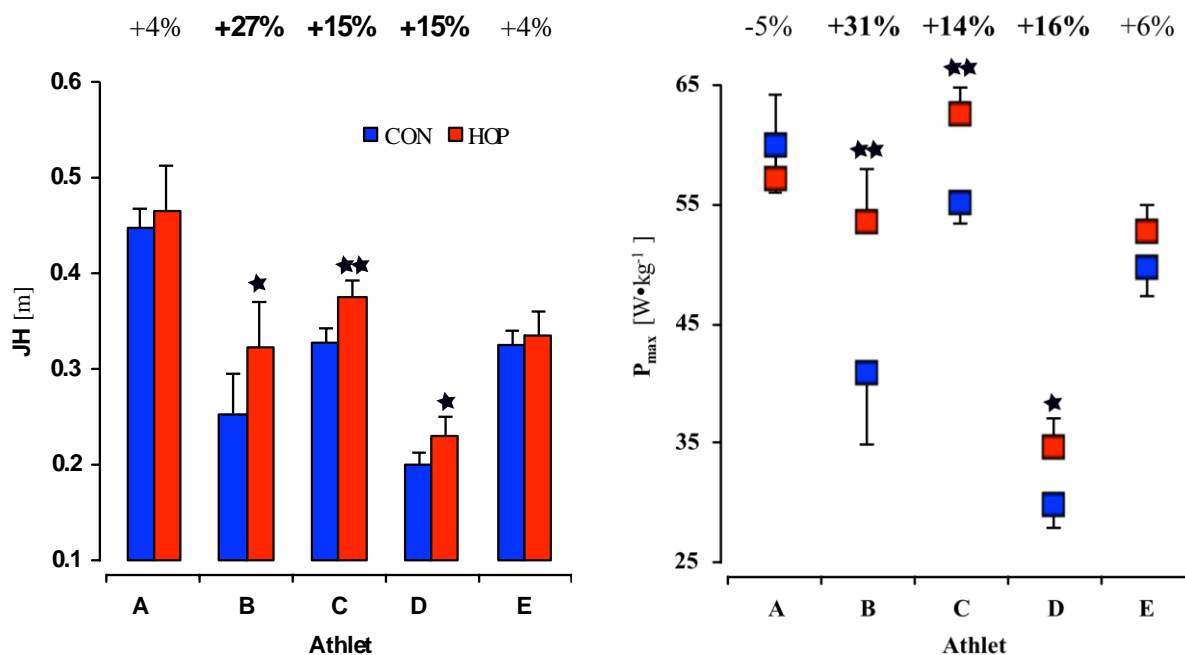


Abbildung 11: Die mittlere Sprunghöhe (links) und die maximale normalisierte konzentrische Leistung der fünf Athleten im Drop Jump (rechts) nach zehn reaktiven Sprüngen (*HOP*) sowie im Kontrollsprung (*CON*). Der prozentuale Unterschied zwischen beiden Bedingungen ist für jeden Athlet über der Abbildung angegeben ($p < 0.05$, $p < 0.01$). Dargestellt sind Mittelwerte sowie die Standardabweichung ($\pm SD$).

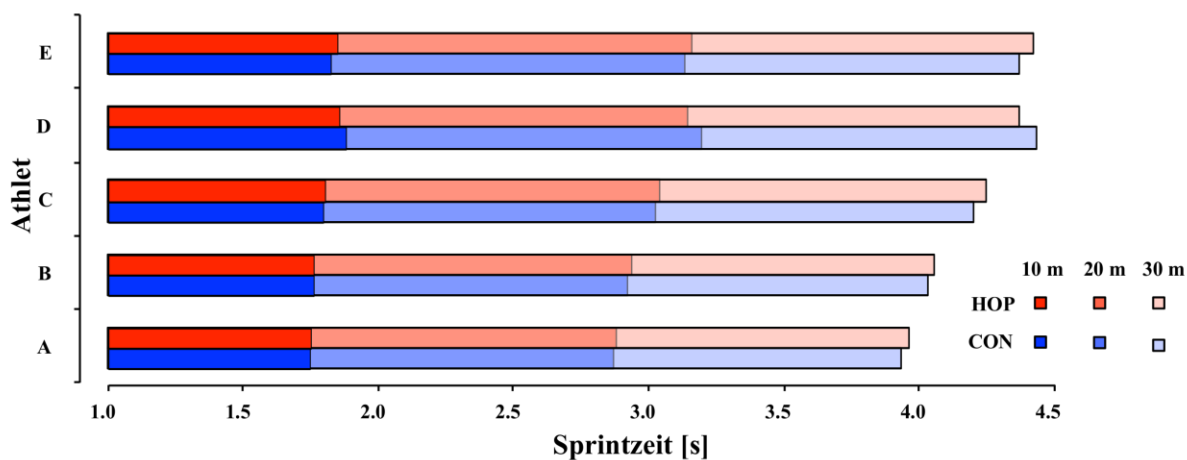


Abbildung 12: Die Sprintzwischenzeiten der Athleten über 10, 20 und 30 m nach zehn Konditionierungssprüngen (*HOP*) zeigten keinen signifikanten Unterschied zur Kontrollbedingung (*CON*).

3.3.3 Diskussion

Studie III liefert den Nachweis, dass vorbereitende reaktive Sprünge auch bei sprinttrainierten Spitzenathleten zu einer Steigerung der Sprunghöhe im Drop Jump führen. Die mittlerer Zunahme um 11 % lässt bei Athleten einen ähnlich starken Effekt der Konditionierungssprünge vermuten, wie er bereits in der Studie von Bergmann et al. (2013) bei Freizeitsportlern nachgewiesen wurde. Der individuelle Vergleich zeigte jedoch, dass drei der fünf Athleten stärker von der Konditionierung profitierten als die übrigen zwei Athleten. So konnten bei den drei Athleten eine Steigerung der Sprunghöhe um 15-27 % und eine Steigerung der maximalen konzentrischen Leistung um 14-31 %

erzielt werden (s. Abbildung 11). Dies übersteigt bisherige beobachtete Leistungssteigerungen, die mittels vorbereitende reaktive Sprünge erzielt werden konnten (vgl. hierzu Bergmann et al., 2013, 2014) und bekräftigt die Ergebnisse der Meta-Analyse von Wilson et al. (2013). Die Autoren lieferten Hinweise dafür, dass Konditionierungen bei Athleten im Vergleich zu Untrainierten und Freizeitsportlern einen stärkeren Effekt erzielen.

Zwei Athleten verzeichneten allerdings keinen signifikanten Zuwachs in der Sprunghöhe sowie in der konzentrischen Leistung des Drop Jumps. Als Ursachen für inhomogene potenzierende Effekte nach Konditionierungsaktivitäten werden in der Literatur intraindividuelle Unterschiede der Athleten genannt. Darunter beispielsweise eine unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzung an schnell und langsam zuckenden Muskelfasern oder eine verschiedenes Maximal- und Schnellkraftniveau (Weber et al., 2008; Lesinski et al., 2013). Der Einfluss dieser Faktoren kann in dieser Studie nicht ausgeschlossen werden. Darüberhinaus wurde die Absprunghöhe im Drop Jump nicht auf das individuelle Leistungsniveau abgestimmt. Es ist bekannt, dass die Absprunghöhe im Drop Jump einen maßgeblichen Einfluss auf mechanische und leistungsrelevante Parameter des Sprungs hat (Taube et al., 2012). Walsh et al. (2004) zeigten, dass die maximale Sprunghöhe bis zu einer gewissen Absprunghöhe zunimmt. Eine Steigerung über diese optimale Höhe reduzierte die Leistung im Sprung hingegen wieder. Möglicherweise lag die Absprunghöhe in Studie III über dem individuellen Optimum mancher Athleten, sodass eine signifikante Potenzierung der Sprungleistung nach den Konditionierungssprüngen geringer ausfiel oder verhindert wurde.

Gegenüber dem Effekt von vorbereitenden reaktiven Sprüngen konnte in anderen Studien unter Verwendung verschiedener Konditionierungssprünge keine oder nur eine geringe Potenzierung der Sprungleistung erzielt werden (Hilfiker et al., 2007; Till & Cooke, 2009; Tsolakis et al., 2011; Margaritopoulos et al., 2015). Dies wird mit einem koinzidierenden Auftreten von peripherer und/oder zentraler Ermüdung (Till & Cooke, 2009; Tsolakis et al., 2011), mit einem geringen Transfer des potenzierenden Effektes auf die Bewegungsleistung (Hilfiker et al., 2007) sowie mit niederschweligen Kontraktionsintensitäten der leistungsrelevanten Muskulatur während der Konditionierung begründet (Hilfiker et al., 2007; Till & Cooke, 2009). Letzteres könnte den Unterschied im Ausmaß der Leistungspotenzierung zwischen reaktiven Sprüngen und anderen Konditionierungen erklären. In einigen Studien wurden beispielsweise Hocksprünge zur Konditionierung verwendet (Till & Cooke, 2009; Tsolakis et al., 2011; Margaritopoulos et al., 2015). Jensen & Ebben (2007) untersuchten verschiedene Sprungarten im Hinblick auf deren Belastungsintensität. Sie konnten bei Hocksprüngen das bis zu 3.5-fache der Gewichtskraft in der Bodenreaktionskraft beobachten. Bei repetitiven reaktiven Sprüngen werden hingegen Spitzenkräfte um das 5-fache der Gewichtskraft erreicht (Kramer et al., 2010; Kramer et al., 2012). Die Athleten aus der gegenwärtigen Studie erzielten im Drop Jump sogar Kräfte um das 7.5-fachen der Körpergewichtskraft. Reaktive Sprünge könnten gegenüber anderen Sprüngen, vor allem durch ihre hohen Kraftspitzen, welche im DVZ von der Muskulatur kompensiert werden, einen leistungspotenzierenden Effekt hervorrufen. Die Ergebnisse von Masamoto et al. (2003) bekräftigen diese Annahme. Sie zeigten, dass zwei Drop Jumps einen potenzierenden Effekt in darauffolgenden Kniebeugen mit Zusatzgewicht auslösen. Drei Hocksprünge reichen hingegen nicht aus, um eine Potenzierung zu erzielen.

Ein weiteres Ergebnis dieser Studie ist der ausbleibende Transfer der Leistungssteigerung im Sprungtest auf die 30 m Sprintleistung der Athleten. Andere Studien zeigten jedoch, dass auch im Sprint mit Hilfe von Konditionierungsaktivitäten eine Leistungssteigerung erzielt werden kann. McBride et al. (2005) und Rahimi (2007) verwendeten Kniebeugen mit Zusatzgewicht (60-90 % des Einwiederholungsmaximum) und erzielten eine signifikante Verkürzung der Sprintzeit über 40 m um 1-3 %. Ein ähnlicher Effekt stellte sich nach alternierenden einbeinigen Countermovement Jumps mit

und ohne Zusatzgewicht (+10 % Körpergewicht) über ein Sprintdistanz von 20 m ein (Turner et al., 2015). Einbeinsprünge – insbesondere mit Zusatzgewicht – sind im Vergleich zu beidbeinigen Sprüngen durch höhere Kräfte in der für die Bewegung relevanten Muskulatur gekennzeichnet. Es kann daher nicht ausgeschlossen werden, dass reaktive Sprünge in der für den Sprint leistungsrelevanten Muskulatur keinen ausreichenden Stimulus liefern, um eine Potenzierung der Sprintleistung zu bewirken.

Einen weitere Begründung für die Spezifität des potenzierenden Effekts durch reaktive Sprünge lässt sich aus Trainingsstudien ableiten. Ein mehrwöchiges plyometrisches Sprungtraining führt zu großen Leistungszuwächsen in Sprungtests. Die Sprintleistung kann durch dieses Training jedoch nicht signifikant beeinflusst werden (vgl. hierzu Wilson et al., 1993; Harris et al., 2000; McBride et al., 2002). Young (2006) resümiert in seinem Review, dass diese spezifischen Anpassungen vor allem auf verschiedene intra- und intermuskuläre Anforderungen sowie auf Unterschiede in der Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur zwischen Sprüngen und Sprints basieren. Demzufolge wäre eine Steigerung der Sprintleistung eher bei Konditionierungsaktivitäten zu erwarten, deren Bewegungen mit dem Sprint verwandt sind. Das Einwiederholungsmaximum bei Kniebeugen weist beispielsweise eine sehr hohe Korrelation mit den Sprintzeit über 10 und 30 m auf ($r=0.94$ bzw. $r=0.71$) und eignet sich als Prädiktor für die Sprintleistung von Athleten (Wisløff et al., 2004). Ein ähnlicher, aber weniger prominenter Zusammenhang wurde zwischen der Sprintzeit und dem Countermovement Jump berichtet (Cronin & Hansen, 2005; Smirniotou et al., 2008).

Dieser Zusammenhang liefert einen möglichen Erklärungsansatz für die Leistungszunahme im Sprint, welche sich in anderen Studien nach Kniebeugen abzeichnete. In der Beschleunigungsphase bei Sprints wie auch bei Kniebeugen muss kinematische Energie durch konzentrische Muskelkontraktionen generiert werden. Demgegenüber stehen repetitive reaktive Sprünge und Drop Jumps, welche durch den *DVZ* der Muskulatur gekennzeichnet sind und deren Anforderung darin besteht mechanische Energie zu erhalten (Bobbert et al., 1986a; Fukashiro et al., 1995).

4 Zusammenfassende Diskussion und Ausblick

Die Ergebnisse dieser Arbeit liefern neue Erkenntnisse zum Mechanismus, der einer akuten Leistungspotenzierung nach reaktiven Sprüngen als Konditionierung zugrunde liegt. In der vorliegenden Arbeit konnte die Annahme von Maloney et al. (2014) bekräftigt werden. Konditionierungsaktivitäten können die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ aufgrund einer veränderten Muskelmechanik steigern. Diese resultiert aus einer gesteigerten Muskelkraft bei vergleichbarer Aktivierung. Aus diesem Mechanismus können verschiedene Anwendungen von Konditionierungen für den Sport abgeleitet werden. Einerseits können sie von Athleten zur kurzfristigen Steigerung der reaktiven Bewegungsleistung eingesetzt werden. Andererseits kann durch eine Konditionierung eine Leistungsminderung nach dem Dehnen kompensiert werden.

4.1 Konditionierung zur Steigerung der Bewegungsleistung

Aus mechanischer Sicht kann die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZ der MTU gesteigert werden, sofern die externe Kraft die interne Kraft des Muskels übersteigt. Das führt zu einer exzentrischen Kontraktion. Diese bewirkt, dass die am Muskel wirkende Kraft nur teilweise auf dessen serienelastische Elemente übertragen werden kann. Eine erhöhte Muskelkraft vermindert die exzentrische Kontraktion im DVZ und führt dazu, dass eine höhere Kraft auf die serienelastischen Elemente übertragen wird. Dies kann die Energiespeicherung in der Sehne zu einem gewissen Maße begünstigen (Roberts et al., 1997). Um diesen potenzierenden Effekt in sportlichen Bewegungen zu nutzen, muss die wirkende Kraft an der MTU deren Muskelkraft im DVZ übersteigen und die Leistung des Muskels ein limitierender Faktor der Bewegungsleistung darstellen. In Studie I wurden während des Drop Jumps am M. triceps surae maximale Kräfte zwischen 5 und 6 kN erreicht. Diese Werte übertreffen jene Kraftspitzen am M. triceps surae, welche für andere Bewegungen berichtet werden. Finni et al. (2001) zeigten beispielsweise, dass bei repetitiven reaktiven Sprüngen an der Achillessehne Kräfte um 3 kN auftreten. Während des Absprungs beim Weitsprung sowie während der Bodenkontaktzeit beim Laufen und Sprinten werden dagegen Kräfte um 2 kN nicht überschritten (vgl. Komi, 1988; Komi et al., 1992; Kyröläinen et al., 2003). Diese mechanischen Eigenschaften von Bewegungen liefern eine plausible Erklärung für den ausbleibenden Transfer der beobachteten Leistungssteigerung im Drop Jump auf die Sprintleistung der Athleten. Im Sprint durchläuft der M. triceps surae ebenfalls einen DVZ (Mero et al., 1992). Aufgrund der geringeren Kräfte an der Achillessehne scheint die interne Muskelkraft des M. triceps surae im Sprint jedoch keinen leistungslimitierenden Faktor darzustellen. Das Kraftpotenzial des Muskels ist hierbei sehr wahrscheinlich ausreichend, um die tendo-neuromuskuläre Leistung im DVZs der Bewegung optimal nutzen zu können. Wenngleich die vorbereitenden reaktiven Sprünge im Sprint keine Anwendung finden, so ist deren leistungssteigernde Wirkung in anderen sportlichen ballistischen und reaktiven Disziplinen dennoch nicht ausgeschlossen. Im Kugelstoßen entstehen beispielsweise in der Angleitphase einbeinige Bodenreaktionskräfte von über 3 kN, wobei die Kraftentwicklung bei Spitzenathleten im Vergleich zu Ungeübten steiler ausfällt (Zatsiorsky et al., 1981). Es existieren keine Hinweise dafür, inwieweit diese Kräfte durch die Wadenmuskulatur kompensiert werden und die MTU so ein DVZ durchläuft. Dennoch könnte eine erhöhte Muskelkraft eine bessere Kraftübertragung und somit einen steileren Kraftanstieg bewirken, wodurch der Gesamtimpuls der Bewegung gesteigert werden kann. Einen Hinweis hierfür liefern die Studien von Terzis und Kollegen. Sie zeigten, dass die Stoßweite unmittelbar nach drei maximalen Drop Jumps um 5 % zunahm (Terzis et al., 2009) bzw. unmittelbar nach drei Countermovement Jumps um 3 % gesteigert war (Terzis et al., 2012). Drop Jumps und Countermovement Jumps bewirken selbst jedoch nur geringe potenzierende Effekte (De Villarreal et al., 2007; Lima et al., 2011). Die Tatsache, dass reaktive Sprünge bei Athleten die konzentrische Leistung bzw. die Sprunghöhe im Drop Jump um bis

zu 31 % bzw. 27 % steigern können, zeigt das Potenzial von reaktiven Sprünge als mögliche kurzfristige leistungssteigernde Maßnahme für anderen Sportdisziplinen.

Es stellt sich die Frage, ob die gesteigerte tendo-neuromuskuläre Leistung im *M. triceps surae* neben dem Drop Jump auch die Leistungspotenzierung anderer reaktiver Sprünge mitverantwortet, wie beispielsweise dem Countermovement Jump (vgl. Young et al., 1998; De Villarreal et al., 2007; Kilduff et al., 2008; Crewther et al., 2011; Lima et al., 2011; Mitchell & Sale, 2011). Die *MTU* des *M. triceps surae* durchläuft im Countermovement Jump ebenfalls den *DVZ* (Finni, 2001), dabei entstehen jedoch verhältnismäßig geringe Kräfte an der Achillessehne (~2 kN, vgl. Fukashiro et al., 1993; Fukashiro et al., 1995). Es kann daher angenommen werden, dass die Muskelsteifigkeit des *M. triceps surae* im Countermovement Jump keinen leistungslimitierenden Faktor darstellt. Darüberhinaus leistet der *M. triceps surae* im Countermovement Jump seinen größten Beitrag zur Gesamtleistung unmittelbar vor dem Absprung, also zu einem Zeitpunkt zu dem die maximale Leistung im Sprung bereits erreicht wurde (Bobbert et al., 1986b). Dies deutet daraufhin, dass ein Großteil der Arbeit – und damit auch der Leistung – in diesem Sprung in anderen Muskelgruppen bzw. Gelenken verrichtet wird. Finni (2001) konnte dies mittels invasiver Sehnenkraftmessung bestätigen. In großamplitudigen Sprungbewegungen, welche durch eine große Winkeländerung im Kniegelenk charakterisiert sind (z.B. Squat Jump oder Countermovement Jump), verrichtet der *M. quadriceps femoris* gegenüber dem *M. triceps surae* mehr als doppelt so viel Arbeit und generiert entsprechend mehr Leistung im Sprung. Dabei entstehen am *M. quadriceps femoris* bereits bei niedrigen Sprunghöhen Kraftspitzen von über 4 kN (Finni et al., 2000). Das Wirken hoher Kräfte an anderen Muskelgruppen könnte hingegen ein Hinweis dafür sein, dass im Countermovement Jump sowie in disziplinspezifischen reaktiven Bewegungen die Muskelkraft im *DVZ* und folglich die tendo-neuromuskuläre Leistung anderer *MTUs* einen limitierenden Faktor für die jeweilige Bewegung darstellen. Andere Konditionierungen, die auf entsprechende Muskelgruppen abgestimmt sind, könnten bei diesen Bewegungen den selben potenzierenden Mechanismus bewirken und die reaktive Bewegungsleistung steigern.

In einer vorherigen Studien in der repetitive reaktive Sprünge zur Konditionierung des Drop Jumps verwendet wurden, zeigte sich unmittelbar nach den vorbereitenden Sprüngen die größte Leistungspotenzierung, welche bereits nach 3 min nicht mehr nachweisbar war (Bergmann et al., 2014). Dies ist in zeitlicher Übereinstimmung mit dem *PAP* Effekt im *M. triceps surae* (Bergmann et al., 2013) und liefert einen Hinweis auf den zeitlichen Verlauf des leistungs potenzierenden Effekts. Es kann davon ausgegangen werden, dass eine gesteigerte tendo-neuromuskuläre Leistung, bedingt durch eine höhere Muskelkraft, nur innerhalb eines kurzen Zeitintervalls nach der Konditionierung auftritt. Aus diesem Grund kann davon ausgegangen werden, dass der potenzierende Mechanismus in länger andauernden Disziplinen sehr wahrscheinlich keinen signifikanten leistungssteigernden Effekt erzielt. Dieser Effekt kann vermutlich nur in Sportarten genutzt werden, in denen die Athleten eine kurze Bewegung ausführen. Es ist daher nicht davon auszugehen, dass Athleten bei länger anhaltende Ausdauerbelastungen ebenfalls von diesem kurzfristigen Effekt auf muskulärer Ebene profitieren können. Dies widerspricht der Annahme von Hamada et al. (2000a).

4.2 Konditionierung zum Leistungserhalt nach Dehnen

In einigen Sportarten wird das Dehnen diverser Muskelgruppen in die unmittelbare Trainings- und Wettkampfvorbereitung eingebunden, um eine größtmögliche Beweglichkeit in entsprechenden Gelenken zu erzielen und das Risiko von Muskelverletzungen zu verringern (McHugh & Cosgrave, 2010; Behm et al., 2015). Jedoch bewirkt das Dehnen der Muskulatur auch unmittelbar eine Verringerung der Muskelkraft und reduziert die reaktive Bewegungsleistung der Athleten (Simic et al., 2013; Behm et al., 2015). Die Ergebnisse aus Studie II zeigen, dass der durch Konditionierungen erzielte potenzierende Mechanismus genutzt werden kann, um einer verminderten Kraft und Leistung

nach dem Dehnen auf muskulärer Ebene entgegenzuwirken. Dieser Effekt kann in Sportarten genutzt werden, deren Leistung durch ein hohes Maß an Beweglichkeit und maximale Kräfte bestimmt sind.

Ein ähnlicher Effekt lässt sich aus den Ergebnissen von Young & Behm (2003) ableiten. Sie verglichen verschiedene Aufwärmprogramme, um die darauffolgenden Sprunghöhe zu maximieren. Sie zeigten, dass 4 min Laufen gefolgt von 2 min Dehnen der Plantarflexoren und Knieextensoren zu einer geringeren Sprunghöhe führte, verglichen zu selbigem Protokoll gefolgt von zusätzlichen Konditionierungssprüngen. Sie vermuteten neuronale Mechanismen, welche nach den Konditionierungssprüngen zu einer gesteigerten Aktivierung motorischer Einheiten führen und so die Sprungleistung potenzieren. Ihre *EMG*-Ergebnisse konnten diese Annahme jedoch nicht bestätigen. Die vorliegende Arbeit zeigt hingegen, dass sehr wahrscheinlich intramuskuläre Mechanismen für diese Kompensation verantwortlich sind. Es ist davon auszugehen, dass vorbereitende reaktive Sprünge nicht generalisiert als Maßnahme gegen eine durch Muskeldehnen verursachte Leistungsminderung angewendet werden können. Der gegenwirksame Effekt beschränkt sich demnach – bedingt durch den lokalen intramuskulären Effekt – auf jene gedehnten Muskelgruppen, welche in der Konditionierungsaktivität entsprechend aktiviert werden und deren Kraft potenziert wird. Neben reaktiven Sprüngen sind für den Einsatz der Konditionierung im Sport vermutlich weitere bzw. andere Aktivitäten notwendig, um leistungsmindernden Effekten nach einer Dehnung anderer Muskelgruppen entgegenzuwirken. Die Ergebnisse aus Studie II zeigen jedoch, dass die Konditionierung als Gegenmaßnahme zu den Effekten von Dehnen wirksamer ist, wenn sie nach dem Dehnen erfolgt. Es ist davon auszugehen, dass diese Reihenfolge auch bei der Konditionierung anderer Muskelgruppen eine wirksamere Kompensation der leistungsmindernden Effekte von Dehnen erzielt.

Die gegenwärtigen Ergebnisse bestätigen die negative Wirkung von Muskeldehnen auf die Leistungsfähigkeit in darauffolgenden explosiven und reaktiven Bewegungen. Dieser Effekt kann zunächst nur für den Drop Jump bestätigt werden. Es ist unklar, inwieweit diese Konditionierung den durch Dehnen verursachten Leistungsminderungen anderer sportartspezifischeren Bewegungen von Athleten entgegenwirken kann. Das Dehnen der Kniestrecker und Plantarflexoren verlängert beispielsweise die Sprintzeiten über kurze Distanzen (vgl. Simic et al., 2013). Auch im Sprint wird eine verminderte tendo-muskuläre Steifigkeit der gedehnten *MTU* als Ursache für eine Leistungsreduktion nach dem Dehnen vermutet (Winchester et al., 2008). Obwohl reaktive Sprünge nicht zu einer Steigerung der Sprintleistung führen, so besteht die Möglichkeit, dass sie eine Kompensation der verminderten tendo-muskulären Steifigkeit nach dem Dehnen bewirken könnten und einer Leistungsreduktion im Sprint entgegenwirken. Der Einsatz von Konditionierungen als Gegenmaßnahme zu Leistungsminderungen nach dem Dehnen muss in weiteren Studien überprüft werden. Dabei gilt es vor allem die Dosis-Wirkungsbeziehung von Dehnen, aber auch des gegenwirksamen Effekts, zu berücksichtigen. Ausmaß und Persistenz der Reduktion der Muskelkraft und der tendo-muskulären Steifigkeit der *MTU* sind abhängig von der Dauer des Dehnens. Langes statisches Dehnen der Muskulatur (4 - 8 min) führt beispielsweise gegenüber kürzerem Dehnen (<2 min) zu einer deutlich stärkeren Reduktion der Muskelkraft. Diese können über einen Zeitraum von bis zu 20 min nachgewiesen werden (Ryan et al., 2008a; Ryan et al., 2008b). Diese Dosis-Wirkungsbeziehung kann auch bei explosiven Bewegungen beobachtet werden (Simic et al., 2013). In der vorliegenden Arbeit wurde der Effekt von Konditionierungssprüngen gegenüber einer Dehnung des *M. triceps surae* von 20 s nachgewiesen. Es ist jedoch nicht unwahrscheinlich, dass die Wirksamkeit nach einer längeren Dehnung der *MTU* geringer ausfallen könnte. Der zeitliche Verlauf der elektrisch evozierten Muskelkontraktionen verdeutlicht, dass der gegenwirksame Effekt der reaktiven Sprünge – zumindest auf muskulärer Ebene – lediglich über einen Zeitraum von 60 s auftritt. Bei länger anhaltenden Bewegungen oder langen Pausen zwischen der Konditionierung und der Bewegungsausführung des Athleten ist daher davon auszugehen, dass die durch das Dehnen

verursachten Mechanismen in der *MTU* dominieren und ein Leistungsrückgang in der Bewegung erneut auftreten kann.

5 Fazit

Die wesentliche Erkenntnis der vorliegenden Arbeit ist, dass der leistungspotenzierende Mechanismus nach reaktiven Sprüngen auf muskulärer Ebene stattfindet. Die Konditionierung verändert die Muskelmechanik des *M. triceps surae* im *DVZ*. Als Folge dessen ist die tendo-neuromuskuläre Leistung des Muskels gesteigert und die Leistung im Drop Jump potenziert. Die inversen Berechnungen aus Studie I zeigten, dass die am *M. triceps surae* wirkende Kraft gegenüber dem Kontrollsprung signifikant höher ausfiel. Die Faszikel des *M. gastrocnemius med.* waren während der exzentrischen Bewegungsphase des konditionierten Sprungs signifikant kürzer. Die Faszikel des *M. soleus* zeigten keine signifikante Längenänderung. Daraus kann auf eine höhere Kraft des *M. triceps surae* geschlossen werden. Dies ermöglichte im konditionierten Sprung eine zusätzliche Dehnung der Achillessehne um 3-5 mm. Es wurde daher signifikant mehr mechanische Energie von der Sehne absorbiert. In der darauffolgenden konzentrischen Bewegungsphase konnte diese Energie im konditionierten Sprung wieder abgegeben werden. Die gesamte Muskelsehneneinheit des *M. triceps surae* leistete somit signifikant mehr Arbeit, welche eine Steigerung der Sprunghöhe bewirkte. Dieser potenzierende Effekt ist unabhängig von der Muskelaktivierung und kann auf intrinsische Mechanismen im Muskel zurückgeführt werden. Die unter Absatz 1.5 formulierten Hypothesen H1 und H2, dass repetitive reaktive Sprünge im darauffolgenden Drop Jump die Muskel-Sehnen-Interaktion des *M. triceps surae* im *DVZ* verändern und durch einen gesteigerten Beitrag an Energie aus serienelastischen Elementen des Muskels die tendo-neuromuskuläre Leistung im Sprung steigern, können bestätigt werden.

Ungeachtet der Hinweise für eine präventive Wirkung des Dehnens gegenüber Muskelverletzungen im Sport (vgl. McHugh & Cosgrave, 2010) kann dessen Einsatz in der unmittelbaren Vorbereitung maximaler und schnellkräftiger Bewegungen aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht empfohlen werden. Studie II zeigte, dass ein Dehnen der Muskelsehneneinheit des *M. triceps surae* die Muskelkraft und die Leistung in reaktiven Bewegungen vermindert.

In einigen Sportdisziplinen wird das Dehnen dennoch in die Wettkampfvorbereitung eingebunden, um eine Verbesserung der Beweglichkeit zu erzielen. Dies geht mit einer verminderten Leistungsfähigkeit einher (Simic et al., 2013). Die Ergebnisse der Studie II zeigen, dass der Einsatz von Konditionierungen eine effektive Möglichkeit bietet, um diesen Effekten auf muskulärer Ebene entgegenzuwirken. Die Kombination von Dehnen und reaktiven Sprüngen ergab gegenüber dem alleinigen Dehnen und gegenüber der Kontrolle eine signifikant höhere Kraft sowie einen steileren Kraftanstieg in elektrisch evozierten Muskelkontraktionen. Im Drop Jump führte die Kombination von Dehnen und reaktiven Sprüngen zu einer signifikant höheren Sprunghöhe gegenüber dem alleinigen Dehnen. Ferner konnte gezeigt werden, dass die Wirksamkeit dieser Kompensation von der Reihenfolge der Konditionierung abhängig ist. Wird diese nach dem Dehnen angewendet, kann einer verminderten Kraft und Leistungsfähigkeit effektiv entgegengewirkt werden. Der Einsatz der Konditionierung unmittelbar vor dem Dehnen erzielte hingegen keine oder nur geringfügige Verbesserungen gegenüber alleinigem Dehnen. Die Hypothesen H3 und H4, in denen angenommen wurde, dass reaktive Sprünge den leistungsmindernden Effekten des Dehnens entgegenwirken und diese Kompensation von der Reihenfolge der Konditionierung abhängt, können bestätigt werden.

Die leistungssteigernden Effekte treten auch bei hochtrainierten Athleten auf. Studie III zeigte, dass reaktive Sprünge die Sprunghöhe im Drop Jump von sprinttrainierten Spitzenathleten steigern. Hypothese H5 kann aus diesem Grund angenommen werden.

Der Transfer der Leistungspotenzierung auf sportartspezifische Bewegungen scheint jedoch problematisch. Die durch reaktive Sprünge gesteigerte tendo-neuromuskuläre Leistung im Drop Jump lies sich in Studie III nicht auf sportartspezifische Bewegungen der Athleten - den Sprint - übertragen.

Die Sprintzeiten und kinematischen Variablen des Sprints ergaben keinen signifikanten Unterschied zwischen den konditionierten Sprints und den Kontrollsprints. H₆ muss aufgrund der vorliegenden Ergebnisse verworfen werden. Der Einsatz von reaktiven Sprüngen als Konditionierung von reaktiven Bewegungen ist dennoch potenziell für den Spitzensport geeignet, wie die teilweise erheblichen individuellen Leistungssteigerungen der Athleten im Drop Jump demonstrieren.

6 Abgrenzung der eigenen Arbeitsleistung

6.1 Studie I

Conditioning hops increase triceps surae muscle force and Achilles tendon strain energy in the stretch-shortening cycle

The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports (online publiziert, DOI: 10.1111/sms.12870)

| | |
|-------------------------|--|
| Erstautor | Jakob Kümmel |
| Co-Autorenschaft | Neil J. Cronin, Andreas Kramer, Janne Avela, Markus Gruber |

| Arbeitsleistung | Signifikante Beteiligung | Unter Mitwirkung von |
|--------------------------------------|--------------------------|---|
| Konzeption der Studie | Ja | Neil J. Cronin, Markus Gruber, Janne Avela |
| Durchführung der Experimente | Ja | |
| Datenanalyse | Ja | |
| Interpretation der Ergebnisse | Ja | Markus Gruber |
| Anfertigung der Abbildungen | Ja | |
| Überarbeitung der Publikation | Ja | Neil J. Cronin, Andreas Kramer, Markus Gruber |

Jakob Kümmel



Neil J. Cronin



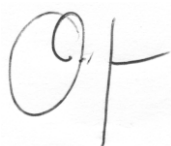
Andreas Kramer



Janne Avela



Markus Gruber



6.2 Studie II

Postactivation potentiation can counteract declines in force and power that occur after stretching

The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports (online publiziert, DOI: 10.1111/sms.12817)

| | |
|-------------------------|--|
| Erstautor | Jakob Kümmel |
| Co-Autorenschaft | Andreas Kramer, Neil J. Cronin, Markus Gruber. |

| Arbeitsleistung | Signifikante Beteiligung | Unter Mitwirkung von |
|--------------------------------------|---------------------------------|---|
| Konzeption der Studie | Ja | Andreas Kramer, Markus Gruber |
| Durchführung der Experimente | Ja | |
| Datenanalyse | Ja | |
| Interpretation der Ergebnisse | Ja | Andreas Kramer, Neil Cronin, Markus Gruber |
| Anfertigung der Abbildungen | Ja | |
| Überarbeitung der Publikation | Ja | Andreas Kramer, Neil J. Cronin, Markus Gruber |

Jakob Kümmel



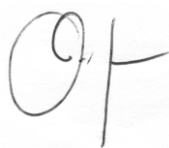
Andreas Kramer



Neil J. Cronin



Markus Gruber



6.3 Studie III

Effects of conditioning hops on drop jump and sprint performance: a randomized crossover pilot study in elite athletes

BioMed Central, Sports Science, Medicine and Rehabilitation (2016) 8:1 (online publiziert, DOI: 10.1186/s13102-016-0027-z)

| | |
|-------------------------|---|
| Erstautor | Jakob Kümmel |
| Co-Autorenschaft | Julian Bergmann, Olaf Prieske, Andreas Kramer, Urs Granacher, Markus Gruber |

| Arbeitsleistung | Signifikante Beteiligung | Unter Mitwirkung von |
|--------------------------------------|---------------------------------|--|
| Konzeption der Studie | Ja | Julian Bergmann, Urs Granacher, Markus Gruber |
| Durchführung der Experimente | Ja | Julian Bergmann, Olaf Prieske |
| Datenanalyse | Ja | Olaf Prieske |
| Interpretation der Ergebnisse | Ja | Andreas Kramer, Markus Gruber |
| Anfertigung der Abbildungen | Ja | |
| Überarbeitung der Publikation | Ja | Andreas Kramer, Olaf Prieske, Urs Granacher, Markus Gruber |

Jakob Kümmel



Julian Bergmann



Olaf Prieske



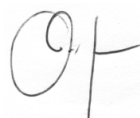
Andreas Kramer



Urs Granacher



Markus Gruber



7 Literatur

- Abbate, F., Sargeant, A., Verdijk, P., & De Haan, A. (2000). Effects of high-frequency initial pulses and posttetanic potentiation on power output of skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 88(1), 35-40.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G.-P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kines*, 11(5), 355-364.
- Arteaga, R., Dorado, C., & Calbet, J. C. J. (2000). Reliability of jumping performance in active men and women under different stretch loading conditions. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 40(1), 26.
- Avela, J., Finni, T., Liikavainio, T., Niemelä, E., & Komi, P. V. (2004). Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, 96(6), 2325-2332.
- Avela, J., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, 86(4), 1283-1291.
- Babault, N., Maffiuletti, N. A., & Pousson, M. (2008). Postactivation potentiation in human knee extensors during dynamic passive movements. *Med Sci Sports Exerc*, 40(4), 735-743.
- Batista, M. A., Ugrinowitsch, C., Roschel, H., Lotufo, R., Ricard, M. D., & Tricoli, V. A. (2007). Intermittent exercise as a conditioning activity to induce postactivation potentiation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 837-840.
- Baudry, S., & Duchateau, J. (2004). Postactivation potentiation in human muscle is not related to the type of maximal conditioning contraction. *Muscle & nerve*, 30(3), 328-336.
- Baudry, S., & Duchateau, J. (2007). Postactivation potentiation in a human muscle: effect on the load-velocity relation of tetanic and voluntary shortening contractions. *Journal of Applied Physiology*, 103(4), 1318-1325.
- Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2015). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl Physiol Nutr Metab*, 1-11. doi:10.1139/apnm-2015-0235
- Behm, D. G., & Kibele, A. (2007). Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 101(5), 587-594.
- Beltman, J., De Haan, A., Haan, H., Gerrits, H., Van Mechelen, W., & Sargeant, A. (2004). Metabolically assessed muscle fibre recruitment in brief isometric contractions at different intensities. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4-5), 485-492.
- Bénard, M. R., Becher, J. G., Harlaar, J., Huijing, P. A., & Jaspers, R. T. (2009). Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle & nerve*, 39(5), 652-665.
- Bergmann, J., Kramer, A., & Gruber, M. (2013). Repetitive Hops Induce Postactivation Potentiation in Triceps Surae as well as an Increase in the Jump Height of Subsequent Maximal Drop Jumps. *PloS one*, 8(10), e77705.
- Bergmann, J., Kramer, A., & Gruber, M. (2014). Reaktive Hoppings als direkte Vorbereitung auf maximale Niedersprünge. *Leistungssport*, 44(3), 19-24.
- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O., Smith, S., & Woods, J. (1983). Changes in motoneuron firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The journal of physiology*, 340(1), 335-346.
- Bigland-Ritchie, B., Thomas, C. K., Rice, C., Howarth, J., & Woods, J. (1992). Muscle temperature, contractile speed, and motoneuron firing rates during human voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 73(6), 2457-2461.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12), 1217-1227.
- Bobbert, Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P., & van Ingen Schenau, G. (1986a). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 54(6), 566-573.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 19(4), 332-338.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986b). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal of Biomechanics*, 19(11), 899-906.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986c). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomech*, 19(11), 887-898.
- Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 50(2), 273-282.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics*, 18(6), 511-517.

- Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 42(3), 159-163.
- Cè, E., Paracchino, E., & Esposito, F. (2008). Electrical and mechanical response of skeletal muscle to electrical stimulation after acute passive stretching in humans: a combined electromyographic and mechanomyographic approach. *J Sports Sci*, 26(14), 1567-1577.
- Comyns, T. M., Harrison, A. J., Hennessy, L., & Jensen, R. L. (2007). Identifying the optimal resistive load for complex training in male rugby players. *Sports Biomechanics*, 6(1), 59-70.
- Cornwell, A., Nelson, A. G., Heise, G. D., & Sidaway, B. (2001). Acute effects of passive muscle stretching on vertical jump performance. *Journal of Human Movement Studies*, 40(4), 307-324.
- Cornwell, A., Nelson, A. G., & Sidaway, B. (2002). Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European Journal of Applied Physiology*, 86(5), 428-434.
- Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., Walter, A. A., Hoge, K. M., & Cramer, J. T. (2010). Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *European Journal of Applied Physiology*, 108(2), 301-310.
- Crewther, B. T., Kilduff, L. P., Cook, C. J., Middleton, M. K., Bunce, P. J., & Yang, G.-Z. (2011). The acute potentiating effects of back squats on athlete performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(12), 3319-3325.
- Cronin, J. B., & Hansen, K. T. (2005). Strength and power predictors of sports speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 349-357.
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*, 37(3), 305-312.
- De Villarreal, E. S. S., González-Badillo, J. J., & Izquierdo, M. (2007). Optimal warm-up stimuli of muscle activation to enhance short and long-term acute jumping performance. *European Journal of Applied Physiology*, 100(4), 393-401.
- Esformes, J. I., Keenan, M., Moody, J., & Bampouras, T. M. (2011). Effect of different types of conditioning contraction on upper body postactivation potentiation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 143-148.
- Esposito, F., Limonta, E., & Cè, E. (2011). Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from an electromyographic and mechanomyographic combined approach. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3), 485-495.
- Evetovich, T. K., Nauman, N. J., Conley, D. S., & Todd, J. B. (2003). Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(3), 484-488.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-273.
- Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2016). UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Comput Methods Programs Biomed*, 128, 111-118.
- Finni, T. (2001). *Muscle mechanics during human movement revealed by in vivo measurements of tendon force and muscle length*. (Academic Dissertation), Jyväskylän yliopisto.
- Finni, T., Komi, P. V., & Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *European Journal of Applied Physiology*, 83(4-5), 416-426.
- Finni, T., Komi, P. V., & Lepola, V. (2001). In vivo muscle mechanics during locomotion depend on movement amplitude and contraction intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85(1-2), 170-176.
- Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Med*, 37(2), 145-168.
- Fowles, J., Sale, D., & MacDougall, J. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 1179-1188.
- French, D. N., Kraemer, W. J., & Cooke, C. B. (2003). Changes in dynamic exercise performance following a sequence of preconditioning isometric muscle actions. *J Strength Cond Res*, 17(4), 678-685.
- Fukashiro, S., Hay, C., & Nagano, A. (2006). Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *J App Biomech*, 22(2), 131.
- Fukashiro, S., Komi, P., Järvinen, M., & Miyashita, M. (1993). Comparison between the directly measured Achilles tendon force and the tendon force calculated from the ankle joint moment during vertical jumps. *Clinical biomechanics*, 8(1), 25-30.
- Fukashiro, S., Komi, P. V., Järvinen, M., & Miyashita, M. (1995). In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(5), 453-458.
- Fukashiro, S., Kurokawa, S., Hay, D. C., & Nagano, A. (2005). Comparison of muscle-tendon interaction of human m. gastrocnemius between ankle-and drop-jumping. *J Sport Health Sci*, 3, 253-263.
- Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. (1997). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 354-358.

- Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., & Edgerton, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*, 80(1), 158-165.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.*, 81(4), 1725-1789.
- Gollhofer, A., & Kyröläinen, H. (1991). Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *International Journal of Sports Medicine*, 12(01), 34-40.
- Gollnick, P., Armstrong, R., Saubert, C. t., Piehl, K., & Saltin, B. (1972). Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol*, 33.
- Gossen, E. R., & Sale, D. G. (2000). Effect of postactivation potentiation on dynamic knee extension performance. *European Journal of Applied Physiology*, 83(6), 524-530.
- Grange, R. W., Cory, C., Vandenboom, R., & Houston, M. (1995). Myosin phosphorylation augments force-displacement and force-velocity relationships of mouse fast muscle. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 269(3), C713-C724.
- Grange, R. W., & Houston, M. E. (1991). Simultaneous potentiation and fatigue in quadriceps after a 60-second maximal voluntary isometric contraction. *Journal of Applied Physiology*, 70(2), 726-731.
- Grange, R. W., Vandenboom, R., & Houston, M. E. (1993). Physiological significance of myosin phosphorylation in skeletal muscle. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 18(3), 229-242.
- Gregoire, L., Veeger, H., Huijijng, P., & van Ingen Schenau, G. (1984). Role of mono-and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine*, 5(06), 301-305.
- Guggenheimer, J. D., Dickin, D. C., Reyes, G. F., & Dolny, D. G. (2009). The effects of specific preconditioning activities on acute sprint performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1135-1139.
- Guissard, N., Duchateau, J., & Hainaut, K. (2001). Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*, 137(2), 163-169.
- Güllich, A., & Schmidtbleicher, D. (1996). MVC-induced short-term potentiation of explosive force. *New Studies in Athletics*, 11, 67-84.
- Günther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*, 35(11), 1459-1474.
- Hamada, T., Sale, D. G., & Macdougall, J. D. (2000a). Postactivation potentiation in endurance-trained male athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(2), 403-411.
- Hamada, T., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Tarnopolsky, M. A. (2000b). Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 88(6), 2131-2137.
- Hamada, T., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Tarnopolsky, M. A. (2003). Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. *Acta physiologica scandinavica*, 178(2), 165-173.
- Harris, G. R., Stone, M., O'Bryant, H., Proulx, C., & Johnson, R. (2000). Short-Term Performance Effects of High Power, High Force, or Combined Weight-Training Methods. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 14(1), 14-20.
- Hawkins, D., & Hull, M. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech*, 23(5), 487-494.
- Hilfiker, R., Hübner, K., Lorenz, T., & Marti, B. (2007). Effects of drop jumps added to the warm-up of elite sport athletes with a high capacity for explosive force development. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 550-555.
- Hodgson, M., Docherty, D., & Robbins, D. (2005). Post-activation potentiation. *Sports Med*, 35(7), 585-595.
- Hof, A., Geelen, B., & Van den Berg, J. (1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 523-537.
- Hopkins, J. T., Feland, J. B., & Hunter, I. (2007). A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. *International Journal of Neuroscience*, 117(5), 597-604.
- Horita, T., Komi, P., Nicol, C., & Kyröläinen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 73(5), 393-403.
- Huijijng, P., & Woittiez, R. (1983). The effect of architecture on skeletal muscle performance: a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology*, 34(1), 21-32.
- Ishikawa, M., & Komi, P. V. (2004). Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J App Physiol*, 96(3), 848-852.
- Ishikawa, M., & Komi, P. V. (2008). Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exercise and sport sciences reviews*, 36(4), 193-199.
- Jensen, R. L., & Ebben, W. P. (2007). Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint, and ground reaction forces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 763-767.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter - movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The journal of physiology*, 540(2), 635-646.

- Kilduff, L. P., Cunningham, D. J., Owen, N. J., West, D. J., Bracken, R. M., & Cook, C. J. (2011). Effect of postactivation potentiation on swimming starts in international sprint swimmers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(9), 2418-2423.
- Kilduff, L. P., Owen, N., Bevan, H., Bennett, M., Kingsley, M. I. C., & Cunningham, D. (2008). Influence of recovery time on post-activation potentiation in professional rugby players. *J Sports Sci*, 26(8), 795-802.
- Komi, P. (1988). The musculoskeletal system. In A. Dirix (Ed.), *The Olympic Book of Sports Medicine*. Oxford: Blackwell Scientific Publishers (pp. 15-39). Oxford: Blackwell Scientific.
- Komi, P., Fukashiro, S., & Järvinen, M. (1992). Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med*, 11(3), 521-531.
- Komi, P. V. (2008). Stretch-shortening cycle. *Strength and power in sport*, 184.
- Kramer, A., Ritzmann, R., Gollhofer, A., Gehring, D., & Gruber, M. (2010). A new sledge jump system that allows almost natural reactive jumps. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2672-2677.
- Kramer, A., Ritzmann, R., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2012). Four weeks of training in a sledge jump system improved the jump pattern to almost natural reactive jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 285-293.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2001). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(2), 520-527.
- Kuitunen, S. (2010). *Muscle and joint stiffness regulation during normal and fatiguing stretch-shortening cycle exercise*. (PhD), University of Jyväskylä.
- Kuitunen, S., Avela, J., Kyröläinen, H., Nicol, C., & Komi, P. (2002). Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 107-116.
- Kuitunen, S., Ogiso, K., & Komi, P. (2011). Leg and joint stiffness in human hopping. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), e159-e167.
- Kyröläinen, H., Finni, T., Avela, J., & Komi, P. (2003). Neuromuscular behaviour of the triceps surae muscle-tendon complex during running and jumping. *I J Sports Med*, 24(03), 153-155.
- Lesinski, M., Muehlbauer, T., Büsch, D., & Granacher, U. (2013). Akute Effekte der Postaktivierungspotenzierung auf Kraft-und Schnelligkeitsleistungen bei Sportlern. *Sportverletzung-Sportschaden*, 27(03), 147-155.
- Lesinski, M., Muehlbauer, T., Büsch, D., & Granacher, U. (2014). Effekte von Komplextraining auf Kraft-und Schnelligkeitsleistungen bei Sportlern: Ein systematischer Überblick. *Sportverletzung-Sportschaden*(EFirst).
- Lichtwark, G. A., & Wilson, A. (2005). In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *Journal of Experimental Biology*, 208(24), 4715-4725.
- Lima, J., Marin, D., Barquilha, G., Da Silva, L., Puggina, E., Pithon-Curi, T., & Hirabara, S. (2011). Acute Effects of Drop Jump Potentiation Protocol on Sprint and Countermovement Vertical Jump Performance. *Human Movement*, 12(4), 324-330.
- Lin, D. C. (2009). Force-Velocity Relationship of Skeletal Muscle *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 1611-1615): Springer.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Sargeant, A. J. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *The journal of physiology*, 512(2), 603-614.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Gleim, G. W., McHugh, M. P., & Kjaer, M. (1995). Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports*, 5(6), 342-347.
- Mahlfeld, K., Franke, J., & Awiszus, F. (2004). Postcontraction changes of muscle architecture in human quadriceps muscle. *Muscle & nerve*, 29(4), 597-600.
- Maloney, S. J., Turner, A. N., & Fletcher, I. M. (2014). Ballistic Exercise as a Pre-Activation Stimulus: A Review of the Literature and Practical Applications. *Sports Med*, 44(10), 1347-1359.
- Margaritopoulos, S., Theodorou, A., Methenitis, S., Zaras, N., Donti, O., & Tsolakis, C. (2015). The effect of plyometric exercises on repeated strength and power performance in elite karate athletes. *Journal of Physical Education and Sport*, 15(2), 310.
- Markovic, G., & Mikulic, P. (2010). Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports Med*, 40(10), 859-895.
- Marsden, C., Merton, P., Morton, H., Adam, J., & Hallett, M. (1978). Automatic and voluntary responses to muscle stretch in man. *Prog Clin Neurophysiol*, 4, 167-177.
- Masamoto, N., Larson, R., Gates, T., & Faigenbaum, A. (2003). Acute effects of plyometric exercise on maximum squat performance in male athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(1), 68-71.
- Matheson, L., Duffy, S., Maroof, A., Gibbons, R., Duffy, C., & Roth, J. (2013). Intra-and inter-rater reliability of jumping mechanography muscle function assessments. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 13(4), 480-486.

- Matthews, M. J., Matthews, H. P., & Snook, B. (2004). The acute effects of a resistance training warmup on sprint performance. *Research in Sports Medicine*, 12(2), 151-159.
- McBride, J., Nimphius, S., & Erickson, T. (2005). The acute effects of heavy-load squats and loaded countermovement jumps on sprint performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(4), 893-897.
- McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, A., & Newton, R. U. (2002). The effect of heavy-vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(1), 75-82.
- McHugh, M. P., & Cosgrave, C. (2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 169-181.
- Merletti, R., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Stegeman, D., & Hägg, G. (2016). Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Mero, A., Komi, P., & Gregor, R. (1992). Biomechanics of sprint running. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mitchell, C. J., & Sale, D. G. (2011). Enhancement of jump performance after a 5-RM squat is associated with postactivation potentiation. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1957-1963.
- Moir, G. L., Mergely, D., Witmer, C., & Davis, S. E. (2011). The acute effects of manipulating volume and load of back squats on countermovement vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1486-1491.
- Moore, R. L., & Stull, J. T. (1984). Myosin light chain phosphorylation in fast and slow skeletal muscles in situ. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 247(5), C462-C471.
- Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N., & Jones, D. A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The journal of physiology*, 586(1), 97-106.
- Nelson, A. G., Driscoll, N. M., Landin, D. K., Young, M. A., & Schexnayder, I. C. (2005). Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *J Sports Sci*, 23(5), 449-454.
- Norman, R. W., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta physiologica scandinavica*, 106(3), 241-248.
- O'Leary, D. D., Hope, K., & Sale, D. G. (1997). Posttetanic potentiation of human dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2131-2138.
- Pääsuke, M., Ereline, J., & Gapeyeva, H. (1998). Twitch potentiation capacity of plantarflexor muscles in endurance and power athletes. *Biology of Sport*, 15, 171-178.
- Pääsuke, M., Ereline, J., Gapeyeva, H., & Torop, T. (2002). Twitch contractile properties of plantarflexor muscles in female power-trained athletes. *Med Sport*, 55, 279-286.
- Pääsuke, M., Saapar, L., Ereline, J., Gapeyeva, H., Requena, B., & Ööpik, V. (2007). Postactivation potentiation of knee extensor muscles in power-and endurance-trained, and untrained women. *European Journal of Applied Physiology*, 101(5), 577-585.
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Avela, J., & Finni, T. (2010). In vivo mechanical response of human Achilles tendon to a single bout of hopping exercise. *J Exp Biol*, 213(8), 1259-1265.
- Pierrot-Deseilligny, E., & Burke, D. (2005). *The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders*: Cambridge University Press.
- Proske, U., & Morgan, D. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of Muscle Research & Cell Motility*, 20(5-6), 433-442.
- Proske, U., Morgan, D. L., & Gregory, J. E. (1993). Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Progress in neurobiology*, 41(6), 705-721.
- Rahimi, R. (2007). The acute effects of heavy versus light-load squats on sprint performance. *Facta Universitatis-Series: Physical Education and Sport*, 5(2), 163-169.
- Rassier, D., & Macintosh, B. (2000). Coexistence of potentiation and fatigue in skeletal muscle. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 33(5), 499-508.
- Reardon, D., Hoffman, J. R., Mangine, G. T., Wells, A. J., Gonzalez, A. M., Jajtner, A. R., . . . Fukuda, D. H. (2014). Do changes in muscle architecture affect post-activation potentiation? *J Sports Sci Med*, 13(3), 483-492.
- Reisman, S., Allen, T. J., & Proske, U. (2009). Changes in passive tension after stretch of unexercised and eccentrically exercised human plantarflexor muscles. *Experimental Brain Research*, 193(4), 545-554.
- Rittweger, J., Schiessl, H., Felsenberg, D., & Runge, M. (2004). Reproducibility of the jumping mechanography as a test of mechanical power output in physically competent adult and elderly subjects. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(1), 128-131.
- Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., & Taylor, C. R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, 275(5303), 1113-1115.
- Ryan, E., Beck, T., Herda, T., Hull, H., Hartman, M., Stout, J., & Cramer, J. (2008a). Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(8), 1529-1537.

- Ryan, E. D., Beck, T. W., Herda, T. J., Hull, H. R., Hartman, M. J., Costa, P. B., . . . Cramer, J. T. (2008b). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 632-639.
- Sale, D. G. (2002). Postactivation potentiation: role in human performance. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(3), 138-143.
- Sale, D. G. (2004). Postactivation potentiation: role in performance. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 386-387.
- Sasaki, K., Tomioka, Y., & Ishii, N. (2012). Activation of fast - twitch fibers assessed with twitch potentiation. *Muscle & nerve*, 46(2), 218-227.
- Schluter, J. M., & Fitts, R. H. (1994). Shortening velocity and ATPase activity of rat skeletal muscle fibers: effects of endurance exercise training. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 266(6), C1699-C1673.
- Simic, L., Sarabon, N., & Markovic, G. (2013). Does pre - exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta - analytical review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(2), 131-148.
- Smirniotou, A., Katsikas, C., Paradisis, G., Argeitaki, P., Zacharogiannis, E., & Tziortzis, S. (2008). Strength-power parameters as predictors of sprinting performance. *J Sports Med Phys Fitness*, 48(4), 447-454.
- Sousa, F., Ishikawa, M., Vilas-Boas, J., & Komi, P. V. (2007). Intensity-and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol*, 102(1), 382-389.
- Sweeney, H., Bowman, B. F., & Stull, J. T. (1993). Myosin light chain phosphorylation in vertebrate striated muscle: regulation and function. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 264(5), C1085-C1095.
- Taube, W., Leukel, C., Lauber, B., & Gollhofer, A. (2012). The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch - shortening cycle training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(5), 671-683.
- Taube, W., Leukel, C., Schubert, M., Gruber, M., Rantalainen, T., & Gollhofer, A. (2008). Differential modulation of spinal and corticospinal excitability during drop jumps. *J Neurophysiol*, 99(3), 1243-1252.
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 104(2), 542-550.
- Terzis, G., Karampatsos, G., Kyriazis, T., Kavouras, S. A., & Georgiadis, G. (2012). Acute effects of countermovement jumping and sprinting on shot put performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(3), 684-690.
- Terzis, G., Spengos, K., Karampatsos, G., Manta, P., & Georgiadis, G. (2009). Acute effect of drop jumping on throwing performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2592-2597.
- Tesch, P., & Karlsson, J. (1985). Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *Journal of Applied Physiology*, 59(6), 1716-1720.
- Thomas, K., Toward, A., West, D., Howatson, G., & Goodall, S. (2015). Heavy - resistance exercise - induced increases in jump performance are not explained by changes in neuromuscular function. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Thorstensson, A., Larsson, L., Tesch, P., & Karlsson, J. (1977). Muscle strength and fiber composition in athletes. *Medicine and science in sports*, 9(1), 26-80.
- Till, K. A., & Cooke, C. (2009). The effects of postactivation potentiation on sprint and jump performance of male academy soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(7), 1960-1967.
- Tillin, M. N. A., & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Med*, 39(2), 147-166.
- Tobin, D. P., & Delahunt, E. (2014). The Acute Effect of a Plyometric Stimulus on Jump Performance in Professional Rugby Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(2), 367-372.
- Trimble, M. H., & Harp, S. S. (1998). Postexercise potentiation of the H-reflex in humans. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(6), 933-941.
- Tsolakis, C., Bogdanis, G. C., Nikolaou, A., & Zacharogiannis, E. (2011). Influence of type of muscle contraction and gender on postactivation potentiation of upper and lower limb explosive performance in elite fencers. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(3), 577.
- Turner, A. P., Bellhouse, S., Kilduff, L. P., & Russell, M. (2015). Postactivation potentiation of sprint acceleration performance using plyometric exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(2), 343-350.
- van Ingen Schenau, G. (1984). An alternative view of the concept of utilisation of elastic energy in human movement. *Human Movement Science*, 3(4), 301-336.
- van Ingen Schenau, G. v., Bobbert, M., & Rozendal, R. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1.
- Vandenboom, R., Grange, R., & Houston, M. (1993). Threshold for force potentiation associated with skeletal myosin phosphorylation. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 265(6), C1456-C1462.

- Vandervoort, A., Quinlan, J., & McComas, A. (1983). Twitch potentiation after voluntary contraction. *Experimental neurology*, 81(1), 141-152.
- Veilleux, L.-N., & Rauch, F. (2010). Reproducibility of jumping mechanography in healthy children and adults. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 10(4), 256-266.
- Walsh, M., Arampatzis, A., Schade, F., & Brüggemann, G. (2004). The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *J Strength Cond Res*, 18(3), 561-566.
- Weber, K. R., Brown, L. E., Coburn, J. W., & Zinder, S. M. (2008). Acute effects of heavy-load squats on consecutive squat jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 726-730.
- Weir, D. E., Tingley, J., & Elder, G. C. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 93(5-6), 614-623.
- West, D. J., Cunningham, D. J., Crewther, B. T., Cook, C. J., & Kilduff, L. P. (2013). Influence of ballistic bench press on upper body power output in professional rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(8), 2282-2287.
- Wilson, G. J., Newton, R. U., Murphy, A. J., & Humphries, B. J. (1993). The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 25(11), 1279-1286.
- Wilson, J. M., Duncan, N. M., Marin, P. J., Brown, L. E., Loenneke, J. P., Wilson, S. M., . . . Ugrinowitsch, C. (2013). Meta-analysis of postactivation potentiation and power: effects of conditioning activity, volume, gender, rest periods, and training status. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(3), 854-859.
- Winchester, J. B., Nelson, A. G., Landin, D., Young, M. A., & Schexnayder, I. C. (2008). Static stretching impairs sprint performance in collegiate track and field athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(1), 13-19.
- Wisløff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 38(3), 285-288.
- Yoon, S., Tauchi, K., & Takamatsu, K. (2007). Effect of ankle joint stiffness during eccentric phase in rebound jumps on ankle joint torque at midpoint. *International Journal of Sports Medicine*, 28(01), 66-71.
- Young, W. B. (2006). Transfer of strength and power training to sports performance. *International journal of sports physiology and performance*, 1(2), 74.
- Young, W. B., & Behm, D. G. (2003). Effects of running, static stretching and practice jumps on explosive force production and jumping performance. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 43(1), 21-27.
- Young, W. B., Elias, G., & Power, J. (2006). Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 46, 3.
- Young, W. B., Jenner, A., & Griffiths, K. (1998). Acute enhancement of power performance from heavy load squats. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 12(2), 82-84.
- Zatsiorsky, V., Lanka, G., & Shalmanov, A. (1981). Biomechanical analysis of shot putting technique. *Exercise and sport sciences reviews*, 9(1), 353.
- Zehr, P. E. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 455-468.

8 Tabellen und Abbildungsverzeichnis

8.1 Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: DER EFFEKT VON PAP BEI EINFACHER SYNCHRONEN REKRUTIERUNG ALLER MOTORISCHER EINHEITEN (TWITCH, LINKS) UND BEI HOCHFREQUENTER TETANISCHE KONTRAKTION (RECHTS). BEIDE KONTRAKTIONEN WEISEN GEGENÜBER DER KONTROLLE (CTRL, BLAU) EINEN DURCH PAP BEDINGTEN ANSTIEG DER KRAFTENTWICKLUNG AUF (PAP, ROT). JEDOCH NUR IM TWITCH KANN EINE POTENZIERTES MOMENT BEOBACHTET WERDEN (ABBILDUNG MODIFIZIERT NACH SALE (2002)).

ABBILDUNG 2: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES EINFLUSSES EINES VERÄNDERTEN FIEDERUNGSWINKELS ($\varepsilon_1 < \varepsilon_1$) AUF DIE RESULTIERENDE KRAFT (FRES) DES MUSKELS BEI IDENTISCHER KRAFT DER FASZIKEL ($F_1 = F_2$).

ABBILDUNG 3: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES STUDIENDESIGNS VON STUDIE II. DIE BEDINGUNGEN IN DER GRAU MARKIERTEN FLÄCHE (STR, S-H UND H-S) ERFOLGTEN IN AUSGEGLICHENER REIHENFOLGE (DJ: DROP JUMP; ISI: INTERSTIMULUS-INTERVALL; TPT: ELEKTRISCH EVOZIERTE MUSKELKONTRAKTIONEN).

ABBILDUNG 4 - OBEN: BILDGEBENDES ULTRASCHALL DES M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS UND M. SOLEUS. LINKS: DIE OBERFLÄCHLICHE UND TIEFE APONEUROSE BEIDER MUSKELN. RECHTS: DIE FASZIKELLÄNGE BEIDER MUSKELN (FASCGM & FASCSOL) UND DEREN FIEDERUNGSWINKEL AN DER TIEFEN (PENGM) BZW. OBERFLÄCHLICHEN APONEUROSE (PENSOL). UNTEN: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES PLANIMETRISCHEN MODELS ZUR BERECHNUNG DER PASSIV-ELASTISCHEN STRUKTUREN. DIE GESAMTLÄNGE DER MUSKELSEHNENEINHEIT ($LMTU$) SETZT SICH AUS DER LÄNGE DER PASSIV-ELASTISCHEN STRUKTUREN ($L_{TENDON} = LSA + LDA$) SOWIE DER FASZIKELLÄNGE ($FASC$) ZUSAMMEN. WÄHREND DER KONTRAKTION (GESTRICHELT) VERKÜRZT SICH DIE FASZIKELLÄNGE (PFEIL), WOBEI DIE PASSIV-ELASTISCHEN STRUKTUREN GEDEHNT WERDEN (HIER DARGESTELLT AN LSA).

ABBILDUNG 5: BESTIMMUNG DES MUSKELSEHNENÜBERGANGS DER ACHILLES SEHNE AM M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS MITTELS ULTRASCHALL-BASIERTER BILDGEBUNG. OBEN: DER MUSKELSEHNENÜBERGANG DES ENTSPANNTEN MUSKELS. UNTEN: BEI KONTRAKTION DES M. GASTROCNEMIUS WIRD DIE SEHNE NACH PROXIMAL GEDEHNT.

ABBILDUNG 6: SCHEMATISCHE ABBILDUNG DER ERMITTELTEN LÄNGE DER ACHILLESSEHNE AM M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS. A: DER DISTALE MARKER DER ULTRASCHALLSONDE WIRD AUF DIE ACHSE ZWISCHEN ANSATZ UND URSPRUNG DES MUSKELS PROJIZIERT. B: DARAUS RESULTIERT DIE BERECHNETEN LÄNGE DER ACHILLESSEHNE (L_{CALC}), WELCHE SICH MIT DER GEMESSENEN LÄNGE DES PROXIMALEN ABSCHNITTS DER SEHNE (L_{CALC}) ZUR IHRER GESAMTLÄNGE ZUSAMMENSETZT. C: DIE BEWEGUNG DER ULTRASCHALLSONDE ENTLANG DER LONGITUDINALEN ACHSE DES UNTERSCHENKELS WURDE UM DEN MITTLEREN PROJIZIERTEN ABSTAND BEIDER MARKER ZUM DISTALEN ENDE DES UNTERSCHENKELS ($DDIST$ & $DPROX$) KORRIGIERT.

ABBILDUNG 7 – ERGEBNISSE AUS EXPERIMENT 1 – A: MITTLERE FASCGM ($\pm SD$) DES M. GASTROCNEMIUS MED. ÜBER DIE NORMALISIERTE BODENKONTAKTZEIT WÄHREND DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. B: MITTLERE F_{TENDON} ($\pm SD$) ÜBER DIE NORMALISIERTE BODENKONTAKTZEIT WÄHREND DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. SIGNIFIKANTE UNTERSCHIEDE IM ZEITLICHEN VERLAUF SIND IN A UND B GRAU HINTERLEGT. LINKS DAZU BEFINDET SICH DIE KORRESPONDIERENDE t STATISTIK DES ZEIT-NORMALISIERTEN SKALAR-FELDES. GEPUNKTETE LINIEN DEUTEN DIE SCHWELLE DES KRITISCHEN t -WERTES (t^*) AN; p -WERTE WERDEN ANGEGBEN FALLS t^* ÜBERSCHREITET ($\alpha < 0.05$, ROT MARKIERTE FLÄCHE). C: MITTELWERT ($\pm SD$) DER GELEISTETEN ARBEIT DES M. GASTROCNEMIUS MED. (LINKS) UND M. SOLEUS (RECHTS) IN DER EXZENTRISCHEN UND KONZENTRISCHEN PHASE DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. † SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN CON & HOP ($p < 0.05$). NOTABENE: NEGATIVE ARBEIT IST ÄQUIVALENT ZUR ENERGIEABSORPTION.

ABBILDUNG 8 – ERGEBNISSE AUS EXPERIMENT 2 – A: MITTLERE LÄNGE DER ACHILLESSEHNE ($\pm SD$) AM M. GASTROCNEMIUS MED. ÜBER DIE NORMALISIERTE BODENKONTAKTZEIT WÄHREND DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. B: MITTLERE WIRKENDE KRAFT AM M. TRICEPS SURAE ($\pm SD$) ÜBER DIE NORMALISIERTE BODENKONTAKTZEIT WÄHREND DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. SIGNIFIKANTE UNTERSCHIEDE IM ZEITLICHEN VERLAUF SIND IN A UND B GRAU HINTERLEGT. LINKS DAZU BEFINDET SICH DIE KORRESPONDIERENDE t STATISTIK DES ZEIT-NORMALISIERTEN SKALAR-FELDES. GEPUNKTETE LINIEN DEUTEN DIE SCHWELLE DES KRITISCHEN t -WERTES (t^*) AN; p -WERTE WERDEN ANGEGBEN FALLS t^* ÜBERSCHREITET ($\alpha < 0.05$, ROT MARKIERTE FLÄCHE). C: MITTELWERT ($\pm SD$) DER GELEISTETEN ARBEIT DER ACHILLESSEHNE IN DER EXZENTRISCHEN UND KONZENTRISCHEN PHASE DES DROP JUMPS UNTER CON & HOP. † SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN CON & HOP ($p < 0.05$).

ABBILDUNG 9: LINKS – MITTELWERT DER TPTS NACH VIER VERSCHIEDENEN KONDITIONIERUNGEN (HOP, S-H, H-S & STR) UND DER KONTROLLBEDINGUNG (CON). † SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZUM AUSGANGSWERT UNTER CON

($p < 0.05$). # SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZU STR ($p < 0.05$). RECHTS – MITTELWERTE DER TTP ÜBER DEN ZEITLICHEN VERLAUF VON 5 MIN NACH VIER VERSCHIEDENEN KONDITIONIERUNGEN UND CON. * SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZUM ZEITLICH KORRESPONDIERENDEN WERT UNTER CON.

ABBILDUNG 10: A – MITTELWERT UND STANDARDFEHLER (\pm SF) DER SPRUNGHÖHE (JH), B – MITTELWERT (\pm SF) DER MAXIMALEN KONZENTRISCHEN LEISTUNG (PPEAK), C – MITTELWERT (\pm SF) DER SPRUNGGELENKSSTEIFIGKEIT (KANKLE) IM DROP JUMP NACH DEN VIER VERSCHIEDENEN KONDITIONIERUNGEN (HOP, S-H, H-S & STR) UND DER KONTROLLE (CON). * SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZU CON. # SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZU STR. DIE GRAU HINTERLEGTE BEDINGUNGEN ERFOLGTEN IN AUSGEGLICHERER REIHENFOLGE.

ABBILDUNG 11: DIE MITTLERE SPRUNGHÖHE (LINKS) UND DIE MAXIMALE NORMALISIERTE KONZENTRISCHE LEISTUNG DER FÜNF ATHLETEN IM DROP JUMP (RECHTS) NACH ZEHN REAKTIVEN SPRÜNGEN (HOP) SOWIE IM KONTROLLSPRUNG (CON). DER PROZENTUALE UNTERSCHIED ZWISCHEN BEIDEN BEDINGUNGEN IST FÜR JEDEN ATHLET ÜBER DER ABBILDUNG ANGEZEIGT (★ $p < 0.05$, ★★ $p < 0.01$). DARGESTELLT SIND MITTELWERTE SOWIE DIE STANDARDABWEICHUNG ($+/ \pm$ SD).

ABBILDUNG 12: DIE SPRINTZWISCHENZEITEN DER ATHLETEN ÜBER 10, 20 UND 30 M NACH ZEHN KONDITIONIERUNGSSPRÜNGEN (HOP) ZEIGTEN KEINEN SIGNIFIKANTEN UNTERSCHIED ZUR KONTROLLBEDINGUNG (CON).

8.2 Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: ÜBERSICHT DER ZENTRALEN FRAGESTELLUNGEN, DEREN ZUGEHÖRIGEN HYPOTHESEN UND DIE VERWENDETEN MESSVARIABLEN ZUR VERIFIZIERUNG BZW. FALSIFIZIERUNG DER HYPOTHESEN.

9 Appendix

Studie I

Studie II

Studie III

Danksagung

Curriculum Vitae

Studie I

Conditioning hops increase triceps surae muscle force and Achilles tendon strain energy in the stretch-shortening cycle

Jakob Kümmel*¹, Neil J. Cronin², Andreas Kramer¹, Janne Avela², & Markus Gruber¹

¹ Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, Konstanz, Germany

² NeuroMuscular Research Center, Unit of Biology of Physical Activity, Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland.

Running Head: Conditioning hops increase SSC efficacy

*** Corresponding Author**

Abstract

Post-activation potentiation can improve athletic performance, but the underlying mechanisms are poorly understood. This study investigated the effect of conditioning hops on triceps surae muscle force and tendon strain and its contribution to potentiated stretch-shortening cycle (SSC) performance. Thirty-two subjects participated in two experiments. In both experiments, subjects performed three drop jumps (DJs) after prior conditioning with 10 maximal hops, three unconditioned DJs served as control. Ground reaction forces, kinematics, and triceps surae electromyographic activity were recorded. Ultrasound imaging was used to determine fascicle lengths of the gastrocnemius and soleus muscles (experiment 1) and the length of the Achilles tendon (experiment 2) during the DJs. DJ height after the conditioning hops was significantly higher compared to control DJs (experiment 1: +12% and experiment 2: +19%). A significantly shorter gastrocnemius fascicle length during the DJs performed after the conditioning hops coincided with an increased force acting on the triceps surae muscle. Moreover, the triceps surae muscle-tendon unit (MTU) showed increased energy absorption during the eccentric phase of the DJs, and increased energy release during the concentric phase. The second experiment revealed a higher Achilles tendon strain in DJs performed after the conditioning hops compared to control DJs. No significant differences in muscle activities were observed. The shorter fascicle length in gastrocnemius and the larger Achilles tendon strain facilitated MTU energy transfer from the eccentric to the concentric phase during the DJ. Thereby, conditioning hops improved SSC efficacy and DJ performance.

Keywords: post-activation potentiation, ultrasound imaging, conditioning activity, drop jump

Introduction

In recent years it has become very popular to investigate various conditioning protocols, including heavy resistance and ballistic exercises, with the objective of enhancing subsequent athletic performance (DeRenne, 2010; Maloney et al., 2014). These performance gains are generally attributed to postactivation potentiation (PAP), a short-lasting mechanism that is thought to be of intramuscular origin, potentiating the muscle's maximum force output subsequent to conditioning contractions (Tillin & Bishop, 2009). A number of additional mechanisms have been proposed, but clear evidence for their significant contributions is still lacking (Hodgson et al., 2005). Jumps, including drop jumps (DJ) and countermovement jumps, are commonly used to assess performance enhancement in the lower limbs. Various conditioning protocols that increase jump height can be found in the literature (e.g. see Hodgson et al., 2005; Maloney et al., 2014). Interestingly, there is poor evidence for the transfer of performance enhancement to other movements such as sprinting (Kümmel et al., 2016) or sprint cycling (French et al., 2003). Identifying the mechanisms that substantially contribute to potentiated jump performance would help to advance the implementation of jumping protocols in appropriate athletic disciplines. Maloney et al. (2014) proposed that conditioning activities might increase stiffness at the musculotendinous level during the jump, and thus allow a higher contribution of passive tension to overall force production. However, there is a lack of evidence for such an improved SSC efficacy following a conditioning activity. Consequently, the purpose of the present study was to examine muscle-tendon unit (MTU) behaviour during conditioned stretch-shortening cycle (SSC) exercise.

We hypothesized that conditioning leading to potentiated performance in SSC exercise would be accompanied by a higher triceps surae force, resulting in a larger Achilles tendon strain, and in turn enabling a larger amount of energy to be absorbed during the eccentric phase of the SSC. Furthermore, it was assumed that this would enhance SSC efficacy, resulting in higher mechanical work output of the MTU during a reactive movement.

Methods

Subjects

A total of 32 participants volunteered to participate in this study after giving their written informed consent; 18 in experiment 1 (5 female, 13 male; age: 25 ± 3 years; 71.3 ± 9.7 kg; 173 ± 8 cm), and 14 participants in experiment 2 (2 female, 12 male; age: 26 ± 4 years; 79.6 ± 9.2 kg; 172 ± 8 cm). All study participants were healthy physically active sport students, who were familiar with the drop jump procedure and free from any pain. The study was approved by the local ethics committees of the University of Jyväskylä (Jyväskylä, Finland) and the University of Konstanz (Konstanz Germany) and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

Experimental design

The study consisted of two similar experiments conducted in two different laboratories, with a small difference in the measurement set up. In both experiments, participants performed a total of 6 DJs from a drop height of 46 cm. This height was chosen because there is evidence for the highest concentric peak power output to occur at drop heights between 40 to 60 cm (Walsh et al., 2004). Three DJs were performed immediately after 10 maximal repetitive reactive hops per DJ (HOP), whereas the other 3 DJs served as control (CTRL) without any prior conditioning. We chose repetitive hops as a conditioning activity, as previous studies have shown that they induce PAP in the triceps surae muscle and considerable performance enhancement in subsequent DJs (Bergmann et al., 2013; Kümmel et al., 2016). The order of the DJs was counterbalanced between all subjects. There was a break of 1 min between DJs, and an additional break of 5 min between the HOP and CTRL conditions. Participants were instructed to maximize their rebound jump height whilst keeping the ground contact time as short as possible. The two-legged DJ was always initiated with the right leg. Although the subjects were already highly familiar with the jumping procedure, they were additionally familiarized with the correct jumping technique on a separate day. A short warm-up routine 5 min prior to both experiments (consisting of 10 unloaded squats and 10 submaximal hops) was used to prepare the subjects for the subsequent jumps.

Kinematic and kinetic recordings

In both experiments, a marker-based motion capture system (Vicon Nexus®, Oxford, UK) in combination with ground reaction force plates (AMTI®, Watertown, USA) was used to calculate jump height and maximal

concentric power, as well as the net joint moments and power output around the ankle joint during DJs (Bobbert et al., 1986b; Winter, 2009). Eleven auto-reflective markers were placed on the following anatomical landmarks of the right leg and the torso: fifth metatarsal bone, first metatarsal bone, lateral malleolus, calcaneus, lateral shank, lateral knee joint center, lateral thigh, greater trochanter, anterior and posterior iliac crest and corpus sternum. The sampling frequency of the motion capture system was set to 250 Hz. The analogue signals from the force plates were synchronized and recorded with the motion capture system at a sampling frequency of 1 kHz.

Electromyographic recordings

In both experiments, EMG activity was recorded from the medial gastrocnemius (GM) and soleus (SOL) muscles of the right leg. In the first experiment, bipolar surface electrodes with a 5-mm diameter and a 10-mm inter-electrode distance (Ambu Blue Sensor N, Ballerup, Denmark) were used. Amplified (500x) EMG signals were sampled with a frequency of 1 kHz. The reference electrode was placed on the tibia shin. In the second experiment, wireless electrodes (Delsys, Trigno, Boston, USA, 909x amplified, DC-500 Hz, 160 dB/Dec.) with an 11-mm inter electrode distance and integrated reference electrodes sampled the EMG signals at 2 kHz. In both experiments, analogue EMG signals were synchronized and recorded with the motion capture system (Vicon, Oxford, UK) by means of an A/D converter. The skin preparation and EMG electrodes positioning were in accordance with the SENIAM recommendations (Merletti et al., 2016), although in experiment 1 the GM electrodes were placed slightly more laterally on the muscle midbelly to allow fixation of the ultrasound probe.

Ultrasound measurements

B-mode ultrasound was used in both experiments to assess differences in triceps surae muscle-tendon behaviour between the conditioned and control DJs. In experiment 1, the ultrasound device (α 10, Aloka, Tokyo, Japan; 7.5-MHz probe, 60 mm field of view) was used to identify length changes in the fascicles of the GM muscle during the DJ. The ultrasound probe was fixed on the midbelly of the medial gastrocnemius: first, the medial and lateral boundaries of this muscle were determined and then the probe was fixed in between, with the main axis coinciding with the line from the GM origin at the medial epicondyle to its insertion at the Achilles tendon. Afterwards, this position was slightly adjusted to ensure a parallel alignment to the upper and deeper aponeuroses of GM, and if possible, of SOL as well. A tailor-made foam pad was used for probe fixation with elastic bandages in order to reduce probe movement relative to the muscle. A compromise between image resolution and sampling frequency allowed a scanning depth of 60 mm. These settings made it possible to track the fascicles of SOL in 12 of the 18 subjects from experiment 1. Fascicle length was defined for both GM and SOL as the distance between the superficial and deeper aponeuroses along the fascicle orientation (see Fig. 1). The pennation angle of GM was defined between the muscle's deeper aponeurosis and its fascicle orientation; for SOL it was defined between its superficial aponeurosis and the fascicle orientation. The ultrasound videos of each jump were sampled with a frequency of 142 Hz and stored on a hard disc for later off-line analysis. A rectangular pulse from the ultrasound device was used for time synchronization with other data sampled by the motion capture system. We used a Matlab-based software package for semi-automated tracking of muscle fascicles in B-mode ultrasound image sequences (UltraTrack V4.1, see Cronin et al., 2011; Farris & Lichtwark, 2016) to determine fascicle length, shortening velocity (1st derivation of fascicle length) and pennation angle of GM and SOL during the ground contact phase of the DJs. Data were up-sampled to 1 kHz by means of cubic spline interpolation.

This ultrasound-based method uses 2D pictures to assess 3D muscle architecture. Thus, it cannot account for the 3D rotation that muscles undergo during contraction (Cronin & Lichtwark, 2013), and probe movement relative to the operating axis of the muscle must be minimized in order to reduce unnecessary error (Klimstra et al., 2007). To account for this, three motion capture markers were fixed to the ultrasound probe, making it possible to determine the tilt of the probe relative to the operating axis of the muscle during the drop jumps. We observed a marginal average tilt of $1.9 \pm 1.7^\circ$ during the ground contact phase.

In the second experiment we used ultrasound imaging (Echoblaster 128, Telemed, Vilnius, Lithuania; 96-element linear probe, 60 mm field of view, B-mode, 7 MHz) to determine length changes of the Achilles tendon during DJs. The ultrasound probe was fixed above the muscle-tendon junction (MTJ) between GM and the Achilles tendon, aligned along the operating axis of the MTU between the medial condyles of the knee joint and the insertion of the Achilles tendon at the calcaneus. Elastic bandages were used to fix the probe to the most proximal point that still allowed visualization of the most distal point of the muscle-tendon junction during upright standing. This procedure ensured that in almost every subject it was possible to track the MTJ's maximum movement in the proximal direction during DJs. However, in 3 subjects the maximum elongation of the Achilles tendon during the ground contact phase of DJs could not be determined because the MTJ left the proximal field of view. Hence, these 3 subjects were treated as dropouts and their data were not included in the analyses. The image sampling frequency was set to 80 Hz with a scanning depth of 50 mm. Two motion capture markers were attached to the ultrasound probe in order to facilitate the assessment of the absolute Achilles tendon length during the post-processing procedure. One of these markers was attached to a point that coincided

with the distal and one to the proximal image border of the scanned area. We used the UltraTrack software (V4.1) for manual tracking of the MTJ and synchronized the ultrasound images with the motion capture system via a rectangular pulse sent by the ultrasound system. Manual tracking was performed twice to estimate intra-rater reliability. The ICC revealed a value of 0.975, which demonstrates a high inter-rater reliability for this manual approach.

Post-processing

The rectified EMG of GM ($rEMG_{GM}$) and SOL ($rEMG_{SOL}$) signals were integrated for the pre-activation phase during the 150 ms prior to ground contact, the braking phase (ground contact until the time point where the hip marker reached its lowest height during the jump), and the push-off phase (lowest point of the hip marker until take-off) for univariate group comparison between CTRL and HOP.

For comparison of the time-series, the rectified EMG was normalized to the mean EMG activity during the ground contact phase of the corresponding control jump. It has to be noted that in 6 subjects of experiment 1, motion artefacts were found in the EMG signal during the post-processing procedure, which were probably caused by the fixation of the ultrasound probe. These subjects' data were removed from the $rEMG$ analyses (total remaining $N=26$). Median EMG frequency of GM and SOL was calculated for the pre-activation and ground contact phases. In addition, a Fast Fourier Transformation (done with MATLAB® R2016a) was applied to the EMG signals, once with a length of 150 ms for the pre-activation phase and once over the duration of the ground contact phase. The resulting frequency spectra for the pre-activation and ground contact phases were then averaged for all participants.

In order to determine changes in the movement pattern between conditions, hip, knee, and ankle joint angles were estimated based on kinematic and kinetic data from the initial ground contact, the push-off phase (i.e. lowest point of the centre of mass during ground contact), and for the time point of the take-off when the right leg left the force plate. Joint angles were calculated according to the method of Bobbert et al. (1987).

MTU lengths (L_{MTU}) of the GM and SOL were calculated by combining the ankle and knee joint angles for each jump with the equations of Hawkins and Hull (Hawkins & Hull, 1990), and the first derivation of L_{MTU} was used to calculate MTU shortening velocities (\dot{L}_{MTU}). Moment arm and plantar flexion moment for the ankle joint were estimated following Bobbert et al. (1986b), and were then used to calculate the force acting on the Achilles tendon (F_{tendon}). The relative contributions of GM and SOL to total Achilles tendon force were assumed to be constant between all conditions, and these relative proportions were taken from their relative physiological cross-sectional areas among the triceps surae (GM: 15.4% and SOL: 57%), which have been reported by Fukunaga et al. (1996). The mechanical work (W_{MTU}) done by the SOL and GM MTUs during the DJs was calculated by the numerical integration of MTU power in the eccentric and concentric phases of the DJs (Fukashiro et al., 2005; Fukashiro et al., 2006), see formula [1]:

$$W_{MTU} = \int (\dot{L}_{MTU} * F_{MTU}) dt \quad [1].$$

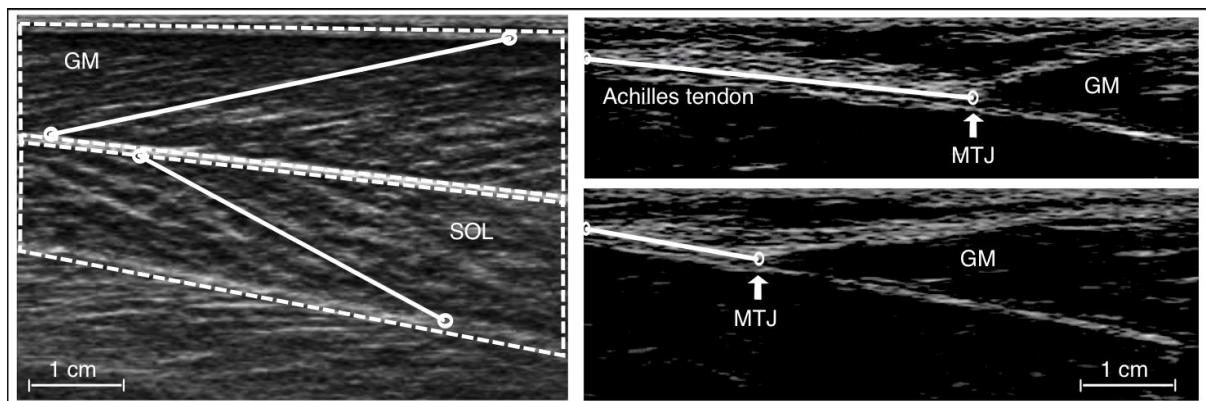


Fig 1: Left: Fascicle length tracking of the ultrasound images of the medial gastrocnemius (GM, upper dotted box) and soleus (SOL, lower dotted box) between the superficial and deeper aponeuroses for each muscle during drop jumps. Note: the contrast has been reduced in this picture for better perceptibility of the tracked fascicles (solid lines). Right: Tracking of the muscle tendon junction (MTJ) between the GM and the proximal Achilles tendon (solid lines). The upper and lower pictures denote the amplitude of MTJ movement during a drop jump. Note: total Achilles tendon length was calculated by adding the actual tracked length to the distance between the distal end of the ultrasound probe and the Achilles tendon insertion on the calcaneus.

In addition, data obtained in experiment 1 were used to determine the lengths of the passive elastic structures (L_{tendon}) from the GM and SOL MTUs, which was done with a geometrical planimetric muscle-tendon model (Allinger & Herzog, 1993). In this model, the muscle's pennation angle (PEN), fascicle length (FASC) and estimated MTU length were used to calculate tendon length, see formula [2]:

$$L_{\text{tendon}} = L_{\text{MTU}} - (\text{FASC} * \text{PEN}) \quad [2].$$

The ultrasound data of experiment 2 were used to determine GM Achilles tendon length ($L_{\text{Achilles GM}}$) during each DJ by adopting a similar approach to that used by Lichtwark & Wilson (2005) during one-legged hopping. The measured tendon length (L_{meas}) was determined as the distance between the distal image border and the manually tracked MTJ along the orientation of the tendon in the ultrasound images (see Fig. 2 A). Absolute Achilles tendon length ($L_{\text{Achilles GM}}$) was then calculated as the sum of L_{meas} and the length projection of the vector between the calcaneus and the distal probe marker along the operating axis of the MTU (L_{calc} ; Fig. 2 B). The probe movement along the shank was determined by the projection of its motion capture markers to the longitudinal axis of the shank, which was spanned by one marker attached to the lateral malleoli and one around the middle of the shank (Fig. 2 C). Instantaneous changes in the distance between the projected markers and the lateral malleoli were calculated (d_{dist} & d_{prox}). The instantaneous changes between both markers were then subtracted from the absolute Achilles tendon length, resulting in the following formula for estimated $L_{\text{Achilles GM}}$:

$$L_{\text{Achilles GM}} = L_{\text{meas}} + L_{\text{calc}} - \left[\frac{\Delta d_{\text{dist}} + \Delta d_{\text{prox}}}{2} \right] \quad [3].$$

All variables were calculated for the right leg only.

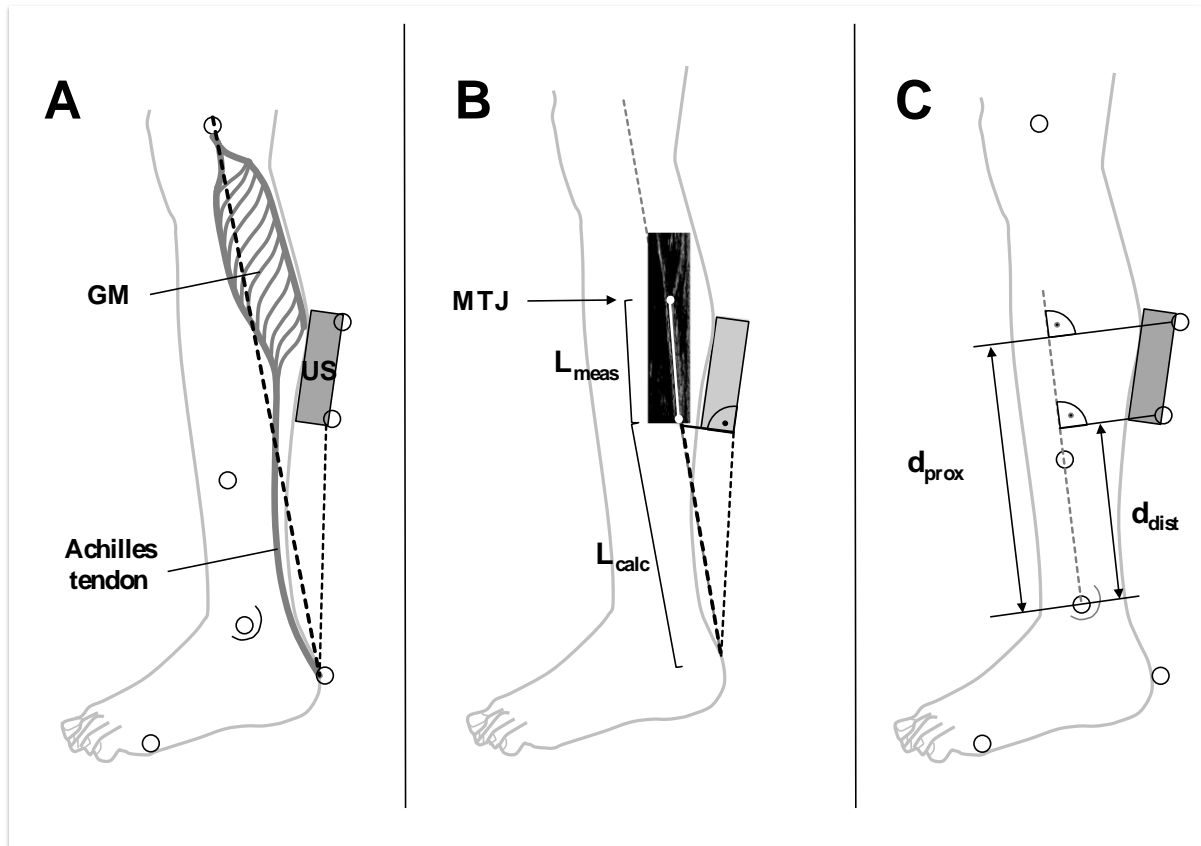


Fig 2 A: The distance between the ultrasound probe and Achilles tendon was estimated with the help of motion capture markers attached to the probe and to the calcaneus. This distance was projected to the instantaneous working axis of the medial gastrocnemius (GM) between its origin and insertion. **B:** This projection revealed the calculated part of the Achilles tendon length (L_{calc}), which was added to the measured length of the tendon (L_{meas}) via tracking of the muscle tendon junction (MTJ). **C:** L_{meas} was corrected for the proximal (d_{prox}) and distal (d_{dist}) probe movement relative to the longitudinal axis of the shank.

Statistics

For each subject and each condition, the jump with the highest rebound jump height was selected and used for statistical comparison.

Kolmogorov-Smirnov tests were performed for each of the analysed variables, revealing no significant deviations from the normal distribution. Paired t tests were used for statistical comparison of scalar variables between HOP and CTRL. One-dimensional statistical parametric mapping (SPM) was used to compare the muscle activity pattern, fascicle length, pennation angle, tendon length, and inversely calculated mechanical variables between both conditions. SPM allows the calculation of t statistics for time-normalized scalar fields (SPM{t}). The corrected t distribution is computed by means of both random field theory (RFT; Adler & Taylor, 2007) and the level of significance ($\alpha=0.05$). RFT reveals the critical threshold t^* of SPM{t} based on the field smoothness estimated from temporal derivatives over the entire normalized time-series. For clusters of the SPM{t} trajectory that exceed t^* , the null hypothesis is rejected. Time-normalization of the scalar fields was done for the whole ground contact phase of each jump. The statistical approach of SPM{t} in this study is conceptually identical to the univariate paired t test for scalar variables. A detailed description can be found elsewhere (Pataky, 2010; Pataky et al., 2013). All SPM{t} calculations were done in Matlab, based on the code provided by Pataky (2012).

Univariate paired student's t tests were used to compare performance variables of the jumps (jump height, ground reaction force, peak concentric power, ground contact time, joint angles) between CTRL and HOP. In addition, we used a one-way analysis of variance with repeated measures (rmANOVA) to test the effect of conditioning hops on the total amount of work done by the GM and SOL MTUs, as well as the work derived from the Achilles tendon strain energy during the eccentric and concentric phases of the DJs. The same procedure was used to test for statistical differences in GM and SOL muscle activity (integrated rEMG and median frequency) during the pre-activation, braking and push-off phases of the conditioned and control DJs. In case of significant differences ($p<0.05$), Bonferroni corrected post hoc analyses were carried out. Effect sizes (d_z) were estimated according to the calculation of Cohen's d for dependent means.

Results

In experiment 1, jump height after 10 conditioning hops increased by 12 % ($p<0.001$, $d_z=0.62$), which was accompanied by a significant 8 % increase in concentric peak power (P_{peak} ; $p<0.01$, $d_z=0.35$). Similar results were observed in the second experiment; hops increased jump height by 19 % ($p<0.001$, $d_z=0.98$) and P_{peak} by 13 % ($p<0.05$, $d_z=0.61$). In both experiments ground reaction forces (F_{max}) and ground contact times (CT) did not statistically differ between HOP and CTRL (see Supporting Information Table S 1).

No statistical differences were observed between HOP and CTRL in joint angles at the time of initial ground contact or at take-off (see Supporting Information Table S 2). However, during the initial push-off phase, the knee and ankle joint angles were significantly smaller during HOP compared to CTRL, i.e. there was an increase in movement amplitude at both joints (knee: -3.8° , $p<0.01$, $d_z=0.45$; ankle: -2.8° , $p<0.001$, $d_z=0.46$).

GM fascicle length ($FASC_{\text{GM}}$) and SOL fascicle length ($FASC_{\text{SOL}}$) exhibited a characteristic SSC behaviour during ground contact (Fig. 2). SPM{t} revealed that hops prior to DJs significantly reduced the lengthening of the $FASC_{\text{GM}}$, indicated by a 4-5 mm reduction in fascicle length during 42-65 % of the CT for HOP compared to CTRL (18 subjects, $p<0.01$, Fig. 3).

For SOL, we were able to track $FASC_{\text{SOL}}$ in 12 subjects but did not observe a significant difference between HOP and CTRL (Fig. 3). SPM{t} showed no statistical differences between HOP and CTRL in pennation angle in GM or SOL (see Supporting Information Fig. S1). The calculated length of the GM passive elastic structures revealed a significant elongation of 4-5mm between 40-70 % of ground contact for HOP compared to CTRL ($p<0.001$, Fig. 4). In contrast, no changes were observed in SOL passive elastic structures between HOP and CTRL (Fig. 4).

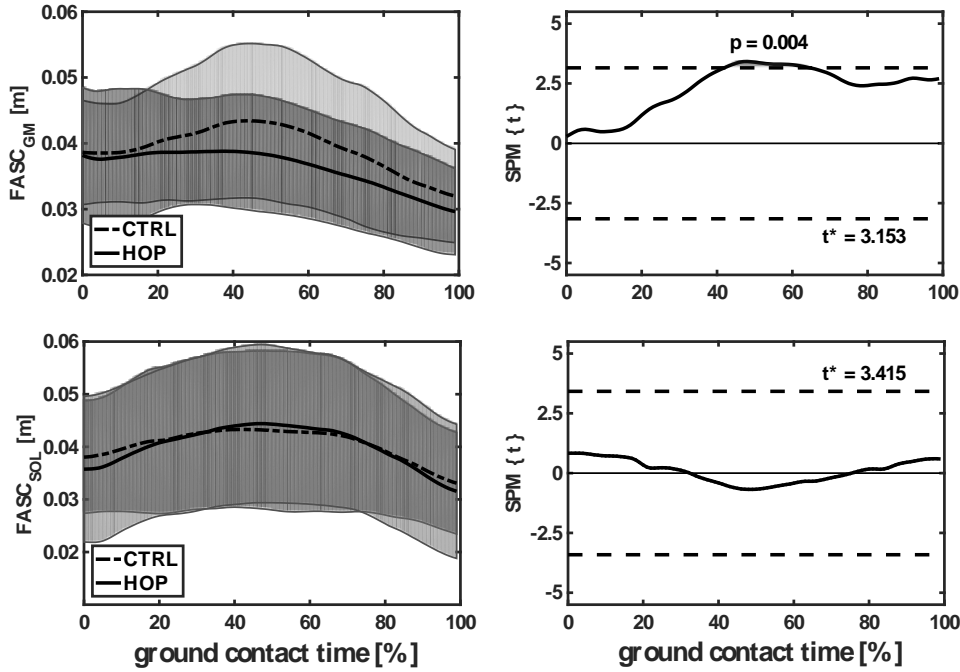


Fig 3 Left: averaged fascicle lengths of the medial gastrocnemius ($FASC_{GM}$, $N=18$) and soleus muscles ($FASC_{SOL}$, $N=12$) time-normalized to the ground contact of the conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) of experiment 1; right: t statistics ($SPM\{t\}$) for time-normalized corresponding scalar fields on the right-hand side. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if $SPM\{t\}$ exceeds t^* ($p<0.05$, gray area).

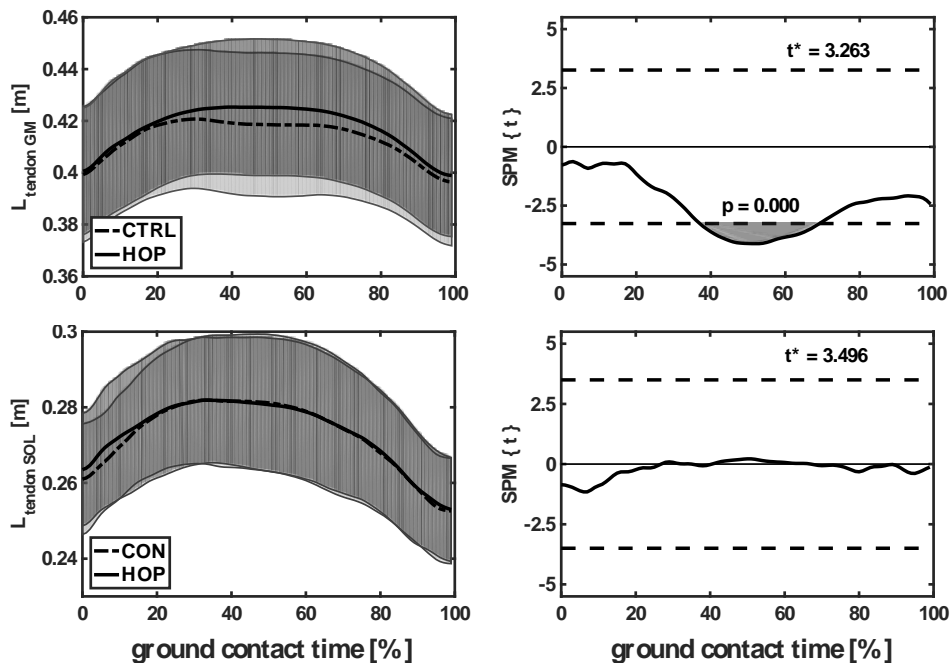


Fig. 4 Left: averaged length of the passive elastic structures of the medial gastrocnemius ($L_{tendon\ GM}$; $N=18$), and soleus ($L_{tendon\ SOL}$; $N=12$) time-normalized to the ground contact of the conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) of experiment 1; right: t statistics ($SPM\{t\}$) for time-normalized corresponding scalar fields on the right-hand side. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if $SPM\{t\}$ exceeds t^* ($p<0.05$, gray area).

The changes at the level of the MTU in the conditioned DJs were accompanied by a significantly higher force acting on the triceps surae muscle (F_{tendon}) at 40-45 % of CT (+300 N, $p < 0.001$, Fig. 5 A). This led to a significant increase in negative work done by the GM and SOL MTUs during the eccentric phase (GM: +14 %, SOL: +11 %, $p < 0.05$ for both, GM: $d_z = 0.45$, SOL: $d_z = 0.53$, Fig. 5 B), and a significantly higher amount of positive work done during the concentric phase of the DJ for HOP compared to CTRL (GM: +9 %, SOL: +12 %, $p < 0.05$ for both, GM: $d_z = 0.37$, SOL: $d_z = 0.71$, Fig. 5 B). Note that negative work denotes a higher amount of absorbed energy (detailed values can be found in the Supporting Information Table S 3).

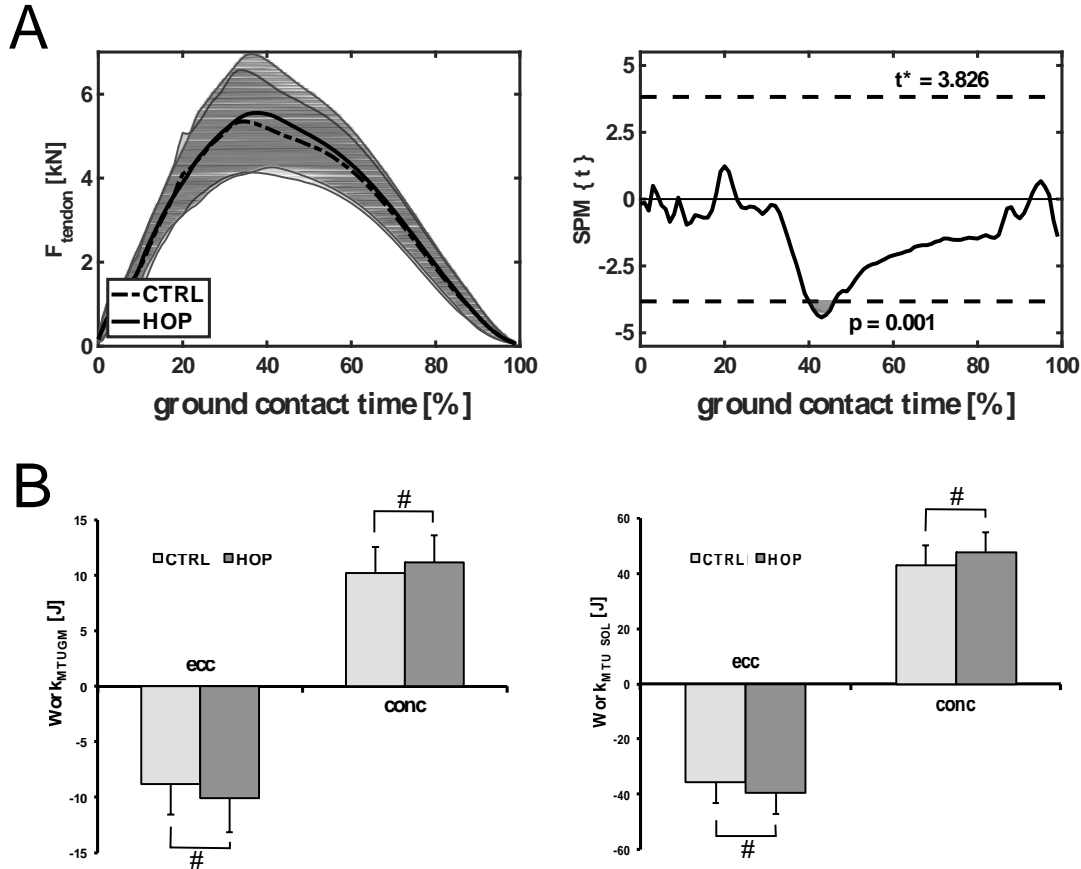


Fig. 5 A - left: averaged force acting on the insertion of the triceps surae muscle (F_{tendon}) time-normalized to the ground contact of the conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) of experiment 1 (N=18); A - right: t statistics (SPM{t}) for time-normalized corresponding scalar fields on the right-hand side. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if SPM{t} exceeds t^* ($p < 0.05$, gray area). **B**: mechanical work done by the medial gastrocnemius (WMTU GM, N=18) and soleus (WMTU SOL, N=12) muscles during the eccentric (ecc) and concentric (conc) phases of the jump. # indicates a significant difference ($p < 0.05$) in the Bonferroni corrected post hoc test between HOP and CTRL.

In experiment 2 the SPM{t} revealed a significantly longer $L_{\text{Achilles GM}}$ during 47-90 % of CT for HOP compared to CTRL ($p < 0.001$, Fig. 6). This difference ranged between 3-5 mm. Concomitantly, the inversely calculated F_{tendon} was significantly higher, by up to 500 N, during 51-92 % of CT for the HOP condition ($p < 0.001$, $p < 0.05$, Fig. 6). This difference contributed to a significant difference between conditions in the power of the medial gastrocnemius MTU (P_{MTU}). HOP decreased P_{MTU} by 30-50 Watts during 40-45 % of CT ($p < 0.001$), whereas during the late concentric phase of the DJ (88-91 % of CT), P_{MTU} increased significantly by 25-30 Watts compared to CTRL ($p < 0.05$, Fig. 6).

Expressed as the total amount of work done by the GM MTU - or more precisely derived from the Achilles tendon strain energy ($\text{Work}_{\text{Achilles GM}}$) - these changes culminated in a significant difference between HOP and CTRL (Fig. 7). HOP resulted in significantly higher negative $\text{Work}_{\text{Achilles GM}}$ for the eccentric phase (-28 %, $p < 0.01$; CTRL: -21.1 ± 9.5 J; HOP: 26.9 ± 9.7 J, $d_z = 0.60$) but significantly

higher energy expenditure during the concentric phase compared to CTRL (+33 %, $p < 0.01$; CTRL: 8.3 ± 2.9 J; HOP: 11.1 ± 3.0 J, $d_z = 0.95$).

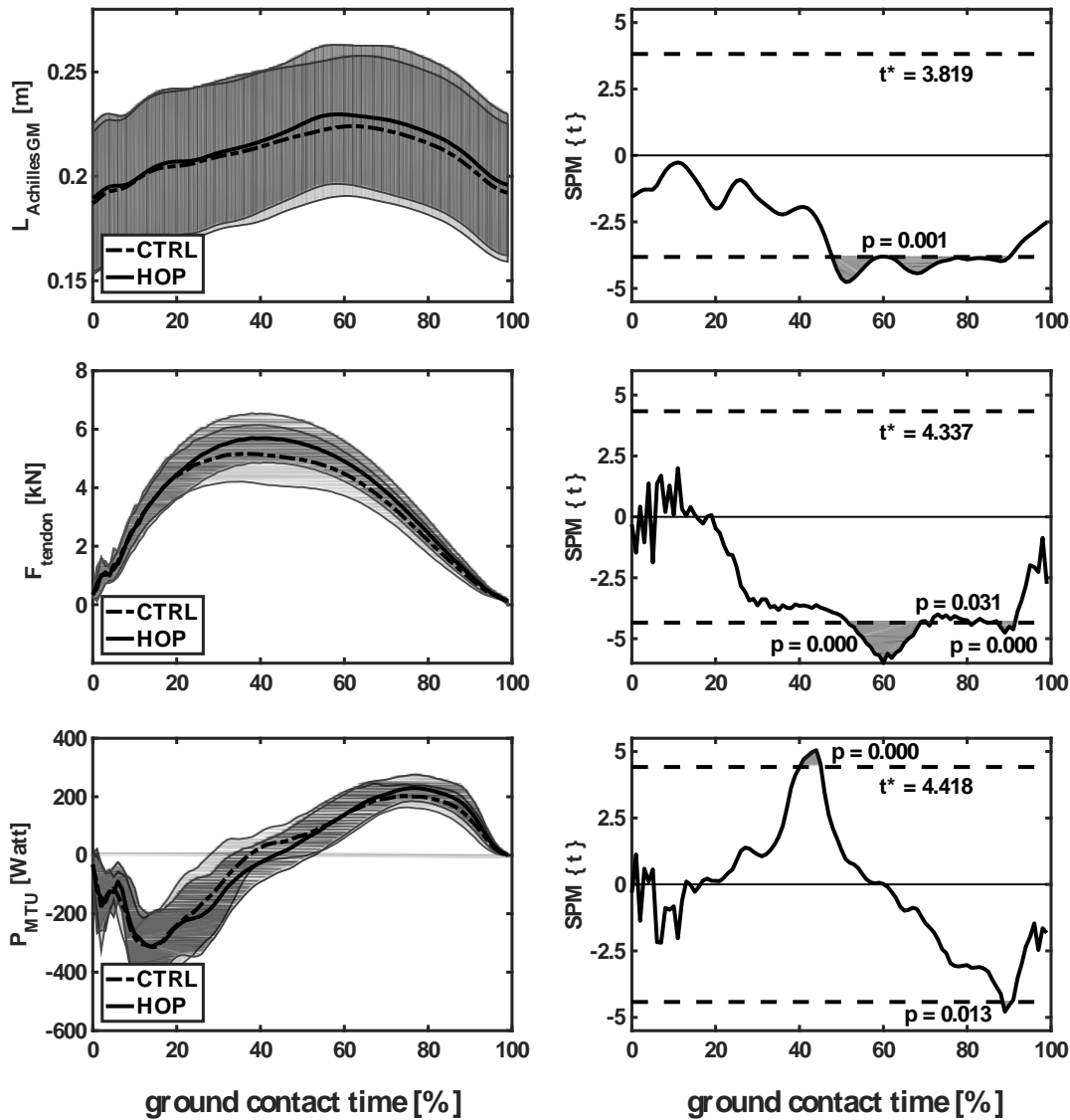


Fig. 6: Left: averaged Achilles tendon length ($L_{AchillesGM}$), force acting on the insertion of the triceps surae muscle (F_{tendon}), and external mechanical power of the triceps surae MTU (P_{MTU}) time-normalized to the ground contact of the conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) of experiment 1; right: t statistics (SPM{t}) for time-normalized corresponding scalar fields. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if SPM{t} exceeds t^* ($p < 0.05$, gray area).

SPM analysis of the rEMG curves for GM and SOL revealed no statistical differences between HOP and CTRL during the pre-activation phase or during the ground contact phase of the jumps performed in experiment 1 (see Supporting Information Fig. S 2). These results were confirmed by the absence of any significant differences between CTRL and HOP in integrated EMG, median frequency and power spectra in both muscles (see Supporting Information Table S 4 and 5).

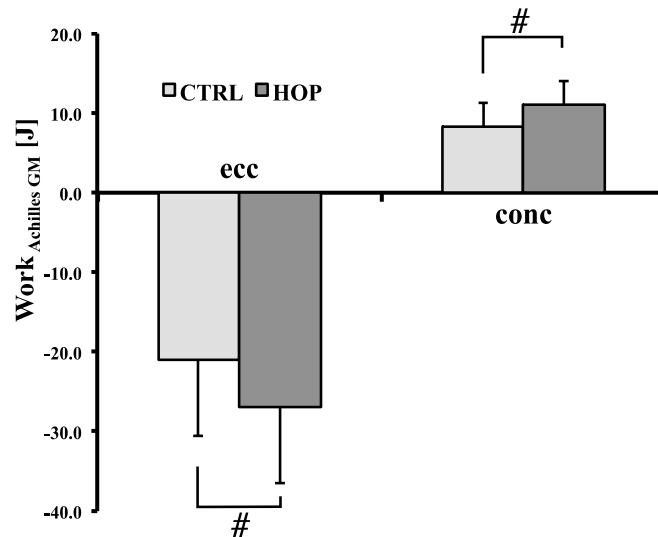


Fig. 7: Mechanical work derived from the Achilles tendon strain energy of the medial gastrocnemius ($Work_{Achilles GM}$) during the eccentric (ecc) and concentric (conc) phases of the jump. # indicates a significant difference ($p < 0.05$) in the Bonferroni corrected post hoc test between HOP and CTRL.

Discussion

In the present study ten repetitive reactive hops were used to potentiate subsequent DJ performance in order to investigate the impact of the conditioning activity on triceps surae SSC performance as well as the underlying mechanisms. Our results showed that the hops increased subsequent DJ performance as indicated in both experiments by the superior jump height and concentric peak power. These findings are in line with previous studies that used repetitive reactive hops to potentiate subsequent DJ performance (Bergmann et al., 2013; Kümmel et al., 2016).

This potentiated performance was accompanied by altered mechanical behaviour of the medial gastrocnemius MTU. We observed a reduced fascicle lengthening in the transition from MTU lengthening to shortening, resulting in an increased elongation of the passive elastic structures of the MTU, such as the Achilles tendon or the connective tissue within the muscle.

Efficacy of SSC function

From a biomechanical point of view, the changes observed in GM strongly suggest that the conditioning hops improve the SSC function of storing and reusing elastic energy in the tendinous structures during a subsequent drop jump. The calculated values of the mechanical work done by GM and SOL demonstrated that for both MTUs, the amount of energy that was absorbed during the braking phase and released during the subsequent upward acceleration was higher when conditioning hops were performed prior to DJs. The second experiment indicated that at least part of the increased mechanical work derived from an enhanced stretch and recoil of the Achilles tendon. Even though the measures of fascicle length and the estimation of Achilles tendon length were done in two distinct experiments, the conjunction of both observations substantiates the notion that conditioning hops increase triceps surae (and thus Achilles tendon) force, enabling more energy to be converted into mechanical work (Kawakami et al., 2002). Several points support this assumption: (a) the calculated length of the GM passive elastic structures in experiment 1 revealed a significant elongation for the HOP condition, (b) in both experiments a significantly higher force was found to act on the Achilles tendon (F_{tendon}) in the HOP condition (c.f. Fig. 5 A and Fig. 6), and (c) the shortened $FASC_{GM}$ (40-70 % of CT) coincided chronologically with the development of an elongated $L_{Achilles GM}$ (47-90 % of CT; c.f. Fig. 3 and Fig. 6).

No difference was found in the behaviour of $F_{ASC_{SOL}}$ between HOP and CTRL. Regarding the amount of calculated MTU work, a similar response to that of GM occurred in SOL when DJs were performed with prior conditioning: more energy was transferred from the eccentric to the concentric phase of the jump (Fig. 5 B). The underlying mechanism for this enhanced performance becomes obvious when the fascicle behaviour is considered with respect to the force acting on the MTU. The increase in F_{tendon} (Fig. 5 A, Fig. 6) in conjunction with the absence of any changes at the level of the fascicles could indicate that even SOL muscle stiffness was higher in the conditioned DJ. However, no significant change was observed in the calculated length of the series elastic elements of the SOL muscle, which raises the question of whether the relative contribution to F_{tendon} among the muscles changed after conditioning.

The GM is a bi-articular muscle, which is thought to transfer energy and power during human locomotion from one joint to another (G. v. van Ingen Schenau et al., 1987; G. J. van Ingen Schenau et al., 1990). Bobbert et al. (1986a) deduced from their biomechanical model of one-legged jumps that the power transferred by the gastrocnemius muscle from the knee to the ankle joint was more than 2-fold higher than the power supplied by the fibres and the tendons of the triceps surae muscle group. Forward dynamic simulations revealed that maximum jump height critically depends on the combination of moment arms of the gastrocnemius muscle at the knee and ankle joints (Bobbert & van Zandwijk, 1994). In the present study, the small changes observed in knee and ankle angles during the initial push-off phase might have affected the mechanics of the GM (Visser et al., 1990) and facilitated its function in transferring power from knee extension to plantar flexion. If so, the force acting on GM might have increased, resulting in a change in GM muscle-tendon interaction, whereas the SOL remained unaffected. This in turn could explain the different behaviour of the GM and SOL fascicles during the conditioned DJs and would be in line with the findings of Sousa et al. (2007). The latter authors found that with increasing DJ height the fascicle behaviour of GM changed from a shortening to a lengthening pattern during the braking phase, whereas the fascicle behaviour of SOL remained unchanged. These results may indicate a change in the relative force contribution of GM and SOL to F_{tendon} with increasing drop height.

This has some consequences for the calculated work of the SOL and GM MTUs in the present study. The reported values for GM might be underestimated, since the force acting on this part of the muscle might be higher due to its bi-articular nature, and thus its role in energy transfer between joints. As SOL acts parallel to GM, the calculated work done by SOL might thus be overestimated. However, if the relative force contribution between GM and SOL changed in favour of higher GM force after the conditioning hops, this would result in higher GM muscle stiffness, whereas SOL stiffness may not change. Nonetheless, one could infer that conditioning hops improve the efficacy of SSC function in GM in a subsequent DJ by increasing its muscle force during ground contact, with the contribution of SOL remaining elusive. The different fascicle behaviour between GM and SOL observed for the conditioned DJ in the present study is likely attributable to functional differences between these muscles during drop jumping (e.g. Sousa et al., 2007).

Mechanisms of increased muscle force

An obvious question arises: where does the observed increase in muscle force during the conditioned jumps originate from? Previous studies that investigated the fascicle behaviour of the leg extensors during drop jumps observed that with increasing drop height and vertical ground reaction force, the vastus lateralis (Ishikawa & Komi, 2004) and medial gastrocnemius muscles (Sousa et al., 2007) exhibited reduced lengthening during the eccentric braking phase. On the contrary, the soleus fascicles showed no changes in stretch-shortening amplitudes at varying drop heights (Sousa et al., 2007). These fascicle behaviours, especially for GM and SOL, are similar to the length changes that were found in the present study. However, the results of the previous experiments were accompanied by increased EMG activity in the investigated muscles during the pre-activation and braking phases, implying that higher pre-activity and activity during the braking phase in the extensor muscles is necessary to increase muscle and thus leg stiffness during a DJ (Arampatzis et al., 2001). The absence of any significant differences in integrated EMG between CTRL and HOP in the pre-activation and braking phases, in the continuous activity of GM and SOL, and in the median frequency and power spectra of each muscle indicate that this was not the case for the augmented muscle force observed in the present study. In fact, similar results were reported in the study of Bergmann et al. (2013). The

authors presented evidence that the potentiated DJ performance subsequent to conditioning hops was not associated with changes in the activation pattern of the major leg muscles. In contrast they found a significant positive correlation between potentiated twitch force of the triceps surae and potentiated jump height when repetitive hops were performed prior to both measures. This corroborates the theory that changes in intrinsic muscle properties rather than neuronal effects contribute to the increased muscle force during conditioned DJs. Indeed, one explanation might come from the underlying mechanisms of the PAP effect; it is generally accepted that heavy muscle contractions increase the phosphorylation of regulatory light chains within the actin-myosin complex, resulting in a higher force-generating capability (for review see Tillin & Bishop, 2009). Thus, the muscle can produce more force in response to a given action potential, as evidenced for example by potentiated electrically-evoked muscle twitches subsequent to conditioning. As PAP appears in concentric, isometric and eccentric muscle contractions (Babault et al., 2008), we propose that the same mechanism might have caused the increase in muscle force in the conditioned DJs. It has been consistently reported that 10 repetitive hops induce PAP in the triceps surae muscle (Bergmann et al., 2013). We assume that PAP allows the muscle to produce a higher force within a shorter time period in response to a similar neural input resulting in a higher stiffness. Given the fact that repetitive hops do not alter Achilles tendon stiffness (Peltonen et al., 2010), this increase in muscle stiffness results in a higher force that acts on the whole GM muscle-tendon unit and thus elongates its passive elastic structures to a greater extent. However, the effects of conditioning on SOL function are rather unclear for the above-mentioned reasons. If PAP is responsible for the increased stiffness, a smaller effect would be expected in SOL compared to GM. PAP has been shown to have a larger effect on muscles that contain a higher percentage of fast-twitch fibres (Hamada et al., 2000, 2003), and SOL has a lower percentage of fast twitch fibres than GM (Gollnick et al., 1974). It is possible that the conditioning hops induced a different degree of PAP between the SOL and GM muscles (i.e. caused by different fibre type compositions), which might have contributed to divergent patterns of muscle-tendon interaction during the conditioned DJs.

Despite several limitations (see section below), we emphasize that the major indications for the abovementioned cascade could be observed in the first experiment of the present study: reduced fascicle lengthening (between -4 and -5 mm, 42-65 % of CT) and simultaneously elongated length of passive elastic structures (between 4 and 5 mm, 40-70 % GT) of the GM coincided with increased maximal force acting on the triceps surae muscle (up to 300 N, 40-45% of CT). Hence, it seems appropriate to conclude that conditioning hops increase the efficacy of SSC function due initially to increased muscle force. Moreover it appears that this results from intrinsic mechanisms within the triceps surae, such as the PAP effect.

Limitations

We calculated MTU work by separating the Achilles tendon force into constant relative contributions of GM and SOL (Fukunaga et al., 1996). As the relative force contribution of GM and SOL to F_{tendon} doesn't necessarily stay constant throughout the DJ we could have over- or underestimated GM forces. However, it should be noted that fascicle length, pennation angle and overall MTU length did not differ between HOP and CTRL in SOL indicating an unchanged length of the passive elastic SOL structures. Thus, we assume that a potential shift could have only increased the relative force contribution of GM which would have further increased Achilles tendon strain energy of GM.

Triceps surae and Achilles tendon forces were calculated using the resultant net moment around the ankle joint. Other sources (e.g. ligaments, other synergists and antagonists) that contribute to the ankle joint moment were not considered in this calculation. Therefore the calculated force values for the triceps surae muscle and Achilles tendon are overestimated. However, due to the repeated measures study design we assumed the resultant calculation error to be constant between both conditions, negating its influence on the statistical difference between CTRL and HOP.

There are also some limitations of the Achilles tendon length estimation in experiment 2. As only one ultrasound probe was available, the distal insertion point of the tendon was assumed to be at the calcaneus, which was represented by a marker on the skin that was tracked via motion capture. Thus the calculated length may include some movement of the skin where the marker was attached. In addition, it is well known that the Achilles tendon follows a curved shape between its distal and proximal insertion points (Arampatzis et al., 2008; Stosic & Finni, 2011), which might lead to an

overestimation of tendon elongation. Hence, the reported tendon length of the present study might not represent the actual absolute value. However, due to the repeated measures study design, it can be argued that both the effect of skin movement under the calcaneus marker and the tendon shape had similar effects on the HOP and CTRL conditions, so that it had probably little influence on the main results, i.e., the comparison between the two conditions.

Finally, it is important to note that the observed changes in muscle-tendon interaction during a conditioned DJ refer to the right leg only. Although it seems likely that the left leg behaved in a similar way, the increase in work done by the GM and SOL MTUs still cannot completely explain the increase in jump height (3.1 cm for experiment 1 and 4.9 cm for experiment 2). For example, the additional work done by the GM and SOL MTUs in experiment 1 corresponds to an additional jump height of ~1 cm, whereas the extra work derived from the strain energy of the Achilles tendon in experiment 2 accounts for an average increase in height of only ~0.5 cm. One might speculate that either a change in the relative force contribution between the MTUs of the triceps surae underestimates the amount of extra work derived from Achilles tendon strain energy, or other muscles that also undergo a SSC during DJs such as the quadriceps femoris might also benefit from conditioning hops and contribute to subsequent potentiated performance.

Conclusions

We conclude that 10 conditioning hops increase subsequent drop jump performance, in part due to additional mechanical work done by the MTU of the triceps surae. Our ultrasound imaging results provide strong evidence for an increased force of GM as a contributor to this potentiated performance via a more effective stretch-shortening cycle. Moreover, the absence of any changes in EMG suggests that other mechanisms such as altered intrinsic muscle properties may contribute to modulated fascicle behaviour during conditioned DJs.

Perspective

The results of the present study have potential for transfer to athletic performance, especially in movements that include the stretch-shortening cycle, i.e. energy storage and release in the triceps surae. Incorporating the major finding of the present study, that it is most probably the increase in triceps surae muscle force that accounts for power potentiation, one should identify athletic tasks where maximum forces acting on the tendon during the SSC make muscle stiffness a limiting factor for performance.

Acknowledgement: The authors thank Basílio Gonçalves, Kim Broscheid, Minttu Virtanen, Marcello Grassi, Felix Thomas, and Benjamin Weiß for their help with experiment preparation and data acquisition.

This work was supported by a travel grant from the *Excellence Initiative* of the University of Konstanz (Germany). The authors declare no conflict of interest.

References

- Adler, R. J., & Taylor, J. E. (2007). *Random Fields and Geometry*. New York: Springer-Verlag.
- Allinger, T., & Herzog, W. (1993). Calculated fiber lengths in cat gastrocnemius muscle during walking. *J Biomech*, 26(3), 296.
- Arampatzis, A., De Monte, G., & Karamanidis, K. (2008). Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 503-508.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G.-P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kines*, 11(5), 355-364.
- Babault, N., Maffiuletti, N. A., & Pousson, M. (2008). Postactivation potentiation in human knee extensors during dynamic passive movements. *Med Sci Sports Exerc*, 40(4), 735-743.

- Bergmann, J., Kramer, A., & Gruber, M. (2013). Repetitive Hops Induce Postactivation Potentiation in Triceps Surae as well as an Increase in the Jump Height of Subsequent Maximal Drop Jumps. *PLoS one*, 8(10), e77705.
- Bobbert, M. F., Huijting, P. A., & van Ingen Schenau, G. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 19(4), 332-338.
- Bobbert, M. F., Huijting, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986a). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal of biomechanics*, 19(11), 899-906.
- Bobbert, M. F., Huijting, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986b). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomech*, 19(11), 887-898.
- Bobbert, M. F., & van Zandwijk, J. P. (1994). Dependence of human maximum jump height on moment arms of the bi-articular m. gastrocnemius; a simulation study. *Human Movement Science*, 13(5), 697-716.
- Cronin, N. J., Carty, C. P., Barrett, R. S., & Lichtwark, G. (2011). Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol*, 111(5), 1491-1496.
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*, 37(3), 305-312.
- DeRenne, C. (2010). Effects of postactivation potentiation warm-up in male and female sport performances: A brief review. *Strength Cond*, 32(6), 58-64.
- Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2016). UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Comput Methods Programs Biomed*, 128, 111-118.
- French, D. N., Kraemer, W. J., & Cooke, C. B. (2003). Changes in dynamic exercise performance following a sequence of preconditioning isometric muscle actions. *J Strength Cond Res*, 17(4), 678-685.
- Fukashiro, S., Hay, C., & Nagano, A. (2006). Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *J App Biomech*, 22(2), 131.
- Fukashiro, S., Kurokawa, S., Hay, D. C., & Nagano, A. (2005). Comparison of muscle-tendon interaction of human m. gastrocnemius between ankle-and drop-jumping. *J Sport Health Sci*, 3, 253-263.
- Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., & Edgerton, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*, 80(1), 158-165.
- Gollnick, P. D., Sjödin, B., Karlsson, J., Jansson, E., & Saltin, B. (1974). Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflügers Archiv*, 348(3), 247-255.
- Hamada, T., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Tarnopolsky, M. A. (2000). Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 88(6), 2131-2137.
- Hamada, T., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Tarnopolsky, M. A. (2003). Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 178(2), 165-173.
- Hawkins, D., & Hull, M. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech*, 23(5), 487-494.
- Hodgson, M., Docherty, D., & Robbins, D. (2005). Post-activation potentiation. *Sports Med*, 35(7), 585-595.
- Ishikawa, M., & Komi, P. V. (2004). Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J App Physiol*, 96(3), 848-852.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter - movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol (Lond)*, 540(2), 635-646.
- Klimstra, M., Dowling, J., Durkin, J. L., & MacDonald, M. (2007). The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement. *J Electromyogr Kines*, 17(4), 504-514.
- Kümmel, J., Bergmann, J., Prieske, O., Kramer, A., Granacher, U., & Gruber, M. (2016). Effects of conditioning hops on drop jump and sprint performance: a randomized crossover pilot study in elite athletes. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 8, 1. doi:10.1186/s13102-016-0027-z
- Lichtwark, G. A., & Wilson, A. (2005). In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *Journal of Experimental Biology*, 208(24), 4715-4725.

- Maloney, S. J., Turner, A. N., & Fletcher, I. M. (2014). Ballistic Exercise as a Pre-Activation Stimulus: A Review of the Literature and Practical Applications. *Sports Med*, 44(10), 1347-1359.
- Merletti, R., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Stegeman, D., & Hägg, G. (2016). Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech*, 43(10), 1976-1982.
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 15(3), 295-301.
- Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech*, 46(14), 2394-2401.
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Avela, J., & Finni, T. (2010). In vivo mechanical response of human Achilles tendon to a single bout of hopping exercise. *J Exp Biol*, 213(8), 1259-1265.
- Sousa, F., Ishikawa, M., Vilas-Boas, J., & Komi, P. V. (2007). Intensity-and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol*, 102(1), 382-389.
- Stosic, J., & Finni, T. (2011). Gastrocnemius tendon length and strain are different when assessed using straight or curved tendon model. *European journal of applied physiology*, 111(12), 3151-3154.
- Tillin, M. N. A., & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Med*, 39(2), 147-166.
- van Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F., & van Soest, A. J. (1990). The unique action of bi-articular muscles in leg extensions *Multiple muscle systems* (pp. 639-652): Springer.
- van Ingen Schenau, G. v., Bobbert, M., & Rozendal, R. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1.
- Visser, J., Hoogkamer, J., Bobbert, M., & Huijing, P. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(5-6), 453-460.
- Walsh, M., Arampatzis, A., Schade, F., & Brüggemann, G. (2004). The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *J Strength Cond Res*, 18(3), 561-566.
- Winter, D. A. (2009). *Kinetics: forces and moments of force*: Wiley Online Library.

Supporting Information

Tables

Table S 1: Mean values (\pm standard deviation) for jump height (JH), concentric peak power (P_{peak}), maximal ground reaction force (F_{max}), and ground contact time (CT) for the conditioned (HOP) and control jumps (CTRL) in experiments 1 and 2 with the respective sample sizes. § indicates a significant difference between CTRL and HOP ($p < 0.05$).

| Experiment | Subjects | Condition | JH [cm] | P_{peak} [kW] | F_{max} [kN] | CT [s] |
|------------|----------|-----------|------------------------------------|-------------------------------------|-----------------------|-------------------|
| 1 | 18 | CTRL | 25.2 ± 5.0 | 5.57 ± 1.15 | 4.105 ± 0.866 | 0.193 ± 0.035 |
| | | HOP | 28.3 ± 5.0 § | 6.00 ± 1.30 § | 4.215 ± 0.051 | 0.192 ± 0.034 |
| 2 | 14 | CTRL | 26.0 ± 4.5 | 3.47 ± 0.78 | 5.198 ± 1.069 | 0.182 ± 0.024 |
| | | HOP | 30.9 ± 5.4 § | 3.91 ± 0.65 § | 5.283 ± 0.808 | 0.177 ± 0.015 |

Table S 2: Mean (\pm standard deviation) hip, knee, and ankle angles during initial ground contact (GC), initial push-off phase (PO), and take off (TO) for the conditioned (HOP) and control jumps (CTRL). § indicates a significant difference between CTRL and HOP ($p < 0.05$).

| Time point | Condition | Ankle [°] | Knee [°] | Hip [°] |
|------------|-----------|--------------------------------|-----------------------------------|--------------|
| GC | CTRL | 119 ± 7 | 144 ± 10 | 111 ± 12 |
| | HOP | 117 ± 7 | 145 ± 8 | 111 ± 11 |
| PO | CTRL | 81 ± 6 | 127 ± 8.8 | 107 ± 12 |
| | HOP | 79 ± 6 § | 124 ± 7.9 § | 107 ± 11 |
| TO | CTRL | 131 ± 6 | 167 ± 5 | 126 ± 9 |
| | HOP | 132 ± 6 | 168 ± 6 | 127 ± 9 |

Table S 3: Mean mechanical work (\pm standard deviation) of the medial gastrocnemius (GM) and soleus (SOL) muscles, as well as the Achilles tendon during the eccentric and concentric phases of the conditioned (HOP) and control drop jump (CTRL) for experiment 1 and 2, respectively. The relative difference to the CTRL value is given in percent (%Diff). § indicates a significant difference between HOP and CTRL ($p < 0.05$).

| Experiment | Subjects | DJ phase | Structure | Mechanical work [Joule] | | % Diff |
|------------|----------|------------|-----------------|-------------------------|-------------------------------------|--------|
| | | | | CTRL | HOP | |
| 1 | 18 | eccentric | GM | -8.8 ± 2.7 | -10.1 ± 3.1 § | -14% |
| | | | SOL | -35.6 ± 7.5 | -39.6 ± 7.6 § | -11% |
| | 12 | concentric | GM | 10.2 ± 2.3 | 11.1 ± 2.5 § | 9% |
| | | | SOL | 42.8 ± 7.2 | 47.8 ± 6.9 § | 12% |
| 2 | 14 | eccentric | Achilles tendon | -21.1 ± 9.5 | 26.9 ± 9.7 § | -28% |
| | 14 | concentric | tendon | 8.3 ± 2.9 | 11.1 ± 3.0 § | 33% |

Table S 4: Grand mean values (\pm SD) of integrated EMG during pre-activation, braking phase and push-off phase for the medial gastrocnemius (GM) and soleus (SOL) muscles in the conditioned (HOP) and the control jumps (CTRL). The rmANOVA revealed no statistical difference between conditions in either muscle.

| Muscle | Pre-activation [μ V*s] | | Braking phase [μ V*s] | | Push-off phase [μ V*s] | |
|--------|-----------------------------|----------------|----------------------------|----------------|-----------------------------|----------------|
| | CTRL | HOP | CTRL | HOP | CTRL | HOP |
| GM | 10.8 \pm 3.3 | 10.4 \pm 2.6 | 19.7 \pm 5.1 | 19.4 \pm 5.1 | 14.2 \pm 6.4 | 15.0 \pm 6.9 |
| SOL | 3.9 \pm 1.3 | 3.7 \pm 1.0 | 13.0 \pm 7.7 | 14.6 \pm 8.2 | 11.9 \pm 6.7 | 13.0 \pm 8.8 |

Table S 5: Grand mean values (\pm SD) of median EMG frequency during pre-activation and ground contact phase for the medial gastrocnemius (GM) and soleus (SOL) muscles in the conditioned (HOP) and the control jumps (CTRL). The rmANOVA revealed no statistical difference between conditions in either muscle.

| Muscle | Pre-activation [Hz] | | Ground contact phase [Hz] | |
|--------|---------------------|--------------|---------------------------|--------------|
| | CTRL | HOP | CTRL | HOP |
| GM | 126 \pm 38 | 118 \pm 36 | 165 \pm 36 | 159 \pm 25 |
| SOL | 112 \pm 26 | 105 \pm 28 | 110 \pm 22 | 112 \pm 32 |

Figures

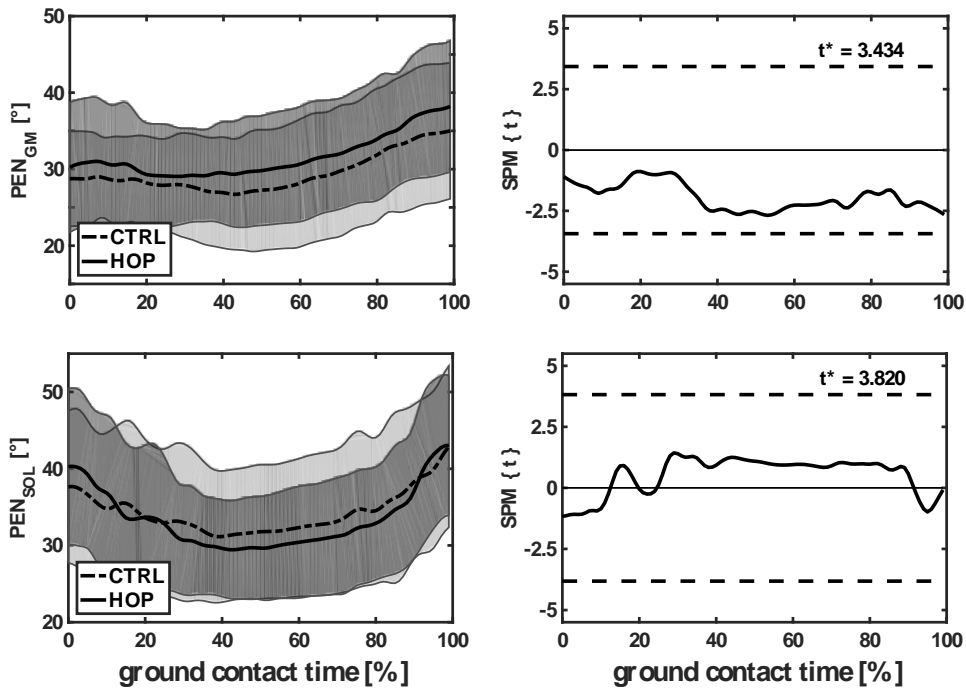


Fig. S 1: Left: Averaged pennation angle of the medial gastrocnemius and soleus fascicles (PEN_{GM} and PEN_{SOL} , respectively) time-normalized to the ground contact of the conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) of experiment 1 (N=18); right: t statistics (SPM{t}) for time-normalized corresponding scalar fields on the right-hand side. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if SPM{t} exceeds t^* ($p < 0.05$, gray area).

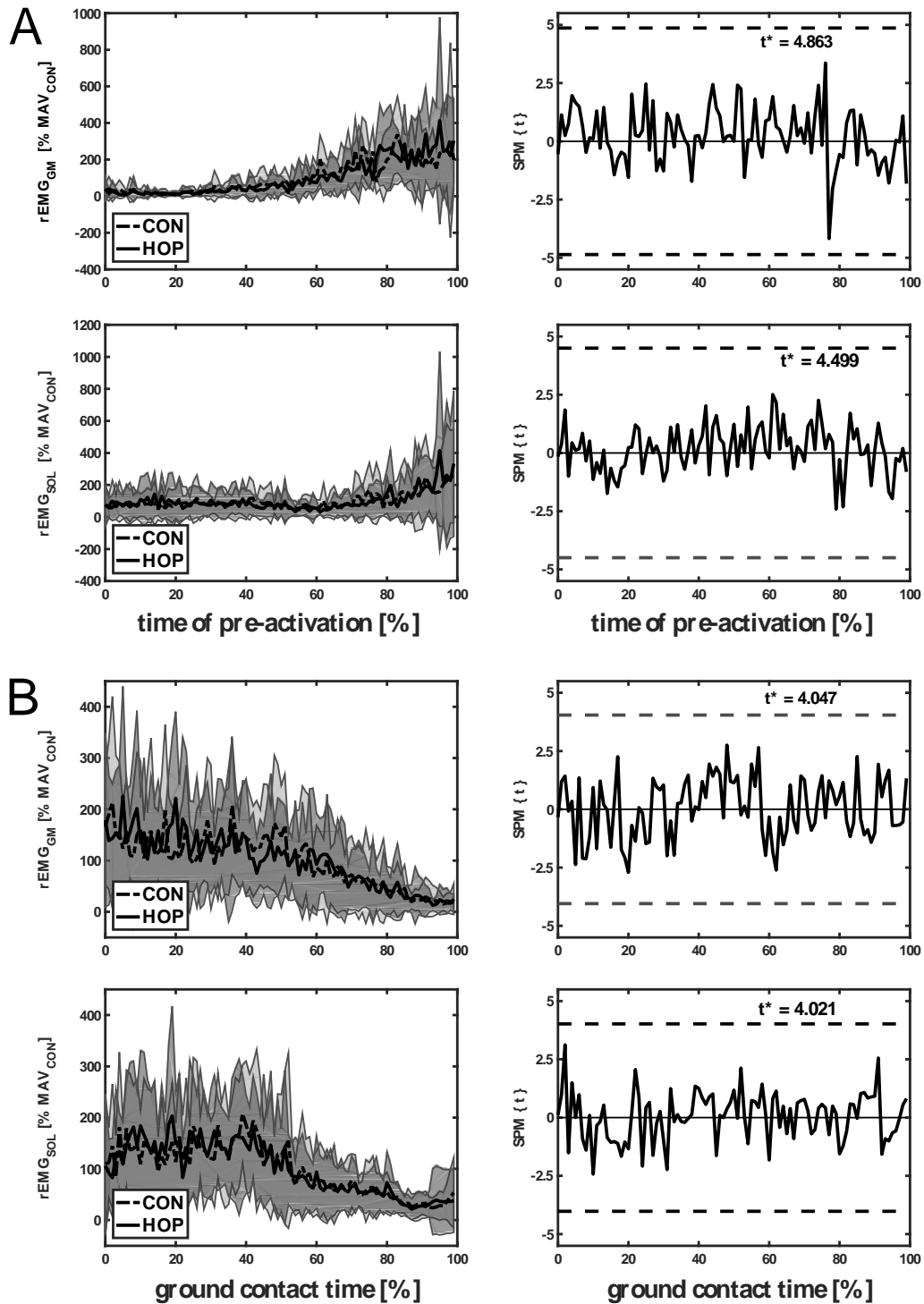


Fig. S 2 Left: averaged rectified EMG normalized to the mean activation of the control jump (% MAVCON) of the medial gastrocnemius (rEMG_{GM}) and soleus (rEMG_{SOL}) muscle between conditioned (HOP; solid line) and control jumps (CTRL; dotted line) A) for the pre-activation phase and B) during ground contact time (time-normalized); right: t statistics (SPM{t}) for time-normalized corresponding scalar fields. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t*), p values are given if SPM{t} exceeds t* (p < 0.05, gray area).

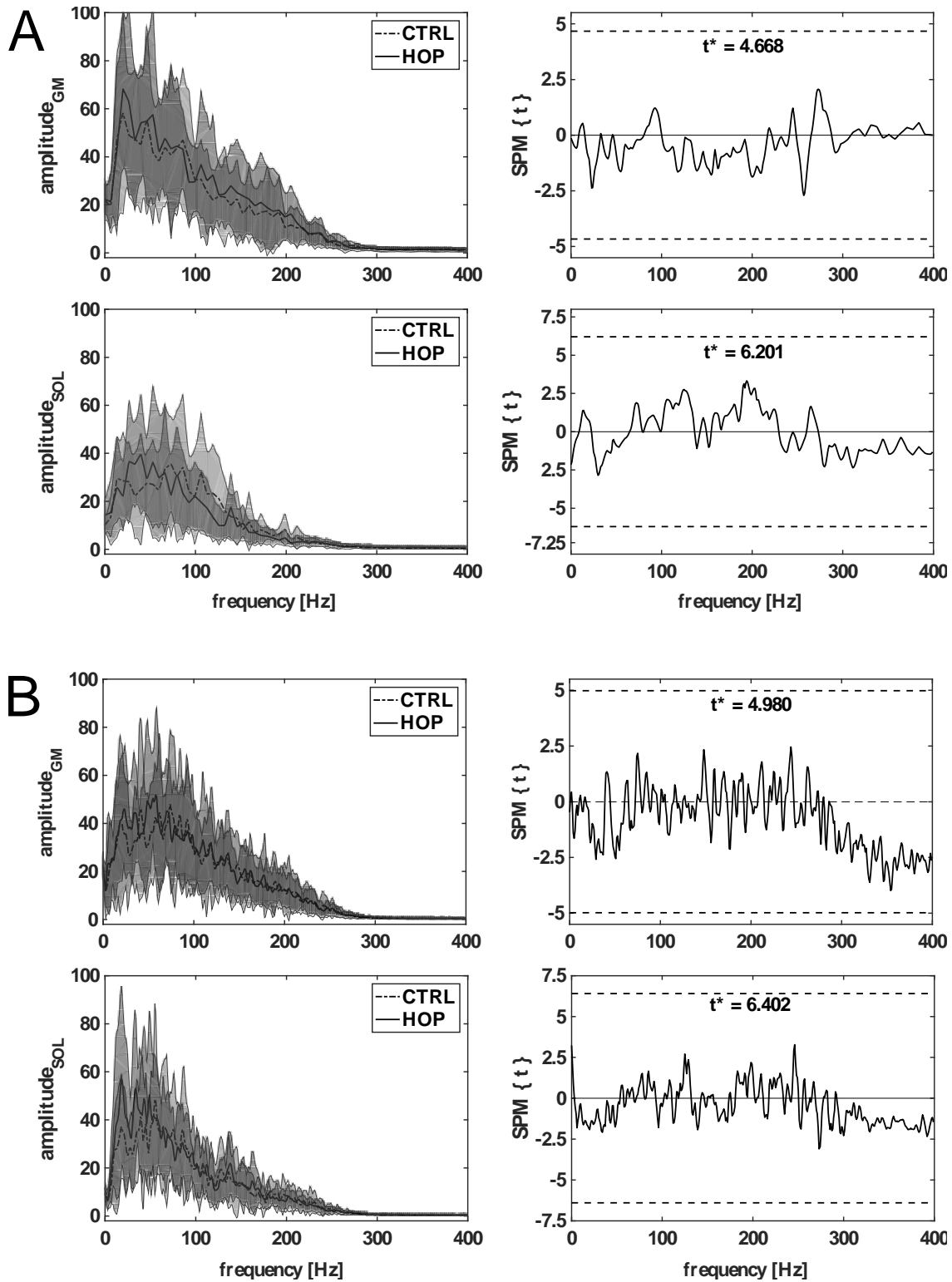


Fig. S 3 Left: averaged frequency spectra of the medial gastrocnemius ($\text{amplitude}_{\text{GM}}$) and soleus ($\text{amplitude}_{\text{SOL}}$) muscle for the conditioned (HOP; solid line) and the control jumps (CTRL; dotted line), A) for the pre-activation phase and B) during ground contact time; right: t statistics (SPM{t}) for corresponding scalar fields. Dotted lines represent the threshold of the critical t value (t^*), p values are given if SPM{t} exceeds t^* ($p < 0.05$, gray area).

Studie II

Postactivation potentiation can counteract declines in force and power that occur after stretching

Running Head: PAP counteracts stretching effects

Jakob Kümmel¹, Andreas Kramer¹, Neil J. Cronin², & Markus Gruber¹

¹ Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, Germany

² Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland

Corresponding Author:

Jakob Kümmel

FG Sportwissenschaft

Universität Konstanz

78457 Konstanz, Germany

Email: jakob.kuemmel@uni-konstanz.de

Phone: +49 (0) 7531 88-4213

Abstract

Stretching can decrease a muscle's maximal force, whereas short but intense muscle contractions can increase it. We hypothesised that when combined, postactivation potentiation induced by reactive jumps would counteract stretch-induced decrements in drop jump (DJ) performance. Moreover, we measured changes in muscle twitch forces and ankle joint stiffness (K_{Ankle}) to examine underlying mechanisms.

Twenty subjects completed 3 DJs and 10 electrically-evoked muscle twitches of the triceps surae subsequent to 4 different conditioning activities and control. The conditioning activities were 10 hops, 20s static stretching of the triceps surae muscle, 20s of stretching followed by 10 hops and vice versa.

After 10 hops, twitch peak torque (TPT) was 20% and jump height 5% higher compared to control with no differences in K_{Ankle} . After stretching, TPT and jump height were both 9% and K_{Ankle} 6% lower. When hops and stretching were combined as conditioning activities, jump height was not different compared to control but significantly higher (11% and 8%) compared to stretching. TPTs were 16% higher compared to control when the hops were performed after stretching, and 9% higher compared to the reverse order. K_{Ankle} was significantly lower when stretching was performed after the hops (6%) compared to control, but no significant difference was observed when hops were performed after stretching. These results demonstrate that conditioning hops can counteract stretch-related declines in DJ performance. Furthermore, the differences in TPTs and K_{Ankle} between combined conditioning protocols indicate that the order of conditioning tasks might play an important role at the muscle-tendon level.

Keywords: conditioning activity, muscle-tendon unit, stretch-shortening cycle

Introduction

In many sports, athletes integrate stretching to their warm-up routine to prepare for practice or competition. Passive stretching has been suggested to increase the range of motion and decrease the risk of injury by increasing the compliance of the musculotendinous structures (for review see McHugh & Cosgrave, 2010). However, there is growing evidence that higher compliance after static stretching may translate into detrimental effects for performance in sports that mainly depend on maximal force and power output (for review see Simic et al., 2013; Behm et al., 2015). For the lower extremities, performance declines after stretching have been reported consistently for explosive movements such as sprints (Nelson et al., 2005), countermovement jumps (Cornwell et al., 2001), squat jumps (Behm & Kibele, 2007) and drop jumps (Young et al., 2006). These stretch-related declines coincide with a reduced force capacity of the stretched muscle, which has been observed for isometric (Fowles et al., 2000; Avela et al., 2004) and dynamic muscle contractions (Cramer et al., 2007; Costa et al., 2009), as well as for involuntary electrically-evoked muscle twitches (Cè et al., 2008; Esposito et al., 2011).

The mechanisms responsible for the observed stretch-induced force deficit may have a neuronal as well as a mechanical origin. It has been shown that stretching decreases neuromuscular activity in a maximal isometric voluntary contraction (Avela et al., 1999; Fowles et al., 2000), which has been attributed to a reduced excitability of α -motoneurons (Avela et al., 1999; Guissard et al., 2001) originating from pre- as well as postsynaptic inhibition (Guissard et al., 2001). From a mechanical point of view, it is well known that stretching can cause an acute decrease in musculotendinous passive stiffness (Magnusson et al., 1995; Kubo et al., 2001; Morse et al., 2008). It has been suggested that the observed lower passive stiffness of musculotendinous structures is related to an increased compliance of both the viscoelastic property of the muscle's connective tissue (Morse et al., 2008) and the tendon (Kubo et al., 2001). These modulations in the material properties of connective tissue and tendon after stretching have been suggested to be a likely reason for the prolonged electromechanical delay and the reduced rate of force development observed after prolonged stretching in both electrically-evoked muscle twitches and maximal voluntary isometric muscle contractions (Evetovich et al., 2003; Avela et al., 2004; Cè et al., 2008; Costa et al., 2010). Diminished force production negatively affects the active stiffening of the muscle-tendon complex during movement, which might be especially important during stretch-shortening cycle (SSC) tasks. For instance, Cornwell et al. (2002) showed that stretching decreased the active stiffness of the triceps surae muscle, which was correlated to the decrease in jump height in a subsequent countermovement jump.

Contrary to the stretch-induced modulation of the muscle-tendon unit and the resulting reductions in force output, short intense contractions are known to acutely potentiate the muscle's capability to produce force. This effect is known as postactivation potentiation (PAP). There is currently no conclusive evidence on the mechanisms underlying PAP. However neuronal facilitation as well as changes in the mechanical and intrinsic properties of the muscle, such as changes in the muscle's pennation angle or an increased calcium sensitivity of the contractile elements, have been discussed as likely candidates (for review see Tillin & Bishop, 2009). It has also been proposed that a potentiated muscle might augment the stiffness of the active components within the muscle-tendon complex (Shima et al., 2006) towards an optimal point for the utilization of stored elastic energy during the recoil phase of the SSC (Maloney et al., 2014; Kümmel et al., 2016).

As both stretching and conditioning contractions are often used as an immediate preparation for athletic performance, the question arises whether PAP might be able to counteract stretch-related declines at the level of the muscle-tendon unit and whether the order of the conditioning activities matters. In the present study, we hypothesized that 10 repetitive reactive jumps – which are known to induce PAP in the triceps surae (Bergmann et al., 2013) – would counteract stretch-related declines in the isometric peak twitch torque of the triceps surae muscles. Furthermore, we investigated whether conditioning hops could also counteract stretch-related performance declines in drop jumps (DJs) and whether these effects could be attributed to changes in ankle joint stiffness.

Methods

Subjects

Twenty recreationally active male subjects (age: 23.9 ± 2.3 years, mass: 75.4 ± 5.7 kg, height: 179 ± 5 cm; always mean \pm SD) without any neuromuscular disorders volunteered to participate in this study after giving their written informed consent. One subject did not tolerate peripheral nerve stimulation and dropped out. Thus 19 subjects finished all the experiments. The study was approved by the ethics committee of the University of Konstanz and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

Experimental procedure

The study consisted of two parts. In the first part, 10 electrically-evoked isometric twitches of the triceps surae muscle were performed subsequent to each of four different types of conditioning and one control condition (CON) without any prior activity. The four conditioning tasks were: 10 maximal repetitive hops (HOP condition), 20 s of calf muscle stretching (STR condition), a combination of 20 s calf muscle stretching followed immediately by 10 hops (S-H condition), and 10 hops followed by 20s of stretching (H-S condition; **Fig. 1**). To identify mechanisms that might be responsible for an increased performance subsequent to the conditioning hops, the CON and HOP conditions were always done first. This was followed by a counterbalanced permutation of STR, H-S, and S-H between all subjects to investigate the potential for hops to counteract stretch-related declines of the triceps surae twitches as well as in the DJ performance. There was a rest of at least 10 min between conditions, as in a previous study it has been shown that this is a sufficient time period to recover from stretch-related declines after 2 min of static calf muscle stretching (Ryan et al., 2008a) and that potentiating effects will be washed out in the twitch and in the DJ performance (Hamada et al., 2000; Bergmann et al., 2013, 2014). Subjects were barefoot during the whole twitch experiment.

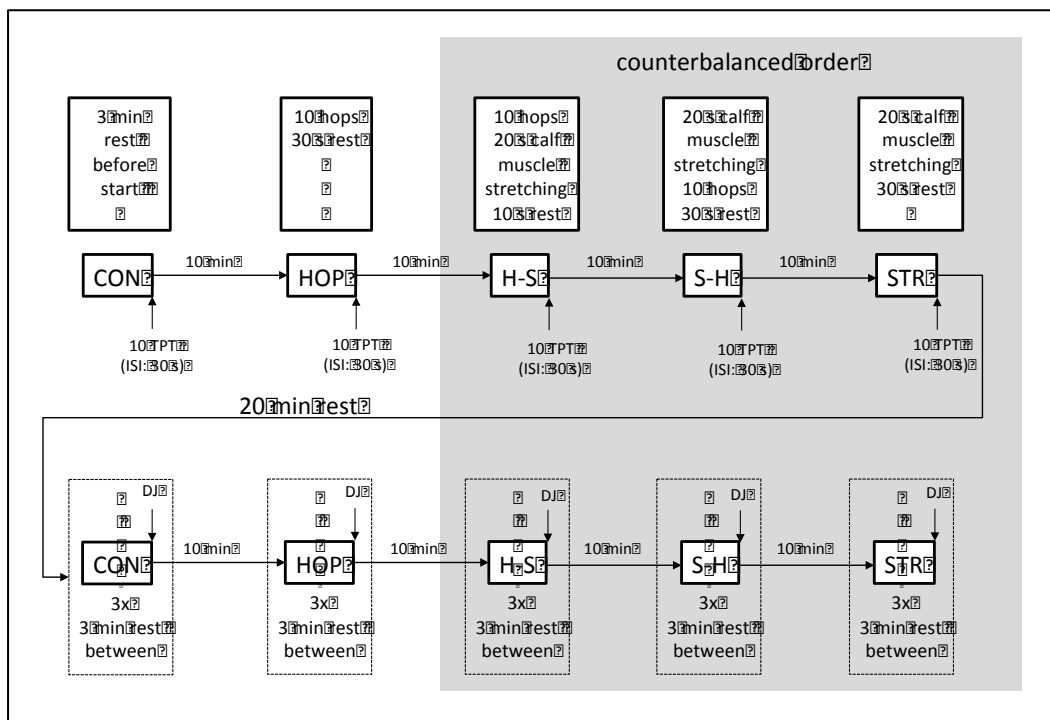


Fig. 1: The experimental protocol of the study. For both the twitch and the drop jump (DJ) experiment, the control condition (CON) and the condition consisting of 10 repetitive hops (HOP) were carried out first with a 20 min rest in between experiments. The combined conditioning included 20 s of static stretching and 10 hops (H-S, S-H) as well as stretching only (STR). These three conditions were carried out in a counterbalanced order considering all 6 permutations of those 3 conditions (grey area). Between each condition there was a rest of 10 min, and there was a 20 min break between the first and the second experiment. In the first experiment immediately after conditioning, 10 electrically-evoked twitches (TPT) were performed with an inter-stimulus interval of 30 s. In the second experiment, the conditioned and control DJs were repeated three times with a 3 min rest in between. The time between the conditions and the twitches (respectively the DJs) was 30 s except for the H-S condition where it was set to 10 s to ensure an equidistant time interval between the hops and the measurements.

The time interval between the last conditioning hop/stretch and the first electrically-evoked twitch was always 30s. Stretching was performed in the following way: subjects were instructed to lean against a wall until a strong feeling of discomfort occurred in the right and left calf muscles, and to keep this position for 20 s. Knee and hip joints had to stay fully extended and the heel had to touch the ground.

In the second part of the study, which started 20 min after the end of the twitch protocol, subjects performed three drop jumps (DJ) subsequent to each of the five conditioning tasks. The order of the conditioning tasks was the same as for the twitch protocol (**Fig. 1**). There was a rest of 3 min between each drop jump and a rest of 10 min between conditions. The time interval between the last conditioning hop/stretch and each single test DJ was equal to the time interval that was used in the twitch protocol (30 s). Two days prior to the measurements we determined the individual optimal drop height by varying the drop height within a bout of 10 DJs until the drop height with the maximal reactive index (flight time / contact time; Bruhn et al., 2004) was identified. All DJs were performed barefoot, with the hands on the hips, and without the heels touching the ground during the ground contact phase. Subjects were instructed to bend their knees as little as possible and to jump as high as possible, whilst keeping the ground contact time at a minimum. Warm-up consisted of 10 squats with body weight and 20 submaximal hops, and was performed prior to both experimental procedures. The measurements were carried out in one session to avoid confounding influences such as day-to-day variability and errors related to the re-positioning of the EMG electrodes.

Electromyographic recordings

We used a wireless surface EMG system (Trigno®, Delsys, Boston, USA) to record the electromyographic activity of six muscles of the right leg. After shaving and abrading the skin, the electrodes were placed on the belly of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius lateralis (GL), soleus (SOL), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and biceps femoris (BF) muscle according to SENIAM recommendations. After fixation, resting EMG signals were checked for each electrode and replaced if the noise level was above 20 μ V. During the first experiment analogue EMG signals (909x amplified, DC-500 Hz, 160 dB/Dec.) were recorded synchronously with the twitch torques generated by the electrically-evoked muscle twitches by means of an ADC acquisition device (1410 Power®, CED, Cambridge, UK). During the second experiment, EMG signals were recorded and synchronized with the ground reaction forces with Nexus 2 software on a MX-Giganet platform (Vicon, Oxford, UK). Sampling frequency was set to 4 kHz in both experiments.

Muscle twitches

Subjects were seated upright with the hip, knee, and ankle angles adjusted to 90° of flexion. In this position, the subjects' right foot was fixed in a custom-made ankle dynamometer, similar to that used by Gollhofer et al. (1997). The foot was attached so that the axis of the ankle joint coincided with the axis of the dynamometer (**Fig. 2**). A clamp was used to fix the position of the knee in order to prevent any lifting of the heel and to ensure isometric muscle twitches of the triceps surae. The subjects were familiarised with the transfer to and fixation in the ankle ergometer to prevent any muscle contraction of the right lower limb muscles between the conditioning and the first electrically-evoked twitch. We monitored and carefully checked EMG activity of the lateral gastrocnemius, soleus, and tibialis anterior muscles throughout the twitch experiments to ensure these muscles were not activated during the muscle twitches.



Fig. 2: The participants' right leg was fixed within the ankle dynamometer, which measured the isometric twitch force of the plantar flexors evoked by stimulation of the tibial nerve in the popliteal fossa subsequent to the 4 different types of conditioning and control.

Muscle twitches were evoked by means of peripheral nerve stimulation of the tibial nerve, with the cathode (custom-made, 2 cm², copper) fixed in the popliteal fossa and the anode (Blue Sensor, Ambu®, Bad Nauheim, Germany) placed above the patella. A stimulator (Digitimer DS7A®, Hertfordshire, UK) delivered rectangular pulses of 1 ms duration with the stimulation current set to 130% of the current necessary to evoke a maximal M-wave response in the EMG of the soleus muscle. Subsequent to each type of conditioning, 10 successive stimuli were delivered with an inter-stimulus interval of 30 s. Isometric twitch torque was measured with a torque sensor (Kistler, Winterthur, Switzerland). The within-session reliability of electrically-evoked muscle twitch torque has been found to be very high (ICC=0.92 Place et al., 2007).

The analogue torque signal was recorded with a sampling frequency of 4 kHz on the 1410 Power® device. From the torque signal, we determined for each of the 10 stimuli the (1) electromechanical delay (EMD₁₋₁₀; defined as the time between the onset of the M-wave and the onset of the twitch response; a condition of 3 standard deviations from mean baseline EMG was used to detect the onset of both signals), and (2) the time until the twitch peak torque was reached (TTP₁₋₁₀). In addition, the EMG response (M-wave amplitude) to each supra-maximal twitch was measured in the soleus and gastrocnemius lateralis muscles (M-SOL, M-GL).

Kinematic and kinetic recordings

A marker-based motion capture system (Vicon, 12 T40s cameras, Oxford, UK) was used to record the kinematics of the lower limbs for each single DJ. Nine auto-reflective markers were placed on the following anatomical landmarks of both legs and the torso: fifth metatarsal bone, lateral malleolus, lateral knee joint centre, greater trochanter, and corpus sternum. The markers were used to generate a 3D model of the legs during the DJs, in order to calculate changes in the 3D angles of the ankle joints as well as leg length. The motion capture system sampled at 400 Hz, with later up-sampling to 4 kHz by means of cubic interpolation to match the frequency of the analogue data.

The DJs were performed on two ground reaction force plates (AMTI®, Watertown, USA), recording the 3D ground reaction forces for the left and right leg separately. The force signals were sampled with a frequency of 4 kHz and synchronised with the motion capture data.

Post-processing

After the DC offset was removed, the EMG signals of the DJs were rectified and integrated over the following time intervals (Lee & Tatton, 1978; Marsden et al., 1978): pre-activation (150 ms prior to touchdown until touchdown), short-latency response (30 - 60 ms after touchdown), medium-latency response (60-90 ms after touchdown), and long-latency response (90-120 ms after touchdown).

The peak-to-peak amplitudes of the joint angles were calculated between ground contact and the time point when the GRF reached its peak. In addition, we calculated ankle joint stiffness (K_{Ankle}). This variable is defined as the instantaneous mechanical stiffness of the ankle joint, which includes a combination of the active muscles, tendons, and connective tissue surrounding the joint (Loram & Lakie, 2002). We used the approach of Kawakami et al. (2002) and Kubo et al. (2007) to calculate ankle joint torque (T_{Ankle}) by multiplying the ground reaction force with the perpendicular distance from the point of force application to the ankle joint marker. Ankle joint stiffness was calculated and averaged for the braking phase of the DJ, using the ratio of the change in ankle joint torque (ΔT_{Ankle}) and ankle angle displacement ($\Delta\theta_{Ankle}$). For this purpose the equation of Farley & Morgenroth (1999) was adopted:

$$K_{Ankle} = \frac{\Delta T_{Ankle}}{\Delta\theta_{Ankle}}.$$

K_{Ankle} was estimated for each leg separately, whereas the average between both legs was used for statistical comparison. The intra-class correlation coefficient between the three control DJs was 0.88, demonstrating a high reliability for the K_{Ankle} assessment.

For the assessment of DJ performance, the vertical peak concentric power (P_{peak}) of each DJ was calculated by multiplying the vertical components of the force and hip marker velocity (derivative of the hip marker position).

Rebound jump height was determined using the flight time method. Lastly, we estimated the rate of force development for each DJ using the ratio of maximum ground reaction force and the time interval from initial ground contact until maximum force was reached.

Statistics

We used a one-way analysis of variance with repeated measures (rmANOVA) to test the immediate effect of the different types of conditioning, using the twitch torque, electromechanical delay, time to peak torque, and peak-

to-peak of the soleus and medial gastrocnemius M-waves of the initial twitch as dependent variables, and conditioning activity as the repeated measure.

To test for interaction effects between conditioning types and time course of the 10 muscle twitches, we calculated a one-way rmANOVA with the same stimulation variables as within-subject factors, and the conditioning types [CON, HOP, S-H, H-S, STR] as repeated measures.

In addition, we used one-way rmANOVAs to detect differences in drop jump performance after conditioning. The different types of conditioning were set as repeated measures [CON, HOP, S-H, H-S, STR], and the dependent variables were jump height, ankle joint stiffness, leg stiffness, ground reaction force, rate of force development, vertical concentric peak power, ground contact time, and EMG activity during the pre-activation, short-latency, medium-latency, and long-latency response time windows.

In the case of significant differences ($p < 0.05$), post hoc analyses were carried out and corrected for multiple comparisons (Bonferroni). Group data are presented as mean \pm standard deviation (SD).

Results

Twitch characteristics

The ANOVA revealed a significant influence of the different types of conditioning on the initial twitch torque of the triceps surae muscle ($F_{(4,72)}=31.750$, $p<0.001$, **Fig. 3 A**). The hops significantly increased twitch torque compared to control (+20.0%, $p<0.001$). Furthermore, hops after stretching significantly increased initial twitch torque (+15.9%, $p<0.001$) compared to control, whereas the change in torque for stretching after hops failed to reach significance (+6.2%, $p=0.38$). In contrast, twitch torque decreased after the stretching only condition (-8.9%, $p<0.05$, **Fig. 3 A**). Although the initial twitch torque was significantly higher when first stretching and then hops were performed compared to vice versa ($p<0.05$), both conditions resulted in higher values compared to stretching only ($p<0.001$). The time course of the 10 twitches for each type of conditioning did not differ significantly (no time course \times condition interaction, $F_{(36, 712)}=1.1825$, $p=0.22$, **Fig. 4**).

The conditioning type significantly affected the time between M-wave and torque onset of the first twitch ($F_{(4,72)}=7.6039$, $p<0.001$, **Fig. 3 B**). For all conditions that contained hops, the electromechanical delay of the first twitch was significantly shorter when compared to control (HOP: -8.9%, $P<0.05$; S-H: -12.0%, $p<0.001$; H-S: -9.5%, $p<0.01$, **Fig. 3 B**), however stretching did not affect electromechanical delay (STR: -1.1%, $p=1.0$, **Fig. 3 B**). Analysis of the time course of the electromechanical delay from the first to the last twitch for each condition revealed no significant interaction effect ($F_{(36,712)} = 1.0046$, $p=0.46$).

The time to peak torque of the first twitch revealed significant differences between conditioning activities ($F_{(4, 72)}=53.692$, $p<0.001$, **Fig. 3 C**). It was shortened after the conditioning hops compared to control (-2.2%, $p<0.001$), whereas stretching significantly prolonged the time to peak torque by +4.6% ($p<0.001$). Both combinations of stretching and hops revealed a significant decrease in the time to peak torque compared to control (S-H: -14.1%, $p=0.001$; H-S: -12.7%, $p=0.001$, **Fig. 3 C**). Furthermore, there was a significant interaction effect ($F_{(36,712)}=10.656$, $p<0.001$, **Fig. 4**) between time course of the 10 stimuli and conditioning type. The shortened initial time to peak torque in all conditions that contained hops showed no difference to the baseline values after the first two stimuli (HOP₁₋₂: $p<0.01$, S-H₁₋₂: $p<0.05$, H-S₁₋₂: $p<0.05$), whereas the time to peak torque was prolonged for all 10 stimuli after the stretching only condition when compared to control (STR₁₋₁₀: $p<0.05$, **Fig. 4**).

The ANOVA for soleus and lateral gastrocnemius M-wave amplitudes revealed no significant differences between conditioning types (soleus: $F_{(4,72)}=1.3457$, $p=0.26$; lateral gastrocnemius: $F_{(4,72)}=1.4059$, $p<0.19$).

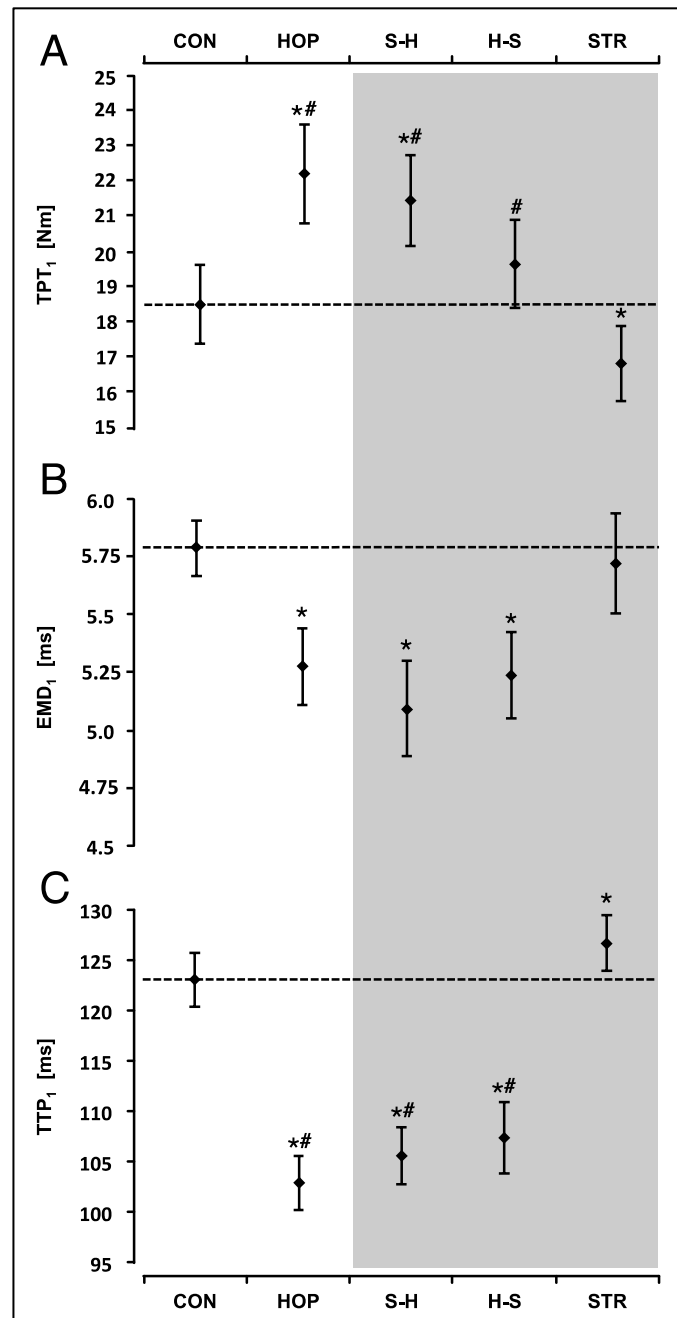


Fig. 3: Mean values (\pm standard error of the mean) of A: twitch peak torque (TPT₁); B: the corresponding electromechanical delay (EMD₁); and C: time to peak torque (TTP₁) of the first electrically-evoked muscle twitch immediately after the 4 different conditioning types (HOP, S-H: stretching then hops, H-S: hops then stretching, STR: stretching only) and control (CON). The order of the conditions shown in grey was counterbalanced between all subjects. * indicates a statistically significant difference compared to CON ($p < 0.05$); # indicates a statistically significant difference compared to STR ($p < 0.05$)

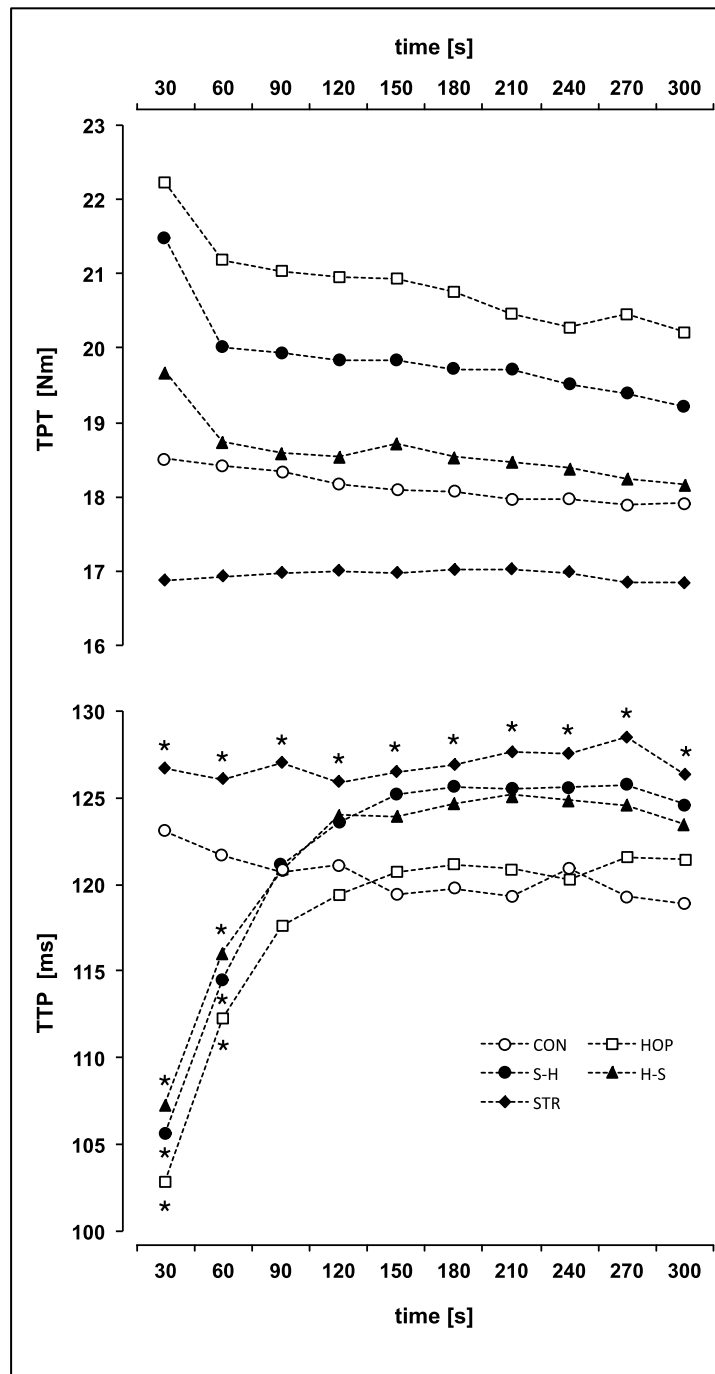


Fig. 4: Mean values of A: twitch peak torque (TPT); and B: time to peak torque (TTP) for the ten electrically-evoked muscle twitches of the triceps surae within 5 min subsequent to each of the 4 conditioning types (HOP, S-H: stretching then hops, H-S: hops then stretching, STR: stretching only) and control (CON). * indicates a statistically significant difference compared to CON ($p < 0.05$). Note that the rmANOVA on the 10 TPTs revealed no significant time course \times condition interaction ($F_{(36, 712)} = 1.1825$, $p = 0.22$) and thus no post-hoc comparison were computed.

Drop jump performance

Jump height was specifically affected by the conditioning activity ($F_{(4, 72)} = 18.272$, $p < 0.001$). After the conditioning hops, jump height was 5% higher ($p < 0.05$) and after stretching 8.7% lower ($p < 0.001$) compared with the control drop jumps. For the combinations of hops after stretching and stretching after hops, we found no significant differences compared to CON, but in both cases jump height was significantly higher than after stretching only ($p < 0.001$, Fig. 5 A).

Similar results were found for vertical concentric peak power ($F_{(4,72)}=8.4049$, $p<0.001$): hops increased P_{peak} compared to control (+5.2%, $p<0.05$). After stretching only, P_{peak} decreased by 4.9% ($p<0.05$). Hops after stretching resulted in significantly higher P_{peak} compared to stretching only ($p<0.05$, **Fig. 5 B**), however this was not the case for stretching after hops ($p=0.55$).

ANOVAs for ground reaction force, rate of force development and ground contact time revealed no significant differences between the different types of conditioning (**Table 1**, $F_{\text{GRF}(4,72)}=1.5155$, $p=0.21$; $F_{\text{RFD}(4,72)}=2.1709$, $p=0.08$; $F_{\text{CT}(4,72)}=2.5085$, $p=0.05$).

Ankle stiffness significantly differed between the conditioning types ($F_{(4,72)}=7.5247$, $p<0.001$). Stretching after hops and stretching only decreased ankle joint stiffness (-5.5%, $p<0.01$; -6%, $p<0.01$ respectively) compared to control. However, no significant changes were observed for hops after stretching or hops only when compared to control (**Fig. 5 C**).

Table 1: Mean (\pm standard deviation) peak ground reaction force (GRF_{peak}), rate of force development (RFD), and contact time (CT) of the DJ for the different conditioning activities (HOP, S-H: stretching then hops, H-S: hops then stretching, STR: stretching only) and control (CON). The order of the conditions shown in grey was counterbalanced between all subjects.

| Variable | CON | HOP | S-H | H-S | STR |
|------------------------------------|----------------------|---------------------|----------------------|---------------------|----------------------|
| GRF_{peak} [kN] | 5.07 ± 0.99 | 5.17 ± 0.87 | 5.03 ± 0.93 | 5.24 ± 0.87 | 5.00 ± 0.98 |
| RFD [kN/s] | 78.6 ± 28.1 | 77.6 ± 25.5 | 74.8 ± 27.2 | 81.9 ± 22.2 | 70.2 ± 26.3 |
| CT [s] | 0.177 ± 0.021 | 0.175 ± 0.02 | 0.182 ± 0.022 | 0.176 ± 0.02 | 0.181 ± 0.022 |

EMG

The one-way rmANOVAs of the integrated EMG for each time interval revealed no statistical differences in any of the 6 leg muscles, except for the pre-activity of tibialis anterior ($F_{(4,72)}=19.651$, $p<0.001$, **Support Info Table 1**). All of the three conditions that included stretching (H-S, S-H, & STR) revealed significantly reduced integrated EMG in the tibialis anterior muscle during the pre-activation phase compared to control (26.9%, 21.9%, 18.3% respectively; $p<0.001$).

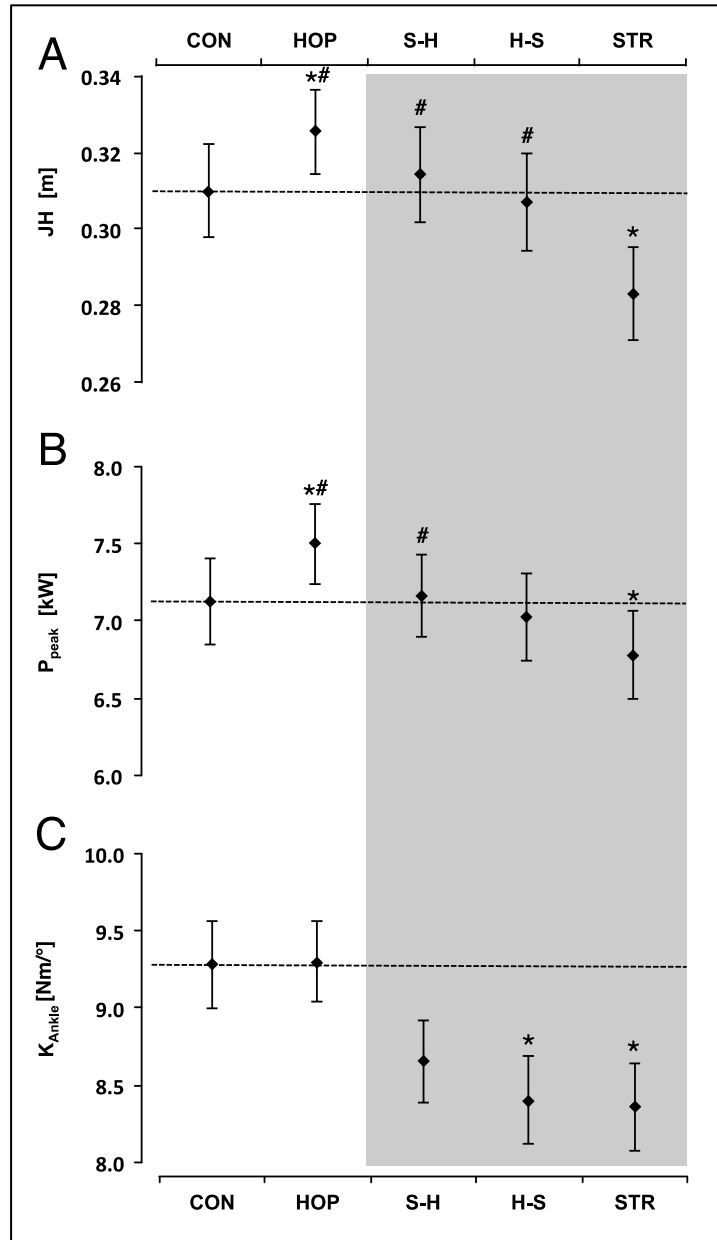


Fig. 5: Mean values (\pm standard error of the mean) of A: jump height (JH); B: maximal vertical concentric peak power (P_{peak}); and C: ankle joint stiffness (K_{Ankle}) of the DJ for each of the 4 different types of conditioning (HOP, S-H: stretching then hops, H-S: hops then stretching, STR: stretching only) and control (CON). The order of the conditions shown in grey was counterbalanced between all subjects. * indicates a statistically significant difference compared to CON ($p < 0.05$); # indicates a statistically significant difference compared to STR ($p < 0.05$).

Discussion

In the present study we were able to show that repetitive hops can counteract stretch-related declines in both drop jump performance and muscle twitch torque. In addition, we demonstrated that the order of stretching and hops when combined as conditioning activities affects muscle twitch forces in a specific manner.

Conditioning effects on jump performance

The changes in jump performance in response to the conditioning hops are in line with previous studies that investigated the potentiating effect of repetitive conditioning hops on subsequent drop jump performance (Bergmann et al., 2013, 2014; Kümmel et al., 2016). In addition, we observed that calf muscle stretching reduced the jump height compared to the control jumps, which was

accompanied by a reduction in ankle joint stiffness and a reduction in maximum vertical concentric peak power. This effect disappeared when stretching was combined with hops: a significant difference in jump height between stretching only and both combinations of stretching and hops was observed, whereas the combined conditions showed no significant difference compared to control. Therefore we conclude that the potentiating effect of conditioning hops on jump performance can cancel out stretch-induced declines. However, vertical peak concentric power was only significantly higher compared to control when the hops were performed after stretching but not for the reverse order. This indicates that the order of conditioning activities has an influence on subsequent SSC performance.

Conditioning effects on muscle twitch torque

All conditions that included hops led to a significantly higher initial twitch torque compared to the stretching and control conditions. This result shows that the potentiating effect on twitch torque induced by the hops outweighed the negative effects of 20 s of static stretching. As electrically-evoked muscle twitches bypass voluntary neural control, the declines in twitch peak torque must originate from mechanical and/or physiological changes within the muscle-tendon unit (Cè et al., 2008). Stretching, or more precisely tensile stress on the muscle-tendon unit (MTU), is thought to affect both passive structures – for instance by increasing the compliance of the parallel- and serial elastic elements (Fowles et al., 2000; Costa et al., 2010; Esposito et al., 2011) – and active components, e.g. by elongating the resting sarcomere length (Proske et al., 1993; Proske & Morgan, 1999). On the other hand, the dominant mechanism responsible for PAP after conditioning contractions has been suggested to be an increased release of Ca^{2+} from the sarcoplasmic reticulum and/or its interaction with the regulatory protein troponin (Hamada et al., 2000). If indeed different mechanisms are at work, potentiating and attenuating effects can occur simultaneously, and the net effect will depend on the strength and interaction of the opposing mechanisms.

The present twitch torque results clearly show that the potentiation induced by 10 hops exceeded the stretch-related declines caused by 20 s of static stretching. However, this response depended on the order of stretching and hopping: although the initial twitch torque was significantly higher for both combinations of stretching and hops compared to stretching only, the comparison to control only revealed a significantly higher value when hops were performed after stretching. In addition, the difference between both combinations of stretching and hops was significant. One explanation for this difference might be given by the study of Reisman et al. (2009). From their results, the authors proposed that at least some of the reduction in passive torque of a stretched muscle was due to slack within the muscle fibres, and that active cross-bridge cycling during a contraction would take up any pre-existing slack. Thus they argue that contractions after a stretch manoeuvre would reset the passive tension back to a higher level. A similar mechanism might contribute to the difference between both conditioning sequences in the present study. Further analyses of the twitches provide some evidence for this possible explanation. It has been proposed that an elongated electromechanical delay after stretching indicates an increased compliance of the force-transferring structures of the MTU (Costa et al., 2010). The absence of any significant increase in the electromechanical delay of the initial twitch indicates that the force-transferring structures, i.e. parallel and serial elastic elements, were not significantly affected by the 20 s stretch. Consequently, changes could stem from the force-generating structures, which is consistent with the observed prolongation of the time to peak torque. This in turn highlights a less efficient cross-bridge cycle in the sarcomere's force-length curve as one likely mechanism that contributes to the stretch-related declines in the isolated muscle twitch. For example, stretching might have caused an elongation of the resting sarcomere length, resulting in a smaller number of active cross-bridges that contribute during the electrically-evoked muscle twitch. It should be mentioned that the consistent stretch-related declines in the time course of the TPTs provide evidence for a single muscle twitch itself not to affect the stretch-related declines. Hence, if a reduced number of active cross-bridges contribute to the reduced force production subsequent to stretching, a single muscle twitch would not be sufficient to increase the number of active cross-bridges back to baseline level. Interestingly, subsequent contractions of higher intensity may counteract this mechanism, as indicated by the findings of Reisman et al. (2009). Their results revealed that a 3 s half maximum contraction is sufficient to remove 40 % of the stretch related declines in the MVC of the plantar flexors. Thus we suppose that the hops, which include high intensity calf muscle contractions, may likewise reset the number of active cross-bridges. This might explain the lower twitch torque when combining first hops and then stretching compared to first stretching and then hops.

A second explanation for the order effect of hops and stretching on twitch torque might be a different time course in the effects of the different interventions. Hops lead to a large and immediate increase in twitch peak torque, which gradually declines when examining not only the initial twitch torque but also the time course of the ten twitches, where a similar pattern can be observed: twitch torque slowly regressed towards the control values in the subsequent five minutes, but for the hops after stretching condition the values remained higher compared to the other combination. However, the stretch-related decrease more or less persisted from the initial to the last twitch. The PAP effect in isolated muscle twitches is known to return to baseline values after about 5 to 10 min (Hamada et al., 2000; Tillin & Bishop, 2009). In contrast, stretching causes changes that persist for a longer duration (Fowles et al., 2000; Esposito et al., 2011). The results of the present study show that PAP cancels out stretch-related twitch declines during the initial 5 min. This is of practical relevance when using PAP to counteract stretch-related performance declines. Due to the limited duration of the PAP effect, activities that last for a longer duration than 5 to 10 min might not benefit from this counteracting effect.

However, it remains to be determined whether this imbalance changes in the direction of a dominating stretch effect at a later stage beyond the 5 min. An indication for such a progression might be given by the time to peak torque from the initial to the last twitch following both combinations of stretching and hops. The shortened time to peak torque persisted only until the 3rd stimulation, whereas subsequent stimuli revealed prolonged values, which were even above control. This suggests that the effects of stretching, which include an elongated time to peak twitch torque, might exceed the potentiating mechanisms at a later stage when both stretching and hops are used as conditioning.

Mechanisms explaining the modulated DJ performance

Since the calculated vertical power is the result of vertical ground reaction force multiplied by vertical centre of mass velocity, an elevated vertical concentric peak power implies a higher vertical ground reaction force during the concentric propulsion phase of the jump. During SSC movement this can either be the result of increased force from the muscle during the concentric part of the movement, a higher contribution of the recoil derived from energy storage in series elastic elements or a combination of both. The results of the present study seem to point more in the direction of the latter: first, the absence of any significant changes in the iEMG of the lower limb extensor muscles indicates that the level of activation did not change at any time during ground contact. This supports the results from previous studies, which showed that the potentiated jump height after conditioning is not accompanied by changes in the central nervous system, such as increased descending drive (Bergmann et al., 2013), corticospinal excitability, or central inhibiting and/or facilitating mechanisms (Thomas et al., 2015). The second reason for our assumption stems from the potentiated twitch torque after both conditioning sequences, which demonstrates a higher force-generating capacity of this muscle. Potentiated twitch torque in the triceps surae has been found to be positively correlated with potentiated DJ performance in a previous study (Bergmann et al., 2013). We argue that an increased force-generating capacity of the muscle enables a higher resistance to a given force, i.e. an increased active stiffness of the muscle during the eccentric part of the movement. MTU stiffness - especially that of the triceps surae muscle - is supposed to be a crucial variable for the storage and return of elastic energy during SSC jumps (van Ingen Schenau, 1984). In fact, there is evidence for a reduced stiffness of the calf muscle being responsible, at least partly, for a decline in SSC jump performance after stretching (Cornwell et al., 2002), a hypothesis that is supported by our results. Along with a reduction in DJ performance, we observed a reduction in ankle joint stiffness after static stretching of the calf muscles. Two major mechanisms have been identified that can cause a reduction in joint stiffness during the braking phase of a DJ: (1) a reduction in the intrinsic stiffness of the muscle-tendon-unit, e.g. caused by a reduced number of active cross-bridges (Horita et al., 1996), and (2) changes in the motor commands such as a suppression of the stretch-reflex (Kuitunen et al., 2011). The unchanged EMG activity of the plantar flexors after stretching indicates that muscular rather than neural mechanisms caused the reduction in active stiffness of the plantar flexors. Interestingly, this decline was also observed when stretching was performed after hops but did not reach significance when hops were performed after stretching. The difference between both combinations of the conditioning activities was not statistically significant. Post hoc power analyses showed that 8 more subjects would be required to detect statistically significant differences in the relevant parameters. Despite the lack of statistically significant difference – together with the twitch torque results – this can explain the difference between both conditioning sequences with respect to vertical concentric

peak power. Stretching may have induced slack in the whole muscle and thus reduced MTU stiffness. Experiments with passive muscle stretching have demonstrated that the resulting muscle slack was caused at least in part by an increased elasticity of series elastic components within the MTU such as tendons (Kubo et al., 2001), as well as by length changes in contractile components (Reisman et al., 2009). Both mechanisms can cause a reduced force in the MTU despite an unchanged neural drive and might explain the impaired twitch force observed in the TPTs of experiment 1 and the reduced ankle stiffness observed in experiment 2. A reduced MTU stiffness is less efficient for energy storage during the DJ. We assume that conditioning hops remove part of this slack due to the potentiated contraction force, resulting in a stiffer MTU, and allowing more energy to be stored in the muscles' series elastic elements and then reused during the subsequent push-off phase.

However, the conditioning hops did not affect ankle joint stiffness compared to control. Indeed this rather contradicts the previous hypothesis that conditioning activities increase lower limb stiffness leading to more efficient SSC movement (Maloney et al., 2014; Kümmel et al., 2016). However, it has to be mentioned that ankle joint stiffness does not directly represent muscle stiffness, since MTU length changes can be attributed to the muscle, the tendon or a combination of both. Other methods such as ultrasound based fascicle tracking (Cronin & Lichtwark, 2013) might shed more light on muscle-tendon behaviour subsequent to conditioning, and its relation to potentiated SSC performance.

Applied perspective

From an applied perspective, this study shows that lower limb performance can be acutely enhanced by means of 10 repetitive hops, whereas calf muscle stretching causes an immediate reduction in lower limb SSC power. The present data suggest that static calf muscle stretching has detrimental effects on force transmission, especially when this occurs in a short and limited time interval such as an SSC movement. Therefore, we confirm the conclusion of Simic et al. (2013), and recommend avoiding lower limb static stretching immediately prior to competition for athletes whose performance is determined by maximal muscular force and/or power of the lower extremities. If there is a need for stretching to be applied prior to competition, PAP, induced by 10 repetitive hops, has the potential to counteract the detrimental effects of stretching on performance. It has to be acknowledged that, based on the temporary opposing effect of the hops on stretch related performance declines, this effect might be of short duration. Nevertheless, for sports that require a high amount of flexibility in combination with maximal muscular force or power and where stretching is part of the immediate preparation (e.g. gymnastics), conditioning contractions that induce PAP in the stretched muscles might counteract the stretch related performance declines. As indicated by the electrically-evoked muscle twitches as well as DJ performance, the order of 'stretching first and hops second' should be favoured when the goal is to maximize muscular performance.

Limitations

Although the finding that repetitive hops can counteract stretch-related declines in electrically-evoked twitches in the triceps surae muscle and reductions in DJ performance is quite clear, there are some limitations to be taken into consideration when interpreting the results. There is clear evidence that the persistence of stretching-induced changes in the MTU depends on the duration of the stretch (Ryan et al., 2008a; Ryan et al., 2008b; Esposito et al., 2011). For example, Ryan and colleagues (2008b) showed that after 2 min of calf muscle stretching, the decrease in passive stiffness persisted for less than 2 min, whereas after 4 min of stretching this decline persisted for 10 min. In our experiment we used a static stretch duration of 20 sec to ensure consistency between all examined conditions. Consequently, our findings might not generalize to longer stretch durations or other forms of stretching. Another limitation concerns the fact that in the present study, only the triceps surae muscle was stretched, whereas the conditioning hops presumably affected other leg and even trunk muscles as well. Therefore, even though the results of the muscle twitches clearly show that the hops counteracted stretch-related force declines in the triceps surae, this does not necessarily fully explain the effects on DJ performance when hops were combined with stretching. Finally it has to be noted that CON was always performed first, followed by the HOP condition and then the three conditions that included stretching in a counterbalanced order. Based on previous experiments in our lab and a study demonstrating that a much larger number of jumps without rest periods in between are necessary to cause considerable declines in central drive (Kuitunen et al., 2002), we do not deem fatigue to have been present in our experiment. However, we cannot fully exclude the idea that the order of tests

influenced the CON and HOP conditions specifically, and therefore the comparisons between these two and the three stretching conditions should be interpreted carefully.

Conclusion

In conclusion, the present study demonstrated that 10 conditioning hops can counteract a stretch-related reduction in DJ performance as well as stretch-related declines in the isolated muscle twitch. In addition, the combination of first stretching and then hopping had a net effect somewhat resembling the hop condition, whereas the combination of first hopping and then stretching showed a more pronounced effect of stretching. The changes in the twitch characteristics suggest that the underlying mechanisms of the observed potentiating and attenuating effects could be at least partly due to changes in the force-generating structures of the muscle. Furthermore, increased active stiffness of the triceps surae seems to be one likely explanation for performance enhancement after hopping.

Perspective

The findings of the present study contribute to knowledge about the detrimental effects of muscle stretching on the muscle's force generating capacity and SSC performance. This study extends current knowledge by showing that hops are able to counteract the detrimental effects of stretching for several minutes. To understand this potentiating mechanism, a detailed investigation of muscle-tendon unit behaviour by means of ultrasound imaging during movement may highlight its relevance during SSC performance.

Acknowledgements: The authors thank Tobias Schenk for his help with data acquisition.

References

- Avela, J., Finni, T., Liikavainio, T., Niemelä, E., & Komi, P. V. (2004). Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, 96(6), 2325-2332.
- Avela, J., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, 86(4), 1283-1291.
- Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2015). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl Physiol Nutr Metab*, 1-11. doi:10.1139/apnm-2015-0235
- Behm, D. G., & Kibele, A. (2007). Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 101(5), 587-594.
- Bergmann, J., Kramer, A., & Gruber, M. (2013). Repetitive Hops Induce Postactivation Potentiation in Triceps Surae as well as an Increase in the Jump Height of Subsequent Maximal Drop Jumps. *PloS one*, 8(10), e77705.
- Bergmann, J., Kramer, A., & Gruber, M. (2014). Reaktive Hoppings als direkte Vorbereitung auf maximale Niedersprünge. *Leistungssport*, 44(3), 19-24.
- Bruhn, S., Kullmann, N., & Gollhofer, A. (2004). The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. *Int J Sports Med*, 25(1), 56-60. doi:10.1055/s-2003-45228
- Cè, E., Paracchino, E., & Esposito, F. (2008). Electrical and mechanical response of skeletal muscle to electrical stimulation after acute passive stretching in humans: a combined electromyographic and mechanomyographic approach. *J Sports Sci*, 26(14), 1567-1577.
- Cornwell, A., Nelson, A. G., Heise, G. D., & Sidaway, B. (2001). Acute effects of passive muscle stretching on vertical jump performance. *Journal of Human Movement Studies*, 40(4), 307-324.
- Cornwell, A., Nelson, A. G., & Sidaway, B. (2002). Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European Journal of Applied Physiology*, 86(5), 428-434.
- Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., DeFreitas, J. M., Beck, T. W., & Cramer, J. T. (2009). Effects of stretching on peak torque and the H:Q ratio. *Int J Sports Med*, 30(60).

- Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., Walter, A. A., Hoge, K. M., & Cramer, J. T. (2010). Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *European Journal of Applied Physiology*, 108(2), 301-310.
- Cramer, J. T., Beck, T. W., Housh, T. J., Massey, L. L., Marek, S. M., Danglemeier, S., . . . Egan, A. D. (2007). Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *J Sports Sci*, 25(6), 687-698.
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*, 37(3), 305-312.
- Esposito, F., Limonta, E., & Cè, E. (2011). Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from an electromyographic and mechanomyographic combined approach. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3), 485-495.
- Evetovich, T. K., Nauman, N. J., Conley, D. S., & Todd, J. B. (2003). Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(3), 484-488.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-273.
- Fowles, J., Sale, D., & MacDougall, J. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 1179-1188.
- Gollhofer, A., Schöpp, A., Rapp, W., & Stroinik, V. (1997). Changes in reflex excitability following isometric contraction in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 77(1-2), 89-97.
- Guissard, N., Duchateau, J., & Hainaut, K. (2001). Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*, 137(2), 163-169.
- Hamada, T., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Tarnopolsky, M. A. (2000). Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 88(6), 2131-2137.
- Horita, T., Komi, P., Nicol, C., & Kyröläinen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 73(5), 393-403.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter - movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The journal of physiology*, 540(2), 635-646.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2001). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(2), 520-527.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European Journal of Applied Physiology*, 99(3), 235-243.
- Kuitunen, S., Avela, J., Kyröläinen, H., Nicol, C., & Komi, P. (2002). Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 107-116.
- Kuitunen, S., Ogiso, K., & Komi, P. (2011). Leg and joint stiffness in human hopping. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), e159-e167.
- Kümmel, J., Bergmann, J., Prieske, O., Kramer, A., Granacher, U., & Gruber, M. (2016). Effects of conditioning hops on drop jump and sprint performance: a randomized crossover pilot study in elite athletes. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 8, 1. doi:10.1186/s13102-016-0027-z
- Lee, R., & Tatton, W. (1978). Long loop reflexes in man: clinical applications. *Cerebral motor control in man: long loop mechanisms*, 4, 320-333.
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The journal of physiology*, 545(3), 1041-1053.
- Magnusson, S., Simonsen, E., Aagaard, P., Gleim, G., McHugh, M., & Kjaer, M. (1995). Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(6), 342-347.

- Maloney, S. J., Turner, A. N., & Fletcher, I. M. (2014). Ballistic Exercise as a Pre-Activation Stimulus: A Review of the Literature and Practical Applications. *Sports Med*, 44(10), 1347-1359.
- Marsden, C., Merton, P., Morton, H., Adam, J., & Hallett, M. (1978). Automatic and voluntary responses to muscle stretch in man. *Prog Clin Neurophysiol*, 4, 167-177.
- McHugh, M. P., & Cosgrave, C. (2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 169-181.
- Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N., & Jones, D. A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The journal of physiology*, 586(1), 97-106.
- Nelson, A. G., Driscoll, N. M., Landin, D. K., Young, M. A., & Schexnayder, I. C. (2005). Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *J Sports Sci*, 23(5), 449-454.
- Place, N., Maffiuletti, N. A., Martin, A., & Lepers, R. (2007). Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle & nerve*, 35(4), 486-495.
- Proske, U., & Morgan, D. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of Muscle Research & Cell Motility*, 20(5-6), 433-442.
- Proske, U., Morgan, D. L., & Gregory, J. E. (1993). Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Progress in neurobiology*, 41(6), 705-721.
- Reisman, S., Allen, T. J., & Proske, U. (2009). Changes in passive tension after stretch of unexercised and eccentrically exercised human plantarflexor muscles. *Experimental Brain Research*, 193(4), 545-554.
- Ryan, E., Beck, T., Herda, T., Hull, H., Hartman, M., Stout, J., & Cramer, J. (2008a). Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(8), 1529-1537.
- Ryan, E. D., Beck, T. W., Herda, T. J., Hull, H. R., Hartman, M. J., Costa, P. B., . . . Cramer, J. T. (2008b). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 632-639.
- Shima, N., Rice, C. L., Ota, Y., & Yabe, K. (2006). The effect of postactivation potentiation on the mechanomyogram. *European Journal of Applied Physiology*, 96(1), 17-23.
- Simic, L., Sarabon, N., & Markovic, G. (2013). Does pre - exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta - analytical review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(2), 131-148.
- Thomas, K., Toward, A., West, D., Howatson, G., & Goodall, S. (2015). Heavy - resistance exercise - induced increases in jump performance are not explained by changes in neuromuscular function. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Tillin, M. N. A., & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Med*, 39(2), 147-166.
- van Ingen Schenau, G. (1984). An alternative view of the concept of utilisation of elastic energy in human movement. *Human Movement Science*, 3(4), 301-336.
- Young, W. B., Elias, G., & Power, J. (2006). Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 46, 3.

Appendix

Support Info Table 1: Mean iEMG (MV) and standard deviation (SD) of the soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and biceps femoris (BF) during the pre-activation phase (PRE), short-latency response (SLR), medium-latency response (MLR), and long-latency response (LLR) of the DJ under the different types of conditioning and control. #: statistical significant (p<0.05) compared to CON; §: statistical significant (p<0.05) compared to HOP.

| | | | | CON | HOP | S-H | H-S | STR | | | CON | HOP | S-H | H-S | STR | | | |
|----------------------|---------------------|-----|--------|--------|--------|-------------------------------|-------------------------------|-----|------------------------------|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| SOL [mV*s] | PRE | MV | 0.0096 | 0.0138 | 0.0079 | 0.0116 | 0.0090 | | PRE | MV | 0.0078 | 0.0081 | 0.0068 | 0.0077 | 0.0065 | | | |
| | | SD | 0.0110 | 0.0209 | 0.0097 | 0.0148 | 0.0105 | | | SD | 0.0053 | 0.0083 | 0.0049 | 0.0062 | 0.0052 | | | |
| | SLR | MV | 0.0131 | 0.0162 | 0.0095 | 0.0115 | 0.0119 | | SLR | MV | 0.0124 | 0.0121 | 0.0144 | 0.0135 | 0.0132 | | | |
| | | SD | 0.0193 | 0.0218 | 0.0131 | 0.0147 | 0.0141 | | | SD | 0.0089 | 0.0107 | 0.0140 | 0.0113 | 0.0128 | | | |
| | MLR | MV | 0.0154 | 0.0174 | 0.0110 | 0.0145 | 0.0122 | | MLR | MV | 0.0104 | 0.0103 | 0.0113 | 0.0120 | 0.0103 | | | |
| | | SD | 0.0250 | 0.0245 | 0.0153 | 0.0221 | 0.0153 | | | SD | 0.0088 | 0.0063 | 0.0102 | 0.0112 | 0.0094 | | | |
| | LLR | MV | 0.0127 | 0.0128 | 0.0086 | 0.0105 | 0.0084 | | LLR | MV | 0.0088 | 0.0099 | 0.0109 | 0.0103 | 0.0088 | | | |
| | | SD | 0.0225 | 0.0175 | 0.0132 | 0.0152 | 0.0114 | | | SD | 0.0082 | 0.0115 | 0.0141 | 0.0112 | 0.0086 | | | |
| | GL [mV*s] | PRE | MV | 0.0133 | 0.0124 | 0.0127 | 0.0138 | | 0.0137 | | PRE | MV | 0.0063 | 0.0057 | 0.0044 | 0.0061 | 0.0054 | |
| | | | SD | 0.0054 | 0.0055 | 0.0060 | 0.0061 | | 0.0089 | | | SD | 0.0058 | 0.0064 | 0.0035 | 0.0062 | 0.0057 | |
| SLR | | MV | 0.0053 | 0.0061 | 0.0065 | 0.0060 | 0.0054 | | SLR | | MV | 0.0089 | 0.0090 | 0.0071 | 0.0075 | 0.0068 | | |
| | | SD | 0.0023 | 0.0030 | 0.0054 | 0.0024 | 0.0025 | | | | SD | 0.0088 | 0.0105 | 0.0059 | 0.0068 | 0.0057 | | |
| MLR | | MV | 0.0062 | 0.0066 | 0.0075 | 0.0062 | 0.0063 | | MLR | | MV | 0.0078 | 0.0081 | 0.0068 | 0.0082 | 0.0063 | | |
| | | SD | 0.0018 | 0.0025 | 0.0069 | 0.0020 | 0.0024 | | | | SD | 0.0085 | 0.0110 | 0.0079 | 0.0115 | 0.0062 | | |
| LLR | | MV | 0.0053 | 0.0061 | 0.0072 | 0.0058 | 0.0068 | | LLR | | MV | 0.0064 | 0.0071 | 0.0060 | 0.0056 | 0.0065 | | |
| | | SD | 0.0014 | 0.0026 | 0.0090 | 0.0016 | 0.0072 | | | | SD | 0.0070 | 0.0099 | 0.0076 | 0.0073 | 0.0077 | | |
| TA [mV*s] | | PRE | MV | 0.0103 | 0.0098 | 0.0075^(#,§) | 0.0084^(#,§) | | 0.008^(#,§) | | | PRE | MV | 0.0066 | 0.0069 | 0.0057 | 0.0069 | 0.0055 |
| | | | SD | 0.0038 | 0.0035 | 0.0029 | 0.0031 | | 0.0033 | | | | SD | 0.0070 | 0.0093 | 0.0064 | 0.0076 | 0.0064 |
| | SLR | MV | 0.0016 | 0.0021 | 0.0020 | 0.0023 | 0.0023 | | SLR | | | MV | 0.0085 | 0.0152 | 0.0146 | 0.0132 | 0.0140 | |
| | | SD | 0.0012 | 0.0020 | 0.0018 | 0.0032 | 0.0025 | | | | | SD | 0.0143 | 0.0386 | 0.0395 | 0.0330 | 0.0350 | |
| | MLR | MV | 0.0012 | 0.0014 | 0.0019 | 0.0019 | 0.0015 | MLR | MV | | | 0.0072 | 0.0088 | 0.0078 | 0.0095 | 0.0098 | | |
| | | SD | 0.0014 | 0.0014 | 0.0036 | 0.0038 | 0.0017 | | SD | | | 0.0102 | 0.0136 | 0.0127 | 0.0196 | 0.0186 | | |
| | LLR | MV | 0.0010 | 0.0011 | 0.0014 | 0.0018 | 0.0011 | LLR | MV | | | 0.0069 | 0.0066 | 0.0070 | 0.0089 | 0.0059 | | |
| | | SD | 0.0012 | 0.0012 | 0.0017 | 0.0037 | 0.0015 | | SD | | | 0.0105 | 0.0081 | 0.0130 | 0.0205 | 0.0087 | | |

Studie III

Effects of conditioning hops on drop jump and sprint performance: a randomized crossover pilot study in elite athletes

Authors:

Jakob Kümmel*, jakob.kuemmel@uni-konstanz.de, Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, 78476 Konstanz, Germany, Phone: +49 (0) 7531 88-4213

Julian Bergmann, julian.bergmann@uni-konstanz.de, Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, 78476 Konstanz, Germany

Olaf Prieske, prieske@uni-potsdam.de, Division of Training and Movement Sciences, Faculty of Human Sciences, University of Potsdam, 14469 Potsdam, Germany

Andreas Kramer, andreas.kramer@uni-konstanz.de, Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, 78476 Konstanz, Germany

Urs Granacher, urs.granacher@uni-potsdam.de, Division of Training and Movement Sciences, Faculty of Human Sciences, University of Potsdam, 14469 Potsdam, Germany

Markus Gruber, m.gruber@uni-konstanz.de, Sensorimotor Performance Lab, Department of Sport Science, University of Konstanz, 78476 Konstanz, Germany

*** Corresponding Author**

Abstract

Background

It has previously been shown that conditioning activities consisting of repetitive hops have the potential to induce better drop jump (DJ) performance in recreationally active individuals. In the present pilot study, we investigated whether repetitive conditioning hops can also increase reactive jump and sprint performance in sprint-trained elite athletes competing at an international level.

Methods

Jump and sprint performances of 5 athletes were randomly assessed under 2 conditions. The control condition (CON) comprised 8 DJs and 4 trials of 30-m sprints. The intervention condition (HOP) consisted of 10 maximal repetitive two-legged hops that were conducted 10 s prior to each single DJ and sprint trial. DJ performance was analyzed using a one-dimensional ground reaction force plate. Step length (SL), contact time (CT), and sprint time (ST) during the 30-m sprints were recorded using an opto-electronic measurement system.

Results

Following the conditioning activity, DJ height and external DJ peak power were both significantly increased by 11% compared to the control condition. All other variables did not show any significant differences between HOP and CON.

Conclusions

In the present pilot study, we were able to demonstrate large improvements in DJ performance even in sprint-trained elite athletes following a conditioning activity consisting of maximal two-legged repetitive hops. This strengthens the hypothesis that plyometric conditioning exercises can induce performance enhancements in elite athletes that are even greater than those observed in recreationally active athletes.. In addition, it appears that the transfer of these effects to other stretch-shortening cycle activities is limited, as we did not observe any changes in sprint performance following the plyometric conditioning activity.

Keywords: post-activation potentiation, performance gains, reactive movement, plyometric exercise

Background

The muscle's capability of generating high forces is dependent on its contractile history and can be acutely enhanced following voluntary contractions at maximal or near-maximal intensities [1]. These short-term enhancements can be observed on a behavioral and mechanistic level. In fact, acute conditioning-induced performance enhancements were reported for jumping and sprinting activities [2]. Most frequently, heavy resistance exercise protocols (e.g., squats with high loads) or maximal voluntary isometric contractions of the lower limb muscles have been used as conditioning activities to elicit athletes' performance gains in jumping and sprinting tasks.

A few studies used plyometric exercise as a conditioning stimulus in order to increase countermovement jump (CMJ) [3-11], DJ [12, 8, 13], sprint [6, 11] and back squat performance [14]. It has been discussed that plyometrics have a high potential as a potentiating exercise to enhance athletes' sport-specific performance due to similarities in their technical structure (e.g. explosive force or power) with sport-specific skills [10]. Terzis and colleagues for example have shown that 5 consecutive DJs significantly improved immediate following squat underhand front shot throwing distance by ~5% [15], and 3 consecutive CMJs to elongate shot put distance by ~3% [16]. Read and colleagues even found that CMJs increase subsequent golf club velocity of a golf swing [17]. In contrast, tuck jumps failed to improve the round kick force in karate athletes [10], and the 10 m and 20 m sprint performance of soccer players [6].

Those divergent findings related to the potentiating effect of plyometrics on subsequent performance enhancements have been attributed to the wide variety and diversity of methodological issues concerning the potentiating protocol, such as e.g. the level of activation during the conditioning [5], different resting periods [6, 18], and subsequent activities [9, 10]. These issues have a major effect on the concurrent incidence of potentiating mechanisms (e.g. activation of higher order motor units or enhanced contractile properties) and exhausting mechanisms (e.g. neuromuscular fatigue) on the subsequent performance [1].

Another point that has been discussed to affect the response to conditioning exercise is the training status and the strength level of the athletes [5]. There is evidence that human muscles with shorter twitch contraction times and a higher percentage of type II fibers exhibit a greater potentiating effect [19], proposing that strength and or power trained athletes whose muscles contain a greater type II muscle fiber cross sectional area benefit to a larger extent from the potentiating effect compared to their less active peers [2, 20]. A systematic review and meta-analysis on the potentiating effects on athletes' performances revealed beneficial effects up to 6% [21]. However two recently published studies found evidence for augmented lower body performance up to 12% in recreationally active men, by means of 10 maximal repetitive reactive jumps (2 leg hops) prior to a subsequent DJ [12, 13]. It is unresolved whether athletes that are highly trained in strength and power activities can also benefit from this type of conditioning exercise. Further, there is limited information available whether those performance gains can be transferred to other stretch-shortening cycle movements. Therefore, the aim of this pilot study was to investigate whether a conditioning activity consisting of 10 repetitive hops can increase jump and sprint performance in highly strength and sprint-trained athletes who compete on an international level.

Methods

A total number of 6 athletes participated in this study. However, one athlete could not participate in all measurements due to other reasons, thus he was treated as a drop out. Finally, 5 athletes completed the protocol of the present study (2 women and 3 men, means \pm standard deviation (SD), age women: 23 ± 8 years, height women: 181 ± 3 cm, body mass women: 79 ± 8 kg; age men: 21 ± 2 years, height men 186 ± 14 cm, body mass men 99 ± 19 kg).

All participants were highly sprint-trained elite athletes competing on an international level. In addition, these athletes were well experienced in performing drop jumps since it was part of their daily training and testing routine. All of them gave their written informed consent to the experimental procedures. The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the local ethics committee of the University of Konstanz.

The athletes were tested on two separate days with at least one day of rest in between. DJ and sprint performance was assessed under two conditions in a random sequence on separate testing days, but always at the same time of

day for each athlete to prevent any circadian effects. The PAP condition (HOP) afforded athletes to perform 10 repetitive reactive hops prior to each single DJ and each single 30 m sprint. The control condition (CON) included the same tests as in the PAP condition, however without any prior conditioning activity. The order of the sprint and DJ performance measurements was counterbalanced between all participants.

Prior to both experimental conditions (HOP, CON), the athletes performed a warm-up consisting of 25 heel rises, 45 s of submaximal repetitive two leg jumps (hops), and 15 squats as it was part of their general warm-up procedure prior to performance. Afterwards, they performed 3 DJs from a drop height of 46 cm to ensure consistent jumping technique in the subsequent tests. Participants had to jump barefoot, hands akimbo, and the heels did not touch the floor. In addition, they were instructed to conduct all hops and DJs with short ground contact times and maximal rebound jump height. Following this familiarization protocol, participants executed 8 DJs with a rest of 1 minute between each DJ. During the HOP condition, the athletes executed 10 maximal hops 10 s prior to each jump (Bergmann interval) [12]. A break of 10 min was allowed between DJs and sprints. The 4 sprints were executed from an upright starting position on an indoor tartan track with the athletes wearing spiked shoes. Between each single sprint there was a resting period of 5 minutes. The athletes were asked to choose the sprint start on their own within the time frame of 10-20 s after the 10 hops were completed.

A force plate (Leonardo Mechanograph®, Novotec Medical, Pforzheim, Germany; sampling frequency 800 Hz) was used to record vertical ground reaction force and to quantify DJ performance. Contact times (CT_{DJ}), rebound flight times (FT), peak forces (F_{max}), and mechanical external concentric peak power relative to the individual athletes' body mass (P_{max}) were then calculated (Leonardo Mechanography Research Edition® software, Novotec Medical, Pforzheim, Germany). The performance index (PI) was calculated by dividing FT by CT_{DJ} . Rebound jump height (JH) was determined by the following formula: $JH = 1/g \cdot g \cdot FT^2$ (g = gravitational constant).

An opto-electronic measurement system (OptoJump next®, MicroGate®, Bolzano, Italy) was used to quantify sprint performance over a distance of 30 m (spatial resolution: 0.01 m; sampling frequency: 1000 Hz). This system recorded the split sprint time over distances of 10 m, 20 m, and 30 m (ST_{10} , ST_{20} , and ST_{30}). In addition, step length (SL) as well as contact times (CT_{Sprint}) were measured during the first 10 meters of the sprint trials.

The mean values of 8 DJs and 4 sprints from each condition were used to compare performance variables between HOP and CON. Due to the limited number of study participants, differences between CON and HOP regarding JH and sprint performance (ST_{10} , ST_{20} , ST_{30} , SL, and CT_{Sprint}) were analysed using the non-parametric Wilcoxon signed-rank test for paired samples.

Additionally, dependent t-tests for paired samples were calculated to reveal intra-individual differences in the 8 drop jumps between CON and HOP. To do so, JH, CT_{DJ} , P_{max} , F_{max} , and PI of the 8 jumps from both conditions were compared within each athlete. Group data are presented as mean values \pm SD. Test-retest reliability was determined by means of a 2-way mixed model calculation for the intraclass correlation coefficient (ICC) on consistency [22] of each of the sprint and jump variables between the CON and HOP condition. Level of significance was set to $p < 0.05$.

Results

The Wilcoxon signed-rank test for paired samples revealed a significant increase in mean jump height (11%; $p < 0.05$) in the HOP (0.35 m) compared to the CON (0.31 m) condition (ICC_{JH} : 0.98, $p < 0.01$). The mean JH over the 8 DJs increased for each single athlete in the HOP compared to the CON condition (see Fig. 1). However, when analyzing the JH of each athlete's jumps in the two conditions with dependent t-tests for paired samples, these differences were significant in 3 out of 5 athletes (B, C, D; $ICC_{P_{max}}$: 0.93, $p < 0.05$). The same 3 athletes reached a significantly higher P_{max} during the 8 DJs in the HOP compared to the CON condition (see Fig. 1).

One of the two remaining participants (E) showed a tendency for a higher P_{max} value in the HOP compared to the CON condition ($p = 0.051$). Of note, athlete A showed a lower P_{max} value in the HOP condition compared to CON. The same athlete exhibited a significant longer CT_{DJ} in the HOP condition (13%, $p < 0.05$), whereas athlete B had a shorter CT_{DJ} (10%, $p < 0.05$, see Tab. 1; ICC_{CT} : 0.88, $p < 0.05$). The PI increased individually between 6-24% and this difference was significant for athletes B, C and D (ICC_{PI} : 0.89, $p < 0.05$). In contrast to P_{max} , no significant differences were found for F_{max} between the two experimental conditions in all analyzed participants ($ICC_{F_{max}}$: 0.94; $p < 0.01$).

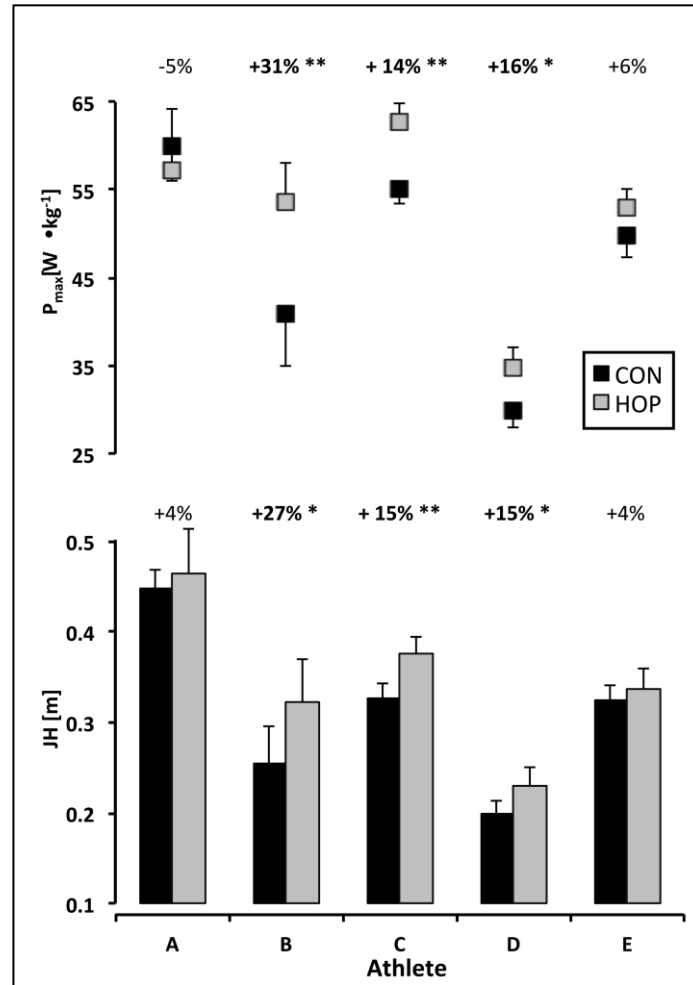


Figure 1: The individual mean (\pm SD) P_{max} (upper graph) and JH (bottom graph) of 8 DJs under the CON and HOP condition. P_{max} revealed higher values in the same 3 athletes that exhibited higher rebound jump heights in the HOP condition. In athlete E, P_{max} curtly failed to reach the level of significance ($p=0.05$). Percentage differences related to the control condition are depicted above the bars of each single athlete. Asterix indicating significant within-subject differences (* $p<0.05$ and ** $p<0.01$) between CON and HOP. Nota bene, JH increased in each single athlete after the conditioning stimulus, however it was significant only in 3 out of 5.

Table 1: Individual mean values (\pm SD) of the parameters performance index (PI), contact time (CT_{DJ}), and peak forces (F_{max}) for 8 DJs under the CON and HOP condition.

| Athlete | PI | | CT_{DJ} [s] | | F_{max} [kN] | | | |
|----------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|---------------|---------------|---------------|
| | CON | PAP | CON | PAP | CON | PAP | | |
| A | 3.1 \pm 0.2 | 2.9 \pm 0.4 | 0.194 \pm 0.012 | 0.219 \pm 0.022 | * | 6.3 \pm 0.6 | 6.9 \pm 0.4 | |
| B | 2.7 \pm 0.3 | 3.4 \pm 0.2 | ** | 0.169 \pm 0.011 | 0.152 \pm 0.013 | * | 6.3 \pm 0.4 | 6.3 \pm 0.5 |
| C | 3.4 \pm 0.1 | 3.7 \pm 0.1 | ** | 0.150 \pm 0.005 | 0.149 \pm 0.007 | | 6.5 \pm 0.3 | 6.1 \pm 0.4 |
| D | 2.1 \pm 0.2 | 2.3 \pm 0.1 | ** | 0.195 \pm 0.014 | 0.186 \pm 0.007 | | 6.3 \pm 0.3 | 6.0 \pm 0.2 |
| E | 3.0 \pm 0.1 | 3.2 \pm 0.2 | | 0.170 \pm 0.008 | 0.164 \pm 0.012 | | 8.0 \pm 0.3 | 8.0 \pm 0.8 |
| Mean (\pmSD) | 2.9 \pm 0.5 | 3.1 \pm 0.5 | | 0.176 \pm 0.019 | 0.174 \pm 0.029 | | 6.7 \pm 0.6 | 6.7 \pm 0.6 |

An asterix indicates significant within-subject differences between the two experimental conditions (* $p<0.05$ and ** $p<0.01$). Group mean values (\pm SD) are presented in the bottom row.

The mean values of ST_{10} , ST_{20} , and ST_{30} differed by less than 1% (ICC_{ST10} : 0.97; ICC_{ST20} : 0.99; ICC_{ST30} : 0.99, $p < 0.01$) and no significant differences were found between the two experimental conditions (Tab. 2). Similarly, step lengths (ICC_{SL1} : 0.73, $p = 0.12$; ICC_{SL2} : 0.91, $p < 0.01$) as well as contact times (ICC_{CT1} : 0.93; ICC_{CT2} : 0.86, $p < 0.05$) showed no significant changes between the HOP and CON conditions.

Table 2: Individual and group mean values (\pm SD) of the split sprint times over distances of 10 m, 20 m, and 30 m (ST_{10} , ST_{20} , and ST_{30}) of the 4 30-m-sprints under the CON and HOP conditions.

| Athlete | ST_{10} [s] | | ST_{20} [s] | | ST_{30} [s] | |
|-----------------------------|---------------|------------|---------------|------------|---------------|------------|
| | CON | PAP | CON | PAP | CON | PAP |
| A | 1.60 | 1.60 | 2.73 | 2.74 | 3.79 | 3.83 |
| B | 1.63 | 1.63 | 2.80 | 2.82 | 3.92 | 3.95 |
| C | 1.70 | 1.72 | 2.95 | 2.97 | 4.14 | 4.20 |
| D | 1.88 | 1.83 | 3.19 | 3.12 | 4.44 | 4.35 |
| E | 1.76 | 1.81 | 3.11 | 3.15 | 4.36 | 4.42 |
| Mean | 1.71 \pm | 1.72 \pm | 2.96 \pm | 2.96 \pm | 4.13 \pm | 4.15 \pm |
| (\pmSD) | 0.10 | 0.10 | 0.20 | 0.18 | 0.26 | 0.25 |

Discussion

In the present pilot study, we were able to demonstrate that 10 maximal repetitive hops can significantly increase performance in subsequent drop jumps in sprint-trained elite athletes competing on an international level. Thus, this study delivers further evidence for the high potential of plyometrics as a conditioning exercise to enhance lower limb performance, which is demonstrated by the significant increase in rebound jump height and peak power. However, the same conditioning activity failed to induce significant changes in 30-m sprint performance. More specifically, neither the 10 m and 20 m sprint time nor the kinematics of the first 10 m were affected by this type of conditioning activity. This result indicates a highly specific effect of the conditioning activity that fails to transfer into another complex sport specific task.

We used 10 maximal hops as conditioning with a rest of 10 s between pre-activation and performance assessment, as this protocol has been shown to induce remarkable performance increases in previous studies on recreational subjects [12, 13]. Reactive hops are characterized by high ground reaction forces, which have to be counteracted by the muscles of the lower limbs in a limited period of time in order to provide a basis for energy storage and recoil during the movement [23, 24]. These high forces were found to be sufficient to elucidate post-activation potentiation in the triceps surae muscle as well as increase DJ height [12]. This incorporates findings of previous studies that used conditioning exercise with a similar movement pattern and force characteristic to potentiate jump performances [4, 8]. Studies that used other types of plyometrics such as tuck jumps [5, 6, 10] or drop landings [25] either failed or reached only little potentiating effects on subsequent jump performance. Reasons for this are discussed to be the high load of the condition stimulus that masks the potentiating effect by concurrence of fatigue [5, 6], a failure in transferring the potentiating effect to higher power output [25], and a relatively low-force intensity being unable to induce a postactivation potentiation [6, 25]. We posit the latter point to be the major responsible reason for the equivocal findings of the abovementioned studies. The ground reaction forces that have been reported to appear during tuck jumps and depth jumps in athletes reach 3.6 times the athlete's body mass [26]. Against this, there are indications in the literature for hops to reach values about 5 times their body mass [27, 28] and the athletes of the present study even reached an average peak ground reaction force of 7.5 times their body mass. Hence the results of the present study underpin reactive jumps to be the favorable plyometric conditioning activity when jump performance should be enhanced. This attempt of explanation for the divergent findings is further supported by the results of Masamoto et al. [14]. They have evidence for 2 DJs to increase the lower limb performance of a squat exercise after a rest of 30 seconds, whereas 3 tuck jumps had no impact on this exercise.

Contradicting this theory, Esformes et al. failed to show any potentiating effect of reactive jumps, including speed bounce and reactive hops, on subsequent CMJs [3]. A finding that was attributed to the low recruitment of muscle fibers during the conditioning activity. Besides the fact that the authors did not measure electromyographic activity during the conditioning exercise, this explanation seems to be insufficient since it is widely accepted that reactive movements have a high level of motor unit recruitment due to the pronounced contribution of the short-latency stretch-reflex component in the eccentric part of the movements [29-31]. We suppose that this is rather a matter of either less reactivity in the execution of the vertical bounds or an exceeding resting period between the conditioning and performance assessment. Given that the muscles' potentiated twitch peak torque is highest immediately following the conditioning activity and disappears in the proximate 5 minutes [19, 12], it is expected that performance increases might as well be largest immediately after a conditioning activity. This has been confirmed by two recently published original works, which provide evidence for the largest performance gains to occur immediately after (i.e. 10 s and 1 min, respectively) maximal repetitive hops [13, 32]. However, Lesinski et al. reported in their meta-analysis that the highest athletic performance increases occur after a rest interval of 6 - 10 min when moderate to heavy resistive exercises has been applied as conditioning exercise [21]. Bringing both points together, this might indicate a different time course of the net effect between potentiation and fatigue for a conditioning stimulus delivered by means of heavy resistance exercises versus a plyometric conditioning activity such as repetitive reactive hops. An exceeding resting period could be another reason for the missing effect of reactive conditioning exercise on improved jump performances in the study of Esformes and colleagues [3].

In line with previous findings in recreationally active participants [12], we found a significant increase in DJ performance of 11% after the conditioning hops compared to CON. Since we used a similar conditioning and rest protocol as Bergmann et al. [12], it appears possible to argue that well-trained strength and sprint athletes competing on an international level can benefit from this kind of conditioning activity to a similar extent as compared to recreationally active individuals at least with regards to reactive movements. Due to the low sample size, we also analyzed individual changes in DJ performance after conditioning hops compared to control. Three out of 5 athletes (2 men, 1 w) showed significant improvements in JH following the conditioning activity. Increases ranged between 15% and 27% (Fig. 1). The two remaining athletes showed small changes in jump height (both +4%), failing the level of significance. From these individual results we deduce that some reactively trained athletes can benefit remarkably from this kind of conditioning activity. In a study of Weber and colleagues, varying responses to a certain type of conditioning were attributed to the inhomogeneity of the participants [33]. Even though the authors did not intend to investigate individual responses to this kind of conditioning, they found individual performance gains from roughly +15% to 0% and even negative values were observed in two athletes. From studies using electrically evoked muscle twitches, it is known that the muscle fiber type distribution is an important factor determining the potentiating responses [19, 34]. Power-trained athletes should have a higher twitch response potentiation compared to endurance-trained athletes [35], as sprint-trained athletes exhibit a greater proportion of type two fibers in their muscles [36]. Due to the fact that all participants in the present study had a very high performance level with regard to lower limb explosive strength, which is demonstrated by the short sprint times (Tab. 2) and the high P_{max} values (Fig. 1), differences in fiber type composition appear to be an insufficient explanation for the inter-subject variability of the potentiation response. Apart from physiological factors, the demands of the testing task might have been different for each athlete. The DJ height was set to 46 cm for all participants, since the individual optimal DJ height could not be estimated in a prior session due to athletes' time constraints. For the two athletes who had no significant improvements after conditioning, the drop height might have been higher than their individual optimal drop height [37, 38], thus reducing their mechanical power output [39] and possibly diminishing the potentiating effect [20].

Another interesting finding of this pilot study concerns changes in the biomechanical variables of the DJ movement. While for the conditioned DJs the JH, P_{max} and PI increased, whereby F_{max} remained unchanged. This is in accordance with findings from French et al., who observed that these changes were not associated with significant changes in ground contact time [40]. Hence, increased JH following the conditioning activity seems to be the result of an elevated force-time curve. Further analyses of the individual DJ performance revealed a significant increase of P_{max} in 3 athletes who had

an augmented JH subsequent to the conditioning activity. Likewise, increases in external P_{\max} have been reported by Chiu et al. in squat and CMJs following a conditioning activity of 5 squats at 90% of the 1 repetition maximum [41]. An increased external concentric peak power is the result of a higher force during the concentric phase of the movement [42]. Since we were not able to detect any significant changes in F_{\max} and CT, an elevated force level is a likely agent for the increased impulse during the concentric phase [40]. Even though some studies reported elevated F_{\max} values in jumps following a conditioning activity [40, 41, 32], the present pilot study indicates that after hops, it is the overall shape of the ground reaction force rather than F_{\max} , which potentiates the DJ performance.

Several mechanisms are discussed to be responsible for enhanced performance following a conditioning activity. Intrinsic properties, such as changes in the muscle architecture or a higher Ca^{2+} sensitivity of the muscle fibers as well as recruitment of higher order motor units might cause the increased jump performance subsequent to the conditioning hops [1]. However, there is evidence that changes in neuronal output following the conditioning hops are not a likely mechanism responsible for the performance enhancements in subsequent DJs [12]. Several authors have proposed that the viscoelastic properties of the muscle-tendon unit might change subsequent to heavy resistance exercises [20] or plyometric conditioning [32]. In turn, this may result in a change in leg stiffness, allowing a higher contribution of passive tension to the overall force production during the concentric part of a stretch shortening cycle movement. In fact, it is known that there is an optimal leg stiffness value to maximize the external concentric peak power output during a DJ [39]. Therefore, it is possible that the significantly higher P_{\max} in the athletes with considerably increased JH was due to changes in leg stiffness that brought it closer to the individual optimum, thus allowing a higher force contribution from the stretch-shortening cycle to the concentric propulsion phase of the DJ [20].

In contrast to other studies that used conditioning activities to enhance sprint performance [21], we were not able to demonstrate a decrease in sprint time (i.e., improved performance) in the present pilot study by means of a plyometric conditioning. Two studies reported a shorter sprint time of up to 3% when using heavy loaded squats (60% to 90% of 1-RM) combined with resting intervals of 4 to 5 min as a conditioning stimulus [18, 43]. To our knowledge, only one study was able to show that plyometric exercises used as a conditioning activity can increase athletes' sprint performance [44]. These authors used alternated-leg bounding either with or without an additional load (+10% of the body mass). They reported up to 3% shorter sprint times following weighted jumps compared to the control condition without prior conditioning activity, and smaller improvements with unloaded jumps. As the muscular load during alternate-leg bounds is higher compared to hops on two legs, it is possible that hops without additional load do not put sufficient load on the relevant muscles, which might be crucial for improved sprint performance. Nevertheless, the considerable performance gains in the DJs are in clear contrast to the lack of improvement in sprint performance. How can this high task specificity be explained? The results of training studies investigating the effects of different kinds of plyometrics on improvements in sprint performance suggest that plyometric training increases external leg power output during jumps, but has little or no effect on sprint performance [45]. This poor transfer was ascribed to contraction velocity specificity and differences in the movement between jumping and sprinting, requiring a different inter- and intramuscular coordination [45]. Therefore, a type of jump that is more similar to the movement during the acceleration phase of a sprint would probably yield better results when used as a conditioning activity. For example, CMJ height is related to the maximal sprint velocity [46, 47] and a good predictor of sprint performance, particularly over the first 30 m [48]. This may be due to the tendency that CMJs rely more on concentric muscle actions that generate energy, whereas reactive jumps with short ground contact times such as DJs and repetitive hops rely more on the stretch-shortening cycle and energy storage [49, 50]. Consequently, squat jumps and CMJs might be more suitable as performance-enhancing conditioning activities during the acceleration phase of a sprint than DJs or repetitive hops. And although the latter are closer to the movement in the constant speed phase of a sprint, they might not even be able to improve performance in this later phase, as the muscle activity in the preceding acceleration phase might interfere with any potential potentiating effects.

Conclusion

Findings from this pilot study imply that in sprint-trained elite athletes 10 maximal repetitive hops can substantially increase performance in subsequent DJs. Compared to previous studies, the DJ results of

the present study highlight the potential of a plyometric conditioning exercise to increase lower limb strength and power output, which can even be effective in sprint trained elite-athletes. Equivocal findings related to plyometrics might arise from varying loads that have to be counteracted by the muscles during the conditioning exercises.

This type of conditioning activity did not affect sprint performance. We presume that the hops did not provide a sufficient conditioning stimulus for the muscle groups that primarily determine sprint performance.

The performance gains of the present study were most likely associated with an improved concentric propulsion phase of the DJs, making the stiffness of the muscle-tendon complex one likely candidate for the observed jump performance enhancement. Therefore, reactive hops might be more suitable as a warm-up routine prior to competitions in disciplines whose performances are rather determined by the stretch-shortening cycle, e.g. jump disciplines.

Abbreviations

| | |
|---|---|
| 1-RM: one repetition maximum | HOP: hops conditions |
| CMJ: countermovement jump | ICC: intraclass correlation coefficient |
| CON: control condition | JH: rebound jump height |
| CT _{sprint} / CT _{DJ} : ground contact time during sprinting / of a drop jump | P _{max} : external concentric peak power |
| DJ: drop jump | PI: performance index |
| F _{max} : peak ground reaction force in vertical direction | SD: standard deviation |
| FT: rebound flight time | SL: step length |
| g: gravitational constant | ST ₁₀ / ST ₂₀ / ST ₃₀ : sprint time over a distance of 10m, 20m, 30m |

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contributions

JK was involved in the data collection, data analysis and manuscript preparation. JB was responsible for the original study design and contributed to all parts of the work of this study. AK was responsible for the data analysis and interpretation of the drop jump data and he helped to draft the manuscript. OP was responsible for the data acquisition and data analysis of the sprint data. MG and UG were involved in the theoretical conceptualization and in the interpretation of the study data. All authors commented on the draft, read and approved the final manuscript.

Acknowledgements

This study was funded by a grant of the German Federal Institute of Sports Science (BISp) (IIA1-070802/13) based on a decision of the German Federal Parliament (Deutscher Bundestag). The BISp provided the funding for the present study but was not involved in the analysis, interpretation or the right to approve or disapprove publication of the research.

References

1. Tillin MNA, Bishop D. Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Med.* 2009;39(2):147-66.
2. Hodgson M, Docherty D, Robbins D. Post-activation potentiation. *Sports Med.* 2005;35(7):585-95.
3. Esformes JI, Cameron N, Bampouras TM. Postactivation potentiation following different modes of exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2010;24(7):1911-6.
4. Chen Z-R, Wang Y-H, Peng H-T, Yu C-F, Wang M-H. The acute effect of drop jump protocols with different volumes and recovery time on countermovement jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2013;27(1):154-8.

5. Tsolakis C, Bogdanis GC, Nikolaou A, Zacharogiannis E. Influence of type of muscle contraction and gender on postactivation potentiation of upper and lower limb explosive performance in elite fencers. *Journal of sports science & medicine*. 2011;10(3):577.
6. Till KA, Cooke C. The effects of postactivation potentiation on sprint and jump performance of male academy soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(7):1960-7.
7. Donti O, Tsolakis C, Bogdanis GC. Effects of baseline levels of flexibility and vertical jump ability on performance following different volumes of static stretching and potentiating exercises in elite gymnasts. *Journal of sports science & medicine*. 2014;13(1):105.
8. De Villarreal ESS, González-Badillo JJ, Izquierdo M. Optimal warm-up stimuli of muscle activation to enhance short and long-term acute jumping performance. *European journal of applied physiology*. 2007;100(4):393-401.
9. Tsolakis C, Bogdanis GC. Acute effects of two different warm-up protocols on flexibility and lower limb explosive performance in male and female high level athletes. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):669.
10. Margaritopoulos S, Theodorou A, Methenitis S, Zaras N, Donti O, Tsolakis C. The effect of plyometric exercises on repeated strength and power performance in elite karate athletes. *Journal of Physical Education and Sport*. 2015;15(2):310.
11. Dello IA, Padulo J, Eliakim A, Gottlieb R, Bareli R, Meckel Y. Post activation potentiation effects on vertical and horizontal explosive performances of young handball and basketball athletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2015.
12. Bergmann J, Kramer A, Gruber M. Repetitive Hops Induce Postactivation Potentiation in Triceps Surae as well as an Increase in the Jump Height of Subsequent Maximal Drop Jumps. *PloS one*. 2013;8(10):e77705.
13. Bergmann J, Kramer A, Gruber M. Reaktive Hoppings als direkte Vorbereitung auf maximale Niedersprünge. *Leistungssport*. 2014;44(3):19-24.
14. Masamoto N, Larson R, Gates T, Faigenbaum A. Acute effects of plyometric exercise on maximum squat performance in male athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003;17(1):68-71.
15. Terzis G, Spengos K, Karampatsos G, Manta P, Georgiadis G. Acute effect of drop jumping on throwing performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(9):2592-7.
16. Terzis G, Karampatsos G, Kyriazis T, Kavouras SA, Georgiadis G. Acute effects of countermovement jumping and sprinting on shot put performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(3):684-90.
17. Read PJ, Miller SC, Turner AN. The effects of postactivation potentiation on golf club head speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(6):1579-82.
18. McBride J, Nimphius S, Erickson T. The acute effects of heavy-load squats and loaded countermovement jumps on sprint performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(4):893-7.
19. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*. 2000;88(6):2131-7.
20. Maloney SJ, Turner AN, Fletcher IM. Ballistic Exercise as a Pre-Activation Stimulus: A Review of the Literature and Practical Applications. *Sports Med*. 2014:1-13.
21. Lesinski M, Muehlbauer T, Büsch D, Granacher U. Akute Effekte der Postaktivierungspotenzierung auf Kraft- und Schnelligkeitsleistungen bei Sportlern. *Sportverletzung · Sportschaden*. 2013;27(03):147-55.
22. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*. 1979;86(2):420.
23. Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of applied physiology*. 1991;71(6):2127-32.
24. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics*. 1999;32(3):267-73.
25. Hilfiker R, Hübner K, Lorenz T, Marti B. Effects of drop jumps added to the warm-up of elite sport athletes with a high capacity for explosive force development. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007;21(2):550-5.

26. Jensen RL, Ebben WP. Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint, and ground reaction forces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007;21(3):763-7.
27. Kramer A, Ritzmann R, Gollhofer A, Gehring D, Gruber M. A new sledge jump system that allows almost natural reactive jumps. *Journal of biomechanics*. 2010;43(14):2672-7.
28. Kramer A, Ritzmann R, Gruber M, Gollhofer A. Four weeks of training in a sledge jump system improved the jump pattern to almost natural reactive jumps. *European journal of applied physiology*. 2012;112(1):285-93.
29. Komi PV. Stretch-shortening cycle. *Strength and power in sport*. 2008:184.
30. Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*. 2000;33(10):1197-206.
31. Zuur AT, Lundbye-Jensen J, Leukel C, Taube W, Grey MJ, Gollhofer A et al. Contribution of afferent feedback and descending drive to human hopping. *The journal of physiology*. 2010;588(5):799-807.
32. Tobin DP, Delahunt E. The Acute Effect of a Plyometric Stimulus on Jump Performance in Professional Rugby Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(2):367-72.
33. Weber KR, Brown LE, Coburn JW, Zinder SM. Acute effects of heavy-load squats on consecutive squat jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008;22(3):726-30.
34. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. *Acta physiologica scandinavica*. 2003;178(2):165-73.
35. Pääsuke M, Saapar L, Ereline J, Gapeyeva H, Requena B, Ööpik V. Postactivation potentiation of knee extensor muscles in power-and endurance-trained, and untrained women. *European journal of applied physiology*. 2007;101(5):577-85.
36. Macdougall JD. Hypertrophy and hyperplasia. *Strength and Power in Sport*. London: Blackwell; 2008.
37. Walsh M, Arampatzis A, Schade F, Brüggemann G. The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(3):561-6.
38. Bobbert, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med Sci Sports Exerc*. 1987;19(4):339-46.
39. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Brüggemann G-P. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2001;11(5):355-64.
40. French DN, Kraemer WJ, Cooke CB. Changes in dynamic exercise performance following a sequence of preconditioning isometric muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003;17(4):678-85.
41. Chiu LZF, Fry AC, Weiss LW, Schilling BK, Brown LE, Smith SL. Postactivation potentiation response in athletic and recreationally trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003;17(4):671-7.
42. Knudson DV. Correcting the use of the term “power” in the strength and conditioning literature. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(6):1902-8.
43. Rahimi R. The acute effects of heavy versus light-load squats on sprint performance. *Facta Universitatis-Series: Physical Education and Sport*. 2007;5(2):163-9.
44. Turner AP, Bellhouse S, Kilduff LP, Russell M. Post-activation potentiation of sprint acceleration performance using plyometric exercise. *J Strength Cond Res*. 2014. doi:10.1519/JSC.0000000000000647.
45. Young WB. Transfer of strength and power training to sports performance. *International journal of sports physiology and performance*. 2006;1(2):74.
46. Kale M, Asci A, Bayrak C, Acikada C. Relationships among jumping performances and sprint parameters during maximum speed phase in sprinters. *J Strength Cond Res*. 2009;23(8):2272-9. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b3e182.
47. Smirniotou A, Katsikas C, Paradisis G, Argeitaki P, Zacharogiannis E, Tziortzis S. Strength-power parameters as predictors of sprinting performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 2008;48(4):447-54.
48. Cronin JB, Hansen KT. Strength and power predictors of sports speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(2):349-57.

49. Bobbert, Mackay M, Schinkelshoek D, Huijing P, van Ingen Schenau G. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1986;54(6):566-73.
50. Fukashiro S, Komi PV, Järvinen M, Miyashita M. In vivo achilles tendon loading'during jumping in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;71(5):453-8

Danksagung

An erster Stelle gilt mein Dank meinem Doktorvater Prof. Dr. Markus Gruber für seine wissenschaftliche und methodische Unterstützung, aber auch für seine motivierenden und anregenden intellektuellen und persönlichen Gespräche während der gesamten Bearbeitungsphase meiner Dissertation.

Ich danke allen Mitarbeitern des Sensorimotor Performance Lab für die stetige Unterstützung in vielen Bereichen. Hier möchte ich mich ganz besonders bei Dr. Andreas Kramer bedanken.

Dr. Neil J. Cronin und Prof. Dr. Janne Avela von der Universität Jyväskylä sowie Prof. Dr. Urs Granacher und Dr. Olaf Prieske der Universität Potsdam danke ich für die erfolgreichen Kooperationen in den gemeinsamen wissenschaftlichen Projekten.

Der Exzellenz Initiative der Universität Konstanz möchte ich für die Finanzierung des Forschungsprojekts in Jyväskylä danken.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, Christine & Peter Kümmel, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglichten.

Zuletzt gilt mein Dank meiner Frau, Danica Kümmel, für ihre unglaublich hilfreiche Unterstützung und ihr Verständnis bei der Anfertigung dieser Arbeit. Sie fand für jedes Hoch und Tief immer ein motivierendes und unterstützendes Wort.

Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Jakob Kümmel

Geburtstag: 9. Juni 1984

Geburtsort: Herrenberg

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: verheiratet

Akademischer Werdegang

- Seit 11/2012 Wissenschaftlicher Angestellter der Universität Konstanz,
Fachbereich für Geschichte und Soziologie, Fachgruppe
Sportwissenschaft
- 06/2011 - 09/2012 Wissenschaftliche Hilfskraft am Deutschen Zentrum für Luft-
und Raumfahrt (DLR), Institut für Luft- und Raumfahrtmedizin,
Abteilung Weltraumphysiologie
- 11/2009 Wissenschaftliche Hilfskraft an der Universität Konstanz,
Fachbereich für Geschichte und Soziologie, Fachgruppe
Sportwissenschaft (Sportmedizin)

Ausbildung

- 10/2009 - 04/2012 Master in Sportwissenschaften an der Universität Konstanz
(Nebenfach: Physik), Thesis am Deutschen Zentrum für Luft-
und Raumfahrt (DLR), Institut für Luft- und Raumfahrtmedizin,
Abteilung Weltraumphysiologie: *Acute effects of an intense
strength training session under simulated orthostatism.*
- 10/2008 - 09/2009 Bachelor in Sportwissenschaften an der Universität Konstanz
(Nebenfach: Mathematik), Thesis: *Einfluss der Ergometer
Einstellung auf elektromyographische und dynamometrische
Parameter beim Radfahren auf dem Ergometer.*
- 10/2004 - 09/2008 Lehramtsstudium an der Universität Konstanz, Hauptfächer:
Mathematik, Sportwissenschaften, Informatik
- 09/1994 - 06/2003 Schickhardt Gymnasium Herrenberg (Abschluss: Abitur)
- 09/1990 - 07/1994 Grundschule Gäufelden/Nebringen