



DVS-Jahrestagung Biomechanik

10.-12.04.2019 – Universität Konstanz

Proceedings der DVS-Jahrestagung Biomechanik 2019

Herausgegeben von

Manfred Vieten

Lorenz Assländer

Harmut Riehle

Markus Gruber

Universität Konstanz

Sportwissenschaft

Universitätsstraße 10

78457 Konstanz

Deutschland

DVS-JAHRESTAGUNG BIOMECHANIK.....	1
ÜBERSICHT	4
WISSENSCHAFTLICHE KOMITEES	6
LOKALES KOMITEE (UNIVERSITÄT KONSTANZ)	6
EXTERNES KOMITEE	6
HAUPTVORTRAG I	7
BIOMECHANICS IN ALPINE SKI RACING: A CHALLENGE ON PERFORMANCE AND SAFETY	7
HAUPTVORTRAG II	8
NEUROFEEDBACK AND MOTOR IMAGERY – FROM BASIC RESEARCH TO NEUROREHABILITATION	8
HAUPTVORTRAG III	9
EVIDENZBASIERTER ANSATZ ZUR PRÄVENTION VON DYSBALANCEN ZWISCHEN MUSKEL- UND SEHNENANPASSUNG – VON DER GRUNDLAGENFORSCHUNG ZUR ANWENDUNG	9
SESSION 1: SPORTBIOMECHANIK I	10
SPRUNGHÖHENERMITTLUNG IM BEACHVOLLEYBALL MITTELS INERTIALSENSOREN	10
DIE VERTEILUNG DER NETTO-ARBEIT AN DEN GELENKEN DER UNTEREN EXTREMITÄT IN DER ANSCHUBPHASE DES ELITE-BOBSPORTS	13
MOMENT-WINKEL-RELATIONEN AM SPRUNGGELENK IN DER FRONTALEBENE WÄHREND DER ANSCHUBPHASE DES ELITE-BOBSPORTS.....	16
KANN EINE KOMPLIZIERTE 3D-VIDEOANALYSE IM KUNSTTURNEN DURCH EINE EINFACHE 2D-MESSMETHODE ERSETZT WERDEN? .	19
EINFLUSS EINER SCHLAGFREQUENZVARIATION AUF DIE RUMPFPOSITION IN DER UMSETZPHASE AUF DEM KAJAKERGOMETER.....	22
SESSION 2: BIOMECHANIK IN ANWENDUNG	24
AKUTE EFFEKTE VON LOKALEN VIBRATIONEN AUF KONTRAKTILE EIGENSCHAFTEN UND DIE NEUROMUSKULÄRE LEISTUNGSFÄHIGKEIT	24
TRICEPS SURAE MUSCLE-TENDON UNIT PROPERTIES IN PREADOLESCENT CHILDREN: EFFECTS OF ATHLETIC TRAINING	27
NUTZUNG DER STIFFNESS ALS LEISTUNGSDIAGNOSTISCHEN PARAMETER FÜR HORIZONTALE MEHRFACHSPRÜNGE	30
TWO TRAINING BOUTS PER WEEK DO NOT ENHANCE TRUNK PERFORMANCE IN ELITE ADOLESCENT ATHLETES: A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL.....	33
THE EFFECT OF PRIMING EXERCISE ON MUSCULAR FATIGUE AFTER AN ALL-OUT PROTOCOL	36
SESSION 3A: MUSKEL-SEHNEN BIOMECHANIK	39
DER EINFLUSS VON MUSKELKOMPRESSION AUF DIE MUSKELKRAFT: EXPERIMENT UND MODELLIERUNG	39
DER EINFLUSS VON TRANSVERSALER KOMPRESSION DES M. GASTROCNEMIUS AUF DIE KONTRAKTIONSKRAFT BEI PLANTARFLEXION	41
QUANTIFIZIERUNG UND IMPLEMENTIERUNG VON MUSKELARCHITEKTURPARAMETERN IN EIN MUSKELMODELL BEI ISOMETRISCHEN KONTRAKTIONEN DER PLANTARFLEXOREN	43
IN VIVO FORCE-VELOCITY RELATION OF HUMAN M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS DURING MAXIMUM VOLUNTARY PRELOADED CONTRACTIONS	47
DIFFERENCES BETWEEN CARDIAC AND SKELETAL MUSCULATURE: ECCENTRIC FORCE GENERATION AND MUSCLE STRUCTURE	50
SESSION 3B: KLINISCHE BIOMECHANIK I.....	53
RELIABILITÄTSANALYSE UNTERSCHIEDLICHER KNIESTELLUNGSANALYSEVERFAHREN MIT DEM LESS-TEST	53
ASSESSING KNEE JOINT FORCES USING WEARABLE SENSORS AND MACHINE LEARNING TECHNIQUES	55
EFFECT OF DIFFERENT KNEE BRACES IN ACL-DEFICIENT PATIENTS	57
EXPERIMENTAL FRAMEWORK FOR QUANTIFYING THE EFFECT OF LOAD ON SUPERIOR GLENOHUMERAL TRANSLATION.....	61
ISBN 978-3-89318-082-0	2

KRAFT-, BEWEGLICHKEITS- UND GLEICHGEWICHTSUNTERSCHIEDE ZWISCHEN OPERIERTER UND NICHT-OPERIERTER SEITE BEI PATIENTEN MIT EINER HÜFT-TOTALENDOPROTHESE – BESTIMMT MITHILFE EINES NEUARTIGEN DIAGNOSTIKGERÄTS (PILOTSTUDIE)	63
SESSION 4A: LOKOMOTION UND POSTURALE KONTROLLE	66
GAIT INITIATION IN UPSLOPE WALKING	66
ASSESSMENT OF ACHILLES TENDON LENGTH DURING WALKING AND RUNNING: A NEW IN VIVO APPROACH	67
ENERGY COST OF RUNNING UNDER HYPOGRAVITY IN WELL-TRAINED RUNNERS AND TRIATHLETES: A BIOMECHANICAL PERSPECTIVE	71
NEUROMUSCULAR ORGANIZATION AND ROBUSTNESS OF POSTURAL CONTROL IN PRESENCE OF PERTURBATIONS	74
MENTALE ERMÜDUNG ERHÖHT DIE DUAL-TASK-GANGVARIABILITÄT BEI ÄLTEREN MENSCHEN	77
SESSION 4B: KLINISCHE BIOMECHANIK II	79
INDIVIDUELLE COMPUTERMODELLIERUNG DER LENDENWIRBELSÄULE –	79
EINE MODERNE METHODE FÜR DIE ANALYSE VON RÜCKENBESCHWERDEN	79
DYNAMISCHE GANG- UND WIRBELSÄULENANALYSE NACH ENDOPROTHETISCHEM GELENKERSATZ WÄHREND DER ORTHOPÄDISCHEN REHABILITATION	81
THE IMPACT OF A PASSIVE UNILATERAL LOWER LIMB EXOSKELETON ON HUMAN BALANCE CONTROL	85
EVALUATION OF GAIT AUTOMATICITY IN PEOPLE WITH MULTIPLE SCLEROSIS USING FNIRS: A PILOT STUDY	86
SESSION 5: SPORTBIOMECHANIK II	90
IMU-BASIERTE BEWEGUNGSANALYSE IM SPEER- UND DISKUSWURF	90
BESCHLEUNIGUNGSMESSUNG IM DISKUSWURF – EINSATZ DES VMAXPRO-SENSORS AM HANDGELENK	93
PRÄZISIONSANALYSE EINES IMU-BASIERTEN VERFAHRENS ZUR BESTIMMUNG VON GELENKACHSEN	95
DAS MESS- UND INFORMATIONSSYSTEM TURMSYNCHRONSPRINGEN – TRAININGSWISSENSCHAFTLICHE UNTERSTÜTZUNG DES ABSPRUNGES	97
INNOTRAMP – TRAININGS-INFORMATIONSSYSTEM TRAMPOLINTURNEN	99
SESSION 6: SPORTBIOMECHANIK III	102
ELECTROMYOGRAPHIC PROFILES OF THE VASTUS MEDIALIS AND GASTROCNEMIUS DURING SINGLE SCULL ROWING IN THE FIELD	
REFLECT SHORT STRETCH-SHORTENING-CYCLES: POTENTIAL IMPACT ON TRAINING.	102
MAXIMUM POWER IN STRETCH-SHORTENING-CYCLE DURING ROWING	105
DIE SPEZIFIZITÄT EINES KRAFT-LEISTUNG ORIENTIERTEN TRAININGS FÜR DIE OPTIMIERUNG DES SCHLAGES IM BASEBALL	108
DOPPELSTOCKTRAINING NACH EXTENSIVER UND INTENSIVE INTERVALLMETHODE ZUR VERBESSERUNG DER SCHUBLEISTUNG IM SKILANGLAUF	110
OPTIMIERUNG VON KÖRPERSEGMENTPARAMETERN ZUR VERBESSERUNG DER ABSCHÄTZUNG VON INVERS-DYNAMISCH BESTIMMTEN BODENREAKTIONSKRÄFTEN BEI IMITATIONSSPRÜNGEN IM SKISPRUNG	114
POSTERSESSION	117
THE DESCENDING LIMB OF IN VIVO FORCE-LENGTH RELATION IN THE TRICEPS SURAE	117
EFFECTS OF HEADING ON POSTURAL CONTROL: A PROSPECTIVE STUDY	120
A MECHANICAL MODEL OF BMX STARTING PERFORMANCE	122
IMPLEMENTATION OF INTRINSIC ANKLE JOINT STIFFNESS INTO BALANCE CONTROL MODELS	124
RETESTANALYSE VON TESTS ZUR BESTIMMUNG DER BEINACHSENSTABILITÄT NACH ACL-RUPTUREN	126
EINFLUSS KOGNITIVER INTERFERENZAUFGABEN AUF DIE GANGLEISTUNG VOR UND NACH EINER ANHALTENDE KOGNITIVEN AKTIVITÄT BEI ÄLTEREN ERWACHSENEN	130
PROFESSIONAL SLACKLINERS AND BALANCE PERFORMANCE IN UNTRAINED BALANCE TASKS	133
DIE ATTRAKTOR-METHODE – EIN NEUER ANSATZ ZUR ANALYSE DER KINEMATIK ZYKLISCHER MENSCHLICHER BEWEGUNG	134
AUTORENVERZEICHNIS	135

Übersicht

Hauptvorträge

Hauptvortrag I

Mittwoch, 10.04.2019, 14.30–15.15 Uhr

Biomechanics in Alpine ski racing: a challenge on performance and safety

Prof. Dr. Erich Müller

Hauptvortrag II

Donnerstag, 11.04.2019, 11.45–12.30 Uhr

Neurofeedback and motor imagery – from basic research to neurorehabilitation

Prof. Dr. Nicole Wenderoth

Hauptvortrag III

Freitag, 12.04.2019, 09.30–10.15 Uhr

Evidenzbasierter Ansatz zur Prävention von Dysbalancen zwischen Muskel- und Sehneanpassung – Von der Grundlagenforschung zur Anwendung

Prof. Dr. Adamantios Arampatzis

Uhrzeit	Mittwoch, 10.04.2019
15.45	Session 1: Sportbiomechanik I Raum A 701 Sprunghöhenermittlung im Beachvolleyball mittels Inertialsensoren Marcus Schmidt, Eike Meyer, Thomas Jaitner
15.57	Die Verteilung der Netto-Arbeit an den Gelenken der unteren Extremität in der Anschubphase des Elite-Bobsports Jan-Peter Goldmann, Maximilian Sanno, Sandra Grothe, Kai Heinrich, Anna Droszez, Fabian Göll, Bjoern Braunstein
16.09	Moment-Winkel-Relationen am Sprunggelenk in der Frontalebene während der Anschubphase des Elite-Bobsports Marvin Zedler, Maximilian Sanno, Sandra Grothe, Fabian Göll, Bjoern Braunstein, Jan-Peter Goldmann
16.21	Kann eine komplizierte 3D-Videoanalyse im Kunstturnen durch eine einfache 2D-Messmethode ersetzt werden? Christoph Schärer, Luca von Siebenthal, Ishbel Lomax, Micah Gross, Wolfgang Taube, Klaus Hübner
16.33	Optimierung von Körpersegmentparametern zur Verbesserung der Abschätzung von invers-dynamisch bestimmten Bodenreaktionskräften bei Imitationssprüngen im Skisprung Hermann Schwameder, Josef Kröll, Julian Fritz

ISBN 978-3-89318-082-0

Session 3b: Klinische Biomechanik I	Raum A 702
Reliabilitätsanalyse unterschiedlicher Kniestellungsanalyseverfahren mit dem LESS-Test Kim Huesmann, Nicolas Bloß, Florian Löffing, Dirk Blüsch	
Assessing knee joint forces using wearable sensors and machine learning techniques Bernd Stetter, Frieder Krafft, Steffen Ringhof, Stefan Sell, Thorsten Stein	
Effect of Different Knee Braces in ACL-deficient Patients Anne Focke, Hannah Stengrebe, Felix Möhler, Steffen Ringhof, Stefan Sell, Wolfgang Potthast, Thorsten Stein	
Experimental framework for quantifying the effect of load on superior glenohumeral translation Felix Malmzer, Corina Nüesch, Stefan Loske, Werner Vach, Laurent Audige, Andreas M. Müller, Annegret Mündermann	
Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsunterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Seite bei Patienten mit einer Hüft-Totalendoprothese - bestimmt mithilfe eines neuartigen Diagnostikgeräts (Pilotstudie) St. John, D. Weizel, K. Orłowski, K. Mrkora, J. Edelmann-Nusser, K. Witte	
Session 4b: Klinische Biomechanik II	Raum A 702
Individuelle Computermodellierung der Lendenwirbelsäule – eine moderne Methode für die Analyse von Rückenbeschwerden Karin Gruber, Nicolas Damm, Robert Rockenfeller	
Dynamische Gang- und Wirbelsäulenanalyse nach endoprotetischem Gelenkersatz während der orthopädischen Rehabilitation Thomas Jöllenbeck, Juliane Pletschmann	
The impact of a passive unilateral lower limb exoskeleton on human balance control Steffen Ringhof, Isabel Ehrenberger, Jonas Beil, Tamim Asfour, Thorsten Stein	
Evaluation of gait automaticity in people with Multiple Sclerosis using fNIRS: A pilot study Kim-Charline Broscheid, Juliane Lamprecht, Michael Sailer, Lutz Schega	

Uhrzeit	Donnerstag, 11.04.2019	
14.45	Postersession The descending limb of <i>in vivo</i> force-length relation in the triceps surae Denis Holzer, Wolfgang Seiberl Effects of heading on postural control: a prospective study Nadine Nurasyid, Birgit Fellner, Joachim Hermsdörfer A mechanical model of BMX starting performance Micah Gross Implementation of intrinsic ankle joint stiffness into balance control models Lorenz Assländer, Sandra Wacker, Markus Gruber Retestanalyse von Tests zur Bestimmung der Beinachsenstabilität nach ACL-Rupturen Christine Janke, Claudia Jahn, Maren Witt, Tim Patzig Einfluss kognitiver Interferenzaufgaben auf die Gangleistung vor und nach einer anhaltenden kognitiven Aktivität bei älteren Erwachsenen Martin Gube, Matthias Weippert, Frank Feldhege, Thomas Mittlmeier, Sven Bruhn, Martin Behrens Performance of skidkickers and balance performance in untrained balance tasks Louis-Solal Giboin, Andreas Kramer, Markus Gruber Die Attraktor Methode – Ein neuer Ansatz zur Analyse der Kinematik zyklischer menschlicher Bewegung Manfred Vielen, Christian Weich, Randall Jensen	Raum K 07

Wissenschaftliche Komitees

Lokales Komitee (Universität Konstanz)

Dr. Lorenz Assländer
Raphael Bertischinger
Dr. Louis-Solal Giboin
Prof. Dr. Markus Gruber
PD Dr. Andreas Kramer
Dr. Dietmar Luchtenberg
Dr. Maria Moreno-Villanueva
Prof. Dr. Manfred Vieten
Prof. em. Dr. Hartmut Riehle
Prof. Dr. Dietmar Saupe

Externes Komitee

Prof. Dr. Wilfried Alt (Universität Stuttgart)

Prof. Dr. Sven Bruhn (Universität Rostock)

Prof. Dr. Peter Federolf (Universität Innsbruck)

PD Dr. Dominic Gehring (Universität Freiburg)

Prof. Dr. Daniel Hahn (Universität Bochum)

PD Dr. Anja Niehoff (CCMB)

Prof. Dr. Wolfgang Potthast (DSHS Köln)

Prof. Dr. Hermann Schwameder (Universität Salzburg)

Prof. Dr. Ansgar Schwirtz (TU München)

Prof. Dr. Tobias Siebert (Universität Stuttgart)

Prof. Dr. Thorsten Stein (Universität Karlsruhe)

PD Dr. Norman Stutzig (Universität Stuttgart)

Prof. Dr. William Taylor (ETH Zürich)

Prof. Dr. Veit Wank (Universität Tübingen)

Prof. Dr. Maren Witt (Universität Leipzig)

Prof. Dr. Kerstin Witte (Universität Magdeburg)

Hauptvortrag I

Biomechanics in Alpine ski racing: a challenge on performance and safety

¹Erich Müller

¹Department of Sport Science, University of Salzburg, Austria

Alpine ski racing is known to be a sport with a high risk of injury. Injury rates of more than 36 injuries / 100 athletes per season have been reported, 36% being severe and partly career ending. Ligament injuries in the knee were the most common injuries (36%) in World Cup athletes. Other frequently injured body parts were the lower back (low back pain), sacrum, shoulder and the head. All disciplines were found to be equally dangerous if the effective exposure time was considered. But the injury risks are different. In super-G and downhill, injuries seem to be related to high speed and jumps, whereas injuries in slalom and giant slalom are likely related to high loads during bidirectional turning phases. A maximal loading of 3.16 body weight per turn has been calculated. In addition, overuse injuries related to the back have become a severe problem among top-level alpine ski racers. The mechanisms for this kind of overuse injury seem to be the combined occurrence of frontal bending, lateral bending, and torsion in the highly loaded trunk during turning.

Athlete-related risk factors are reported to be a) fatigue within a course or training session, b) inappropriate tactical choices, c) insufficient physical fitness, and d) technical mistakes. With respect to physical fitness, insufficient core strength or core strength imbalances, deficits in neuromuscular control, high asymmetries in unilateral leg extension strength, and hamstring / quadriceps strength deficits seem to be the main risk factors in elite ski racers. But considering the very short period of time during which ACL injuries occur, it is not only a question of the strength of the hamstrings and quadriceps, but also a question of the timing of the co-activation of these muscles (feed forward coordination). Apart from athlete related risk factors, equipment (ski side cut radius), course setting and snow conditions (aggressive snow, changing snow conditions), seem to be the main injury risk factors.

Hauptvortrag II

Neurofeedback and motor imagery – from basic research to neurorehabilitation

Nicole Wenderoth

Motor imagery (MI) is frequently used in the context of sports or neurorehabilitation. However, in many instances, MI training is similar to throwing darts in the dark: one might perform many repetitions but there is no way to know whether the performed actions are correct. Combining MI with neurofeedback is a potential workaround for this problem. Typically, a closed-loop system is used which provides online feedback of neural activation to the participant for the purpose of self-regulation. Most neurofeedback systems record brain activity with electroencephalography (EEG) and teach users to modulate specific brain rhythms, a strategy that has been successfully used for basic research or applications in neurological patients. However, despite promising first results, one major limitation is that little is known about how EEG activity relates to specific motor actions, e.g. grasping an object or imagining different hand gestures. Therefore, we developed a new approach which utilizes neurofeedback derived from transcranial magnetic stimulation (TMS), a physiological marker reflecting corticomotor excitability in a muscle specific manner. This new neurofeedback modality enables participants to gain volitional control over their motor cortex which they learn to either up- or down-regulate in a muscle specific manner. This form of TMS neurofeedback opens new avenues for brain decoding and applications in patients suffering from motor deficits early after stroke.

Hauptvortrag III

Evidenzbasierter Ansatz zur Prävention von Dysbalancen zwischen Muskel- und Sehneanpassung – Von der Grundlagenforschung zur Anwendung

¹Adamantios Arampatzis

¹Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Deutschland

Email: a.arampatzis@hu-berlin.de

Die mechanischen Eigenschaften der Sehne beeinflussen die menschliche Leistungsfähigkeit sowohl bei submaximalen als auch bei maximalen Intensitäten. Allerdings steigt die Prävalenz von Sehnenbeschwerden wie Tendinopathien in Stadien gesteigerter biologischer Reifung sowie infolge sportlichen Trainings markant an. Da die adaptationswirksamen Trainingsreize für Muskeln und Sehnen unterschiedlich sind, entwickeln sich ihre Eigenschaften während des Trainingsprozesses nicht notwendigerweise ausgewogen. Dysbalancen zwischen der Kraft, die der Muskel erzeugen kann, und der Widerstandsfähigkeit der Sehne beeinflussen die Beanspruchung der Sehne und können das Risiko für Sehnenbeschwerden steigern. Als Konsequenz für die Trainingspraxis ist es damit besonders wichtig ein Markersystem zu etablieren, um das optimale Verhältnis zwischen Muskelkraft und Sehnensteifigkeit zu bewerten, frühzeitig Dysbalancen zu erkennen und in Konsequenz personenbezogene Entscheidungen für den weiteren Trainingsprozess zu treffen. Im Vortrag wird gezeigt, dass die Gefahr einer nicht-uniformen Adaptation von Muskel und Sehne durch die biologische Reifung und unter dem Einfluss sportlichen Trainings steigt. Entsprechend wird die Notwendigkeit eines spezifischen Trainings der Sehne zur Prävention von Dysbalancen deutlich. Darüberhinaus wird belegt, dass eine zyklische Belastung der Sehne, die eine Dehnung von ca. 4,5 bis 6,5% verursacht und über eine gewisse Dauer pro Muskelkontraktion (3 Sekunden) appliziert wird, den effektivsten Stimulus zur Verbesserung der Sehneneigenschaften darstellt. Schließlich wird ein anwendungsorientierter Ansatz, der auf einer differenzierten Diagnostik der Eigenschaften von Muskel und Sehne basiert und damit eine Konkretisierung der individuellen Trainingsreize mit dem Ziel der ausbalancierten Entwicklung von Muskelkraft und Widerstandsfähigkeit der Sehne erlaubt, präsentiert und die Umsetzung in der Praxis diskutiert.

Session 1: Sportbiomechanik I

Sprunghöhenermittlung im Beachvolleyball mittels Inertialsensoren

¹Marcus Schmidt, ¹Eike Meyer, ¹Thomas Jaitner

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

Email: marcus2.schmidt@tu-dortmund.de

Einleitung

Das motorische Anforderungsprofil im Volleyball ist v.a. durch azyklische, repetitive explosive Sprünge geprägt. Die Sprunghöhe kann dabei als ein wesentliches Leistungskriterium für den Angriffsschlag wie auch für den Block angesehen werden (Wagner et al. 2009). Die hohen Sprungbelastungen stellen zudem neben der muskulären Beanspruchung auch eine erhöhte Belastung der passiven Strukturen der unteren Extremitäten dar (Magalhaes et al., 2011). Die Erfassung der Sprunghöhe beim Angriffsschlag oder Block unter spielnahen Bedingungen stellt somit eine wichtige Komponente einer biomechanischen Leistungsdiagnostik oder Beanspruchungsanalyse im Sportspiel dar. In den letzten Jahren werden zunehmend Ansätze zur Erfassung der Sprungbelastung mittels Inertialmesssystemen (IMS) untersucht (Charlton et al., 2017; Ebker, Schmidt, & Jaitner, 2016;; Jarning et al., 2015). Alle bisherigen Studien zum Einsatz von IMS wurden jedoch im Hallenvolleyball durchgeführt. Insbesondere im Beachvolleyball stellt der sandige Untergrund während des Blockens, Angreifens und Verteidigens ein wesentliches mechanisches Unterscheidungsmerkmal im Vergleich zum Hallenvolleyball dar. Aufgrund der unterschiedlichen Absprunghöhenbedingungen im Sand ist nicht sichergestellt, dass sich diese Erkenntnisse aus dem Hallenvolleyball auch auf den Sand übertragen lassen. In der vorliegenden Studie soll daher ein IMS unter trainings- oder wettkampfnahen Bedingungen im Beachvolleyball eingesetzt und dessen Genauigkeit bezüglich der Bestimmung der Sprunghöhe bei Block- und Angriffsschlägen im Sand evaluiert werden.

Methode

Im Rahmen der Studie führten insgesamt 11 männliche Volleyballspieler (Alter: $24,3 \pm 4,0$ Jahre; Größe: $187 \pm 3,9$ cm; Gewicht: $83,2 \pm 8,7$ kg) mit unterschiedlichem Leistungsniveau (Beachvolleyball C Cup bis deutsche Tour) jeweils 10 Angriffs- und Blocksprünge unter wettkampfnahen Bedingungen in einem Labor durch. Dazu wurde ein $1,2 \text{ m} \times 2,5 \text{ m} \times 0,3 \text{ m}$ großer, mit Sand gefüllter Kasten auf zwei im Boden integrierte Kraftmessplatten (AMTI, $90 \times 60 \text{ cm}$, 1 kHz) platziert, in dem die Sprünge ausgeführt wurden. Die Sprunghöhe wurde mittels eines an der Hüfte befestigten Inertialmesssystems ($80 \times 56 \times 24 \text{ mm}^3$; dreiaxialer Beschleunigungssensor $\pm 16 \text{ g}$; dreiaxiales Gyroskop $\pm 1000^\circ/\text{s}$; 1000 Hz) ermittelt (Jaitner et al., 2018). Als Referenzwerte wurden die Sprunghöhen anhand der kSP-Verläufe ermitteltemittels kinematischer 3D-Analyse (Fa. Qualisys, 12 Kameras, 120 Hz) bestimmt. Insgesamt konnten 91 Angriffs- und 104 Blocksprünge ausgewertet werden. Die statistische Datenauswertung umfasst die Berechnung von Pearson-Korrelationen sowie Bland & Altman Statistiken (Bland & Altman, 2007).

Ergebnisse

Die mittels 3D-Kinematik bestimmte Sprunghöhe lag im Mittel bei $47,7 \pm 7,2 \text{ cm}$, während das IMS mittlere Sprunghöhen von $49,5 \pm 7,9 \text{ cm}$ ermittelte. Die Werte beider Messsysteme korrelieren signifikant ($p < 0,05$) mit $r = 0,90$. Für die 104 Blocksprünge werden mittlere Sprunghöhen von $49,4 \pm 5,1 \text{ cm}$ (3D-Kinematik) beziehungsweise $46,4 \pm 6,2 \text{ cm}$ (IMS) gemessen und ein Korrelationskoeffizient von $r = 0,84$ berechnet. Abbildung 1 zeigt den Bland-Altman Plot für den Vergleich der Sprunghöhen bei Angriffsschlägen. Hierbei ergibt sich eine systematische Überschätzung der Sprunghöhe von 1,8 cm. Die 95%- Limits of Agreement liegen bei -4,9 cm (unten) und 8,5 cm (oben). Im Plot sind drei größere Ausreißer (blaues Quadrat, roter Strich und schwarzes Kreuz) zu erkennen, ohne diese sich der systematische Fehler auf 1,9 cm ändert und die Limits of Agreement auf 7,7 cm (oben) und -2,9 cm (unten) reduzieren.

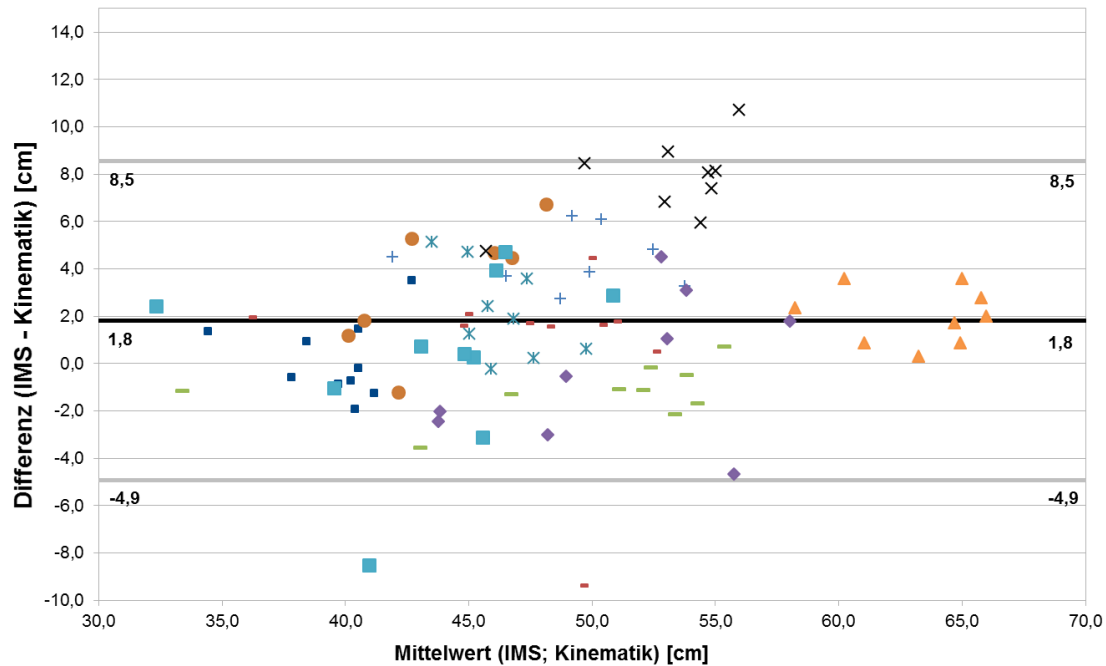


Abbildung 1: Bland & Altman Plot für den Vergleich der Sprunghöhenmessung durch IMS und Kinematik bei Angriffsschlägen veranschaulicht für alle Probanden (farbige Markierungen).

Beim Vergleich der Sprunghöhen bei Blocksprüngen ergibt sich mit -3,0 cm eine durchschnittliche Unterschätzung durch das IMS. Abbildung 2 zeigt den Bland-Altman-Plot mit 95%- Limits of Agreement von -9,5 cm (unten) und 3,5 cm (oben).

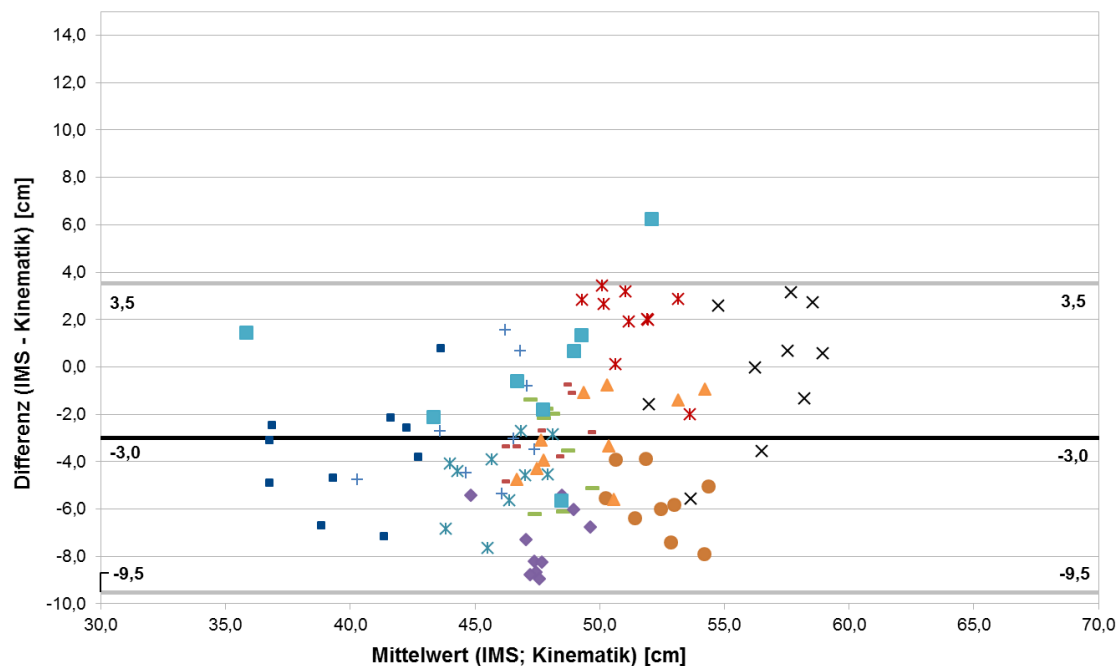


Abbildung 2: Bland & Altman Plot für den Vergleich der Sprunghöhenmessung durch IMS und Kinematik bei Blocksprüngen veranschaulicht für alle Probanden (farbige Markierungen).

Diskussion

Die Korrelationskoeffizienten (Angriff: $r=0,9$; Block: $r=0,84$) verdeutlichen einen starken linearen Zusammenhang zwischen beiden Messsystemen. Bei Betrachtung der Bland-Altman-Statistiken fallen neben den dargestellten Ergebnissen auch große interindividuelle Unterschiede auf. Hier ergibt sich für die Limits of Agreement eine minimale Spannweite von 4,5 cm bis hin zu einer maximalen Spannweite von 15,2 cm. Dabei zeigen drei der insgesamt elf Spieler deutlich größere Limits of Agreement als die restlichen Spieler. Durch individuell angepasste Auswerteroutinen kann jedoch die Messgenauigkeit verbessert werden (Jaitner et al., 2015). Insgesamt sind die Ergebnisse jedoch vergleichbar mit denen anderer Studien zum Einsatz von IMS im Volleyball (Charlton et al., 2017; Ebker et al., 2016). Durch Kenntnis der erzielten Messgenauigkeiten des entwickelten IMS können die gewonnenen Daten eingeordnet und interpretiert werden. Dabei hängt es vom jeweiligen Leistungsniveau der Athleten und der spezifischen Fragestellung ab, ob die erreichten Messgenauigkeiten eine zufriedenstellende Schlussfolgerung zulassen. Wie die Ergebnisse jedoch zeigen, können mit Hilfe des IMS auch für den Hochleistungssport hinreichend genaue Messergebnisse erzielt werden. Dabei zeigt die vorliegende Studie erstmals, dass der Einsatz eines IMS im Beachvolleyball eine zuverlässige und hinreichend genaue Detektion von Sprunghöhen unter Feldbedingungen zulässt. In Verbindung mit einer funkbasierten Datenübertragung eröffnet das System ein breites Anwendungsspektrum, wie beispielsweise eine Datenübertragung durch die gesamte Sporthalle oder die gleichzeitige Diagnostik mehrerer Sportler zur kontinuierlichen Erfassung biomechanischer Sprungmerkmale im Trainings- und Wettkampfverlauf und kann somit zu einer Verbesserung der Trainingsqualität beitragen.

Literatur

- Bland, J. M., & Altman, D. G. (2007). Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *Journal of Biopharmaceutical Statistics*, 17(4), 571-582. doi:10.1080/10543400701329422
- Charlton, P. C., Kenneally-Dabrowski, C., Sheppard, J., & Spratford, W. (2017). A simple method for quantifying jump loads in volleyball athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(3), 241-245.
- Ebker, G., Schmidt, M., & Jaitner, T. (2016). *Erfassung der Sprunghöhe beim Volleyball-Angriffsschlag unter Feldbedingungen*. Paper presented at the 11. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik, Magdeburg.
- Jaitner, T., Schmidt, M., Nolte, K., Rheinländer, C., Wille, S., & Wehn, N. (2015). Vertical jump diagnosis for multiple athletes using a wearable inertial sensor unit. *Sports Technology*, 8(1-2), 51-57.
- Jarving, J. M., Mok, K. M., Hansen, B. H., & Bahr, R. (2015). Application of a tri-axial accelerometer to estimate jump frequency in volleyball. *Sports Biomech*, 14(1), 95-105. doi:10.1080/14763141.2015.1027950
- Magalhaes, J., Inacio, M., Oliveira, E., Ribeiro, J. C., & Ascensao, A. (2011). Physiological and neuromuscular impact of beach-volleyball with reference to fatigue and recovery. *J Sports Med Phys Fitness*, 51(1), 66-73.

Die Verteilung der Netto-Arbeit an den Gelenken der unteren Extremität in der Anschubphase des Elite-Bobsports

^{1,2} Jan-Peter Goldmann, ^{1,2} Maximilian Sanno, ^{1,2} Sandra Grothe, ¹ Kai Heinrich, ¹ Anna Droszez, ¹ Fabian Göll, ^{1,2,3} Bjoern Braunstein

¹Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

²Das Deutsche Forschungszentrum für Leistungssport, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

³Zentrum für integrative Physiologie im Weltraum, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

Email: goldmann@dshs-koeln.de

Einführung

In der Anschubphase des Bobsports werden die notwendigen Voraussetzungen geschaffen, um gute Wettkampfplatzierungen zu erzielen (Morlock et al. 1989, Brüggemann et al. 1997). Analysen des Zweier- und Vierer-Bobstarts bei den Olympischen Winterspielen 1988 in Calgary (Morlock und Zatsiorsky 1989) und 1994 in Lillehammer (Brüggemann et al. 1997) verdeutlichten, dass die Startzeiten mit den Zielzeiten hoch korrelieren ($0.6 < r < 0.86$, $p < 0.05$). Die für die Startzeiten notwendigen Beschleunigungen werden insbesondere durch das Verhältnis von positiver zu negativer mechanischer Gelenkleistung (Netto-Arbeit) erzielt. Die Verteilung der mechanischen Netto-Arbeit an den Gelenken der unteren Extremität gibt Einblick in die Anteile der Gelenke am Vortrieb. Dies erscheint für eine präzise Trainingsreizsetzung an der Beinstreckmuskulatur essentiell.

Methode

Die Bewegungen und Bodenreaktionskräfte von 19 männlichen Kaderathleten (1.87 ± 0.05 m, 99 ± 8 kg, 25 ± 3 Jahre) des Bob- und Schlittenverbands für Deutschland wurden während des Anschubs (80 m Schienensystem auf Tartan, Bob $m = 85$ kg) mit 16 IR-Kameras (Vicon, Oxford, UK) und drei Kraftmessplatten (Kistler, Winterthur, Schweiz) dreidimensional aufgezeichnet (Abb. 1). Drei Phasen wurden analysiert: 1) initiale Beschleunigung (Bodenkontakt 1 und 2 nach Verlassen des Abrissbalkens), 2) Beschleunigung nach 10 m und 3) hohe Geschwindigkeit nach 30 m. Die mechanische Gelenkarbeit wurde mit einem modifizierten Ganzkörpermodell (Alaska Dynamicus, Institut für Mechatronik, Chemnitz, Deutschland) abgeschätzt.



ABB. 1: MESSAUFBAU FÜR LEISTUNGS- UND BELASTUNGSANALYSEN IM BOBSPORT; LINKS: 80 M ANSCHUBSTRECKE UND MESSBEREICH MIT KAMERAS UND KRAFTMESSPLATTEN; MITTE: ATHLET UND MESSBOB VOR ABRISS; RECHTS: VISUALISIERUNG POSITIVER (GRÜN) UND NEGATIVER (ROT) MECHANISCHER LEISTUNG AN DEN GELENKEN UND AM KÖRPERSCHWERPUNKT.

Eine Varianzanalyse (ANOVA) wurde durchgeführt, um statistische Signifikanzen ($\alpha = 0.05$) zwischen den Gelenken und Bedingungen zu identifizieren.

Ergebnisse

Bei 30 m Lauflistanz konnte kein weiterer Anstieg der Bob-Geschwindigkeiten beobachtet werden (mean $8.0 \pm 0.5 \text{ ms}^{-1}$). Während der Anschubphase nahm die Summe der Netto-Gelenkarbeit von 370 J (Kontakt 1) auf 108 J (30 m) kontinuierlich ab ($p < 0.05$). Der Anteil der Gelenke daran war nach Verlassen des Abrissbalkens (Kontakt 1) annähernd gleich groß (Abb. 2; $p > 0.05$). Bereits während des zweiten Bodenkontakts nahm der Beitrag des Sprunggelenks am motorischen Gesamt-Output um 6% zu, während sich der Beitrag des Hüftgelenks um 5% reduzierte. Mit zunehmender Lauflistanz und -geschwindigkeit stieg der Anteil der verrichteten Netto-Arbeit am Sprunggelenk weiter an (35%, 41%, 48%, 55%; $p < 0.05$), das Hüftgelenk verringerte seinen Beitrag auf 17% ($p < 0.05$). Am Kniegelenk waren über die gesamte Distanz nur geringe Veränderungen zu beobachten (32%, 31%, 26%, 28%; $p > 0.05$).

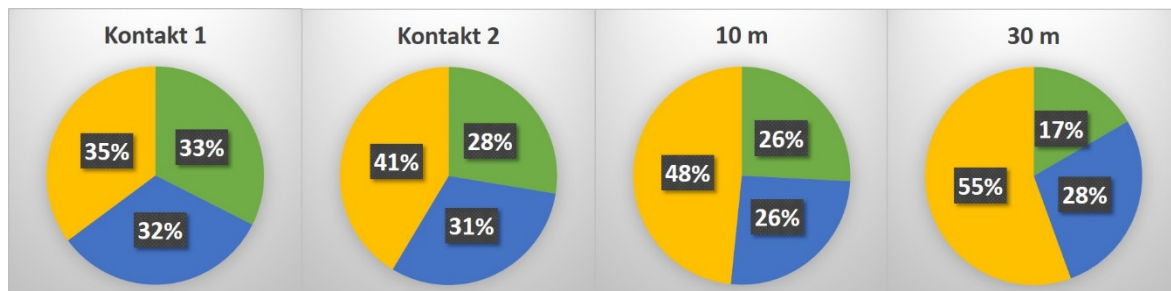


Abb. 2: MECHANISCHE NETTO-ARBEIT AN HÜFT- (GRÜN), KNEE- (BLAU) UND SPRUNGGELLENK (GELB) BEI KONTAKT 1, 2, NACH 10 M UND NACH 30 M.

Diskussion

Während der Anschubphase des Bobsports veränderten die Gelenke der unteren Extremität ihren Anteil am Vortrieb. So nahm der Beitrag des Sprunggelenks mit zunehmender Lauflistanz und -geschwindigkeit deutlich zu, was auch schon in Studien zum Flachsprint beobachtet werden konnte (Braunstein et al. 2013). Interessanterweise konnte unter Betrachtung der Absolutwerte der Beitrag des Kniegelenks über alle Phasen als ‚nicht dominant‘ identifiziert werden. Dies kann sich durch eine Vorwärtsneigung des Oberkörpers durch das Sportgerät erklären (Kugler und Janshen 2010). Der Körperschwerpunkt der Athleten würde sich dadurch nach anterior verschieben, woraus eine veränderte Gelenkmechanik resultieren könnte. Analysen des Verlaufs der mechanischen Gelenkleistung zeigten, dass die Hüftstrecker hauptsächlich in der ersten Hälfte der jeweiligen Stützphasen zum motorischen Gesamt-Output beitrugen und die Fußstrecker vor allem zwischen 50% und 90% der Stützphase positive Arbeit verrichteten. Die Kniestrecker zeigten nur einen relativ kleinen Anteil an positiver Arbeit (Goldmann et al. 2018) und scheinen für den Energietransfer von der Hüfte auf das Sprunggelenk verantwortlich zu sein (Johnson und Buckley 2001). Auf die Kontraktionseigenschaften der Muskeln kann durch die Abschätzung von mechanischer Gelenkarbeit nicht geschlossen werden und bedarf zusätzlicher bildgebender Verfahren (z.B. Ultraschall). Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Hüftstrecker insbesondere zu Beginn der Anschubphase gegen die Trägheit des Geräts arbeiten und dass die Fußstreckmuskulatur mit zunehmender Lauflistanz und -geschwindigkeit für den Vortrieb an Bedeutung gewinnt. Beide Muskelgruppen sollten für das Training der Anschubphase im Bobsport wettkampfspezifisch berücksichtigt werden.

Literatur

1. Morlock M, Zatsiorsky VM. 1989. Factors influencing performance in bobsled: I: Influencing of the bobsled crew and the environment. In *J Sport Biom.* 1989, vol. 5, p. 208–221.
2. Brüggemann GP, Morlock M, Zatsiorsky VM. 1997. Analysis of the bobsled and men's luge events at the XVII Olympic Winter Games in Lillehammer. In *J Appl Biom.* 1997, vol. 13, p. 98–108.

3. Braunstein B, Goldmann JP, Albracht K., Sanno M, Willwacher S, Heinrich K, Herrmann V, Brüggemann GP. 2013. Joint specific contribution of mechanical power and work during acceleration and top speed of elite sprinters. In *Proceedings International Conference of Biomechanics in Sports*, Taipei, Taiwan.
4. Kugler F, Janshen L. 2010. Body position determines propulsive forces in accelerated running. In *J Biom.* 2010, vol. 43, p. 343–348.
5. Goldmann JP, Sanno M, Heinrich K, Grothe S, Göll F, Droszez A, Stäudle B, Albracht K, Braunstein B. 2018. Joint specific mechanical power during the push phase of elite bobsleigh. In *eProceedings of the World Congress of Biomechanics*, Dublin, Irland.
6. Johnson MD, Buckley JG. 2001. Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. In *J Sports Sciences*. 2001, vol. 19(4), p. 263-272.

Moment-Winkel-Relationen am Sprunggelenk in der Frontalebene während der Anschubphase des Elite-Bobsports

^{1,2}Marvin Zedler, ^{1,2}Maximilian Sanno, ^{1,2}Sandra Grothe, ¹Fabian Göll, ^{1,2,3}Bjoern Braunstein, ^{1,2}Jan-Peter Goldmann

¹Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

²Das Deutsche Forschungszentrum für Leistungssport, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

³Zentrum für integrative Physiologie im Weltraum, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

Email: m.zedler@dshs-koeln.de

Einführung

Die Anschubphase im Bobsport ist für die spätere Platzierung der Athletinnen und Athleten von entscheidender Bedeutung, da eine positive Korrelation zwischen Anschubzeit und Zielzeit besteht [1]. Um kurze Anschubzeiten zu realisieren, müssen die Athleten in der Lage sein, den Schlitten maximal zu beschleunigen. Hierfür ist die Generierung hoher mechanischer Leistung an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Sagittalebene notwendig. In einer bereits durchgeführten Studie zur Anschubphase wurde die besondere Bedeutung des Sprunggelenks beschrieben [2]. Eine um die Frontalebene erweiterte Betrachtung des Sprunggelenks könnte zum Verständnis der sportmotorischen Leistung in der Anschubphase des Bobsports beitragen und somit die Basis für Optimierungspotenziale erweitern. Moment-Winkel-Relationen bieten die Möglichkeit, die Beziehung zwischen resultierendem Drehmoment an einem Gelenk und seinem Gelenkwinkel darzustellen, um Abschätzungen über die mechanische Arbeit der gelenkumspannenden Muskeln zu treffen.

Methode

Mithilfe von 16 Infrarot-Kameras (250 Hz, Vicon, Oxford, UK) und drei Kraftmessplatten (1250 Hz, Kistler, Winterthur, Schweiz) wurden die Bewegungen und die Bodenreaktionskräfte von 17 Kaderathleten des Deutschen Bob- und Schlittenverbands (Masse: $98,9 \pm 6,9$ kg, Höhe: $185,8 \pm 5,3$ cm, Alter: $24,7 \pm 2,6$ Jahre) erfasst, um u.a. die Belastung des Sprunggelenks in der Frontalebene (1) in der Phase der initialen Beschleunigung (erster und zweiter Bodenkontakt), (2) der Beschleunigungsphase nach 10 m und (3) der Phase hoher Geschwindigkeit nach 30 m zu untersuchen. Hierfür wurde ein auf einer Tartanbahn installiertes Schienensystem konstruiert, das die Führung eines Schlittens (85 kg) ermöglichte. Mittels vierstufiger Varianzanalyse (ANOVA) wurden die Unterschiede zwischen den Bedingungen auf Signifikanz ($\alpha = 0,05$) getestet.

Ergebnisse

Während der Anschubphase konnte ein kontinuierlich abnehmendes externes Eversionsmoment am Sprunggelenk in der Frontalebene beobachtet werden: $42,3 \pm 12,5$ Nm (erster Kontakt), $39,7 \pm 7,8$ Nm (zweiter Kontakt), $38,1 \pm 9,7$ Nm bzw. $35,1 \pm 10,2$ Nm (30 m). Die maximalen Eversionsmomente während der Stützphase nach 10 m und 30 m unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$) von den Maximalwerten während des ersten Bodenkontakts (siehe Abbildung 1). Im Gegensatz zu den maximalen Inversionswinkeln ($p > 0,05$) unterschieden sich die maximalen Eversionswinkel signifikant ($p < 0,05$) voneinander.

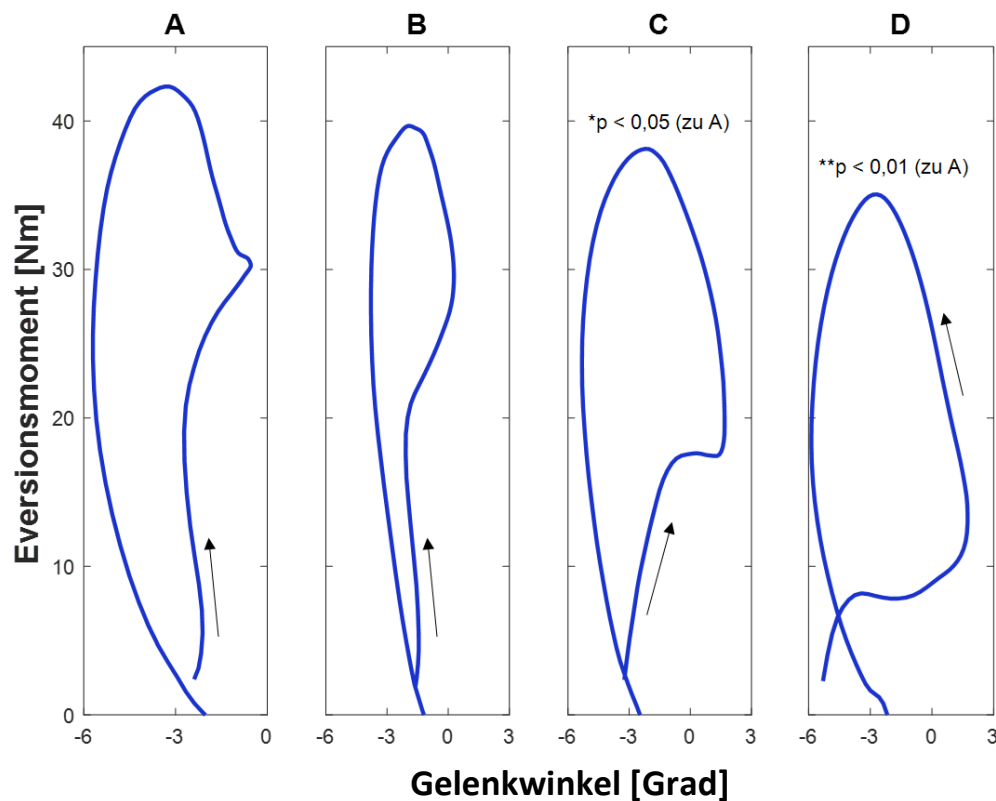


Abbildung 1: Moment-Winkel Relationen am Sprunggelenk in der Frontalebene während der Stützphase der Bedingungen (A) erster Kontakt, (B) zweiter Kontakt, (C) 10 m und (D) 30 m. (positiver Gelenkwinkel = Eversion, negativer Gelenkwinkel = Inversion).

Diskussion

Da mit steigender Geschwindigkeit die Bodenreaktionskräfte (BRK) ebenfalls ansteigen, muss die Reduktion der Eversionsmomente die Folge eines verringerten externen Hebelarms der BRK in der Frontalebene sein. Der kürzere externe Hebelarm könnte wiederum mit dem Fußaufsatz der Athleten zusammenhängen. Eine größere Schrittbreite mit außenrotiertem Fuß während des ersten und zweiten Bodenkontakts führt möglicherweise zu einer Vergrößerung des externen Hebelarms der BRK in der Frontalebene und zu einer Verkleinerung des externen Hebelarms in der Sagittalebene. Eine geringere Außenrotation des Fußes nach 10 bzw. 30 m und somit auch eine Verringerung des externen Hebelarms in der Frontalebene würde demnach die Reduktion der Eversionsmomente mit steigender Geschwindigkeit erklären. Eine ähnliche Bewegungsstrategie wurde bei Sprintern beobachtet, die ihre Schrittbreite mit steigender Geschwindigkeit verringern [3]. Da die Schrittbreite mit dem lateralen Kraftstoß korreliert [4], ist es umstritten, ob sich dies positiv auf die Beschleunigung in anteriorer Richtung auswirkt. Abgesehen von einer höheren Aktivierung der Adduktoren während der Hüftextension [5], könnte der kleinere externe Hebelarm der BRK in der Sagittalebene die Generierung mechanischer Leistung der Plantarflexoren begünstigen und sich somit positiv auf die Vortriebserzeugung vor allem während der ersten Bodenkontakte auswirken. Da in dieser Phase der Startbeschleunigung die höchsten Eversionsmomente herrschen, könnte sich eine Kräftigung der Invertoren des Sprunggelenks (Zehenbeuger und M. tibialis posterior) um die funktionelle Gelenkachse des unteren Sprunggelenks positiv auf die Vortriebserzeugung auswirken.

Literatur

7. Brüggemann, G.-P., Morlock, M. & Zatsiorsky, V. M. 1997. Analysis of the Bobsled and Men's Luge Events at the XVII Olympic Winter Games in Lillehammer. In *J Appl Biom.* 1997, vol. 13 (1), p. 98-108.
8. Goldmann, J.-P., Sanno, M., Heinrich, K., Grothe, S., Goell, F., Droszez, A. et al. (2018). Joint specific mechanical power during the push phase of elite bobsleigh. In *eProceedings of the World Congress of Biomechanics*, Dublin, Irland.
9. Nagahara, Ryu; Mizutani, Mirai; Matsuo, Akifumi; Kanehisa, Hiroaki; Fukunaga, Tetsuo (2017). Association of Step Width with Accelerated Sprinting Performance and Ground Reaction Force. In *Int J Sports Med.* 2017, vol. 38 (7), p. 534–540.
10. McClay, I. S.; Cavanagh, P. R. (1994). Relationship between foot placement and mediolateral ground reaction forces during running. In *Clin Biom.* 1994, vol. 9 (2), p. 117–123.
11. Wiemann, K., Tidow G. (1995). Relative activity of hip and knee extensors in sprinting – implications for training. In *New Studies in Athletics.* 1995, vol. 10, p. 29-49

Kann eine komplizierte 3D-Videoanalyse im Kunstturnen durch eine einfache 2D-Messmethode ersetzt werden?

¹Christoph Schärer, ¹Luca von Siebenthal, ¹Ishbel Lomax, ¹Micah Gross, ²Wolfgang Taube,
¹Klaus Hübner

¹Eidgenössische Hochschule für Sport Magglingen (EHSM), Ressort Leistungssport, Schweiz

²Universität Fribourg, Abteilung Medizin, Bewegungs- und Sportwissenschaften, Schweiz

Email: christoph.schaerer@baspo.admin.ch

Einführung

Dreidimensionale (3D) quantitative Videoanalysen werden in technisch-kompositorischen Sportarten (z.B. Kunstturnen) häufig verwendet, um biomechanische Aspekte von komplexen Bewegungen zu analysieren (Brehmer & Naundorf, 2014). Daraus wurden zum Beispiel Referenzwerte (Flughöhe & -weite, Drehgeschwindigkeit) für das sichere Gelingen von verschiedenen Pferdsprüngen abgeleitet (Brehmer & Naundorf, 2014; Farana, Uchytíl, Zahradník, & Jandacka, 2015). 3D-Video-Analysen gelten als Goldstandard für die Bestimmung von kinetischen und kinematischen Parametern bei Bewegungen. Sie sind jedoch teuer, sehr zeitintensiv und benötigen viel spezifisches Wissen für die Aufnahme, Verarbeitung und Auswertung der Daten. Deshalb ist es bisher kaum möglich, 3D-Videoanalysen zu leistungsdiagnostischen Zwecken regelmässig im Training einzusetzen.

Im täglichen Training von technisch-kompositorischen Sportarten werden deshalb Videos meistens mit herkömmlichen Smartphones und Tablets aufgenommen und fast ausschliesslich nur für qualitative Analysen der Bewegung verwendet. Dank anwenderfreundlichen Applikationen und der hohen Qualität der Videos (hohe Aufnahmefrequenz und Auflösung) ist es heute aber auch denkbar, quantitative Videoanalysen aus 2D-Videos während dem Training zu erstellen. Bisher ist jedoch unklar, wie genau kinematische Parameter von komplexen sportlichen Bewegungen mit 2D-Videoanalysen erfasst werden können.

Deshalb ist das Ziel dieser Studie, die Hauptgütekriterien (Validität, Reliabilität und Objektivität) einer 2D-Videoanalysemethode zur Ermittlung von Flughöhe und –weite am Pferdsprung im Kunstturnen zu bestimmen.

Methode

Zur Bestimmung der Hauptgütekriterien wurden 38 Wettkampfsprünge mit unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden von 28 Athleten/innen der Schweizerischen Nationalkader gleichzeitig mittels 3D- (Vicon Motion Systems, Denver, USA; Aufnahmefrequenz: 200 Hz) und 2D-Video (iPad Pro 9,7", Apple Corporation, Cupertino, USA; Aufnahmefrequenz: 100 Hz), aufgezeichnet (Stativhöhe: 1.55 m; Entfernung: 10 m seitlich vom Sprungtisch).

Das Messvolumen der vierzehn 3D-Kameras (Vicon Vantage, Vicon Motion Systems, Denver, USA) wurde auf 11m x 3m x 5m (Länge x Breite x Höhe) festgelegt. Zudem wurden 43 reflektierende Marker (Ø 14 mm) an definierten Gelenkspunkten der Athleten aufgeklebt (Vicon Plug-in Gait Modell) (Vicon, 2010), welche während des Pferdsprunges durch die Kameras erfasst wurden. Die Rohdaten der Markerpositionen wurden geglättet (Woltring Filter). Die maximale Flughöhe (maximale Höhe des Körperschwerpunkt senkrecht über Boden während der zweiten Flugphase) und die Flugweite (Abstand Fussknöchel zum Ende des Sprungtisches bei erstem Fusskontakt während der Landung) mit der Software Vicon Nexus (Vicon Motion Systems, Denver, USA) berechnet.

Die maximale Flughöhe und –weite wurde zudem mittels 2D-Videoanalyse (Dartfish, Dartfish SA, Fribourg, CH) zwei Mal durch einen unerfahrenen Auswerter (2D₁; 2D₂) und einmal durch einen Experten (2D_E) bestimmt. Der Messbereich im 2D-Video wurde vorgängig mittels Definition einer Referenzhöhe und –weite (Messstab: Länge 2.78m) in der Software kalibriert. Die maximale Flughöhe und –weite wurde analog der 3D-Analyse vorgenommen. Im höchsten Punkt der zweiten Flugphase wurde der Abstand des Körperschwerpunktes (manuell bestimmt) zum Boden und bei der Landung die Distanz des Fussknöchels zum Sprungtisch mit der in der Software integrierten Messfunktion ermittelt. Die Stabilität der Leistungsmerkmale Flughöhe ($r = 0.97$; CV%

= 1.59%) und Flugweite ($r = 0.88$; $CV\% = 6.50\%$) wurde in einer weiterführenden Untersuchung (Wiederholung von identischen Sprüngen: $n = 49$) als sehr hoch eingestuft.

Die Validität von Flughöhe und -weite (3D vs. $2D_1$) wurde nach Bland and Altman (1986) und Reliabilität ($2D_1$ vs. $2D_2$) und Objektivität ($2D_1$ vs. $2D_E$) nach Hopkins (2000) bestimmt.

Ergebnisse

Die Ermittlung der Flughöhe mittels 2D-Videoanalyse ist valider (CV%), als die Bestimmung der Flugweite. Trotzdem konnte kein Zusammenhang zwischen der Differenz und dem Mittelwert der Flughöhe ($r = 0.20$) / -weite ($r = 0.02$) festgestellt werden (Abbildung 1). Ausserdem wurden keine systematischen und nur kleine zufällige Abweichungen gefunden (Reliabilität und Objektivität) (Tabelle 1).

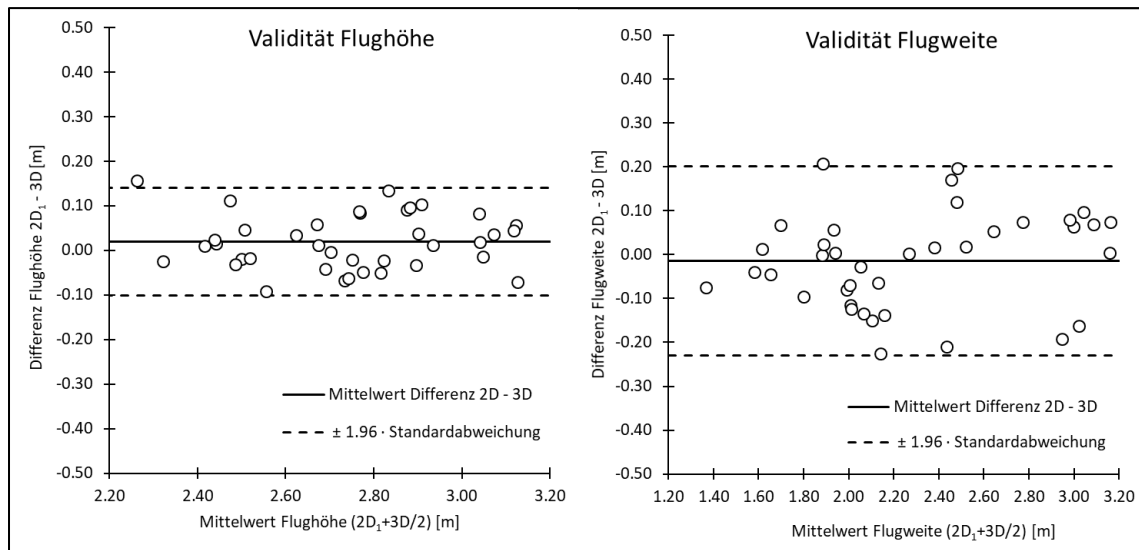


Abbildung 1: Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung der Unterschiede zwischen der 3D- (Vicon) und der 2D-Videoanalysemethode (Dartfish) zur Bestimmung der maximalen Flughöhe und -weite am Pferdsprung im Kunstturnen.

Tabelle 1: Vergleich der 3D- (Vicon) und 2D-Messungen (Dartfish; $2D_{1/2}$: unerfahrener Auswerter; $2D_E$: Auswertung Experte) der maximalen Flughöhe und -weite am Pferdsprung zur Bestimmung der Hauptgütekriterien der 2D-Videoanalysemethode (Mw $\pm$ SD: Mittelwert und Standardabweichung; r : Pearson-Korrelationskoeffizient; CV%: relativer Variationskoeffizient; TE: Typical Error; p : T-Test;).

		n	Flughöhe					Flugweite				
			Mw $\pm$ SD (m)	r	CV%	TE (cm)	p	Mw $\pm$ SD (m)	r	CV%	TE (cm)	p
Validität	3D	38	2.73 ± 0.24	0.97	2.24%	6.16	0.06	2.29 ± 0.49	0.98	4.64%	10.59	0.43
	$2D_1$		2.75 ± 0.24					2.28 ± 0.51				
Reliabilität	$2D_1$	38	2.75 ± 0.24	0.99	0.44%	1.21	0.81	2.28 ± 0.51	> 0.99	0.87%	1.98	0.14
	$2D_2$		2.75 ± 0.24					2.27 ± 0.51				
Objektivität	$2D_1$	38	2.75 ± 0.24	0.99	0.51%	1.40	0.55	2.28 ± 0.51	> 0.99	0.72%	1.63	0.44
	$2D_E$		2.75 ± 0.24					2.27 ± 0.52				

Diskussion

Die Resultate zeigen, dass die Bestimmung der Sprunghöhe und -weite am Pferdsprung per 2D-Videoanalyse (Dartfish) valide, reliabel und objektiv ist. Eine quantitative 2D-Videoanalyse ist somit nicht nur valide, um die Flugzeit von einfachen Vertikalsprüngen zu bestimmen (Balsalobre-Fernandez, Tejero-Gonzalez, del Campo-Vecino, & Bavaresco, 2014) sondern auch die Flughöhe und –weite von komplexen sportlichen Bewegungen können auf wenige Zentimeter genau ermittelt werden (Flughöhe: 6.16cm; Flugweite: 10.59cm). Der leichte Unterschied in der Genauigkeit der Bestimmung von Flughöhe und –weite könnte daran liegen, dass sich der Messstab für die Referenzmessung im 2D-Video in horizontaler Lage leicht gekrümmt hat und deswegen die Referenzmessung ungenauer war. Zudem war die Streuung der erreichten Flugweiten deutlich grösser als diejenige der Flughöhen. Der Einfluss der Verzerrung des 2D-Videobildes könnte deswegen bei der Flugweite mehr zur Geltung kommen. So wurden bei den kürzeren Flugphasen (< Mittelwert) zwei Drittel aller Sprünge in der Weite durch die 2D-Analyse unterschätzt und bei den längeren Sprüngen (> Mittelwert) drei Viertel aller Flugweiten überschätzt (jedoch kein systematischer Fehler: $r = 0.20$). Um dies zu vermeiden, müsste eine Referenzlänge am Anfang und eine am Schluss der Landezone erfasst werden, damit je nach Distanz der Landung die entsprechende Referenzmessung zur Bestimmung der Flugweite verwendet werden könnte.

Die sehr geringen Abweichungen zwischen den verschiedenen Messungen zur Bestimmung von Reliabilität und Objektivität zeigen, dass die Flughöhe und –weite unabhängig vom Auswerter (und dessen Erfahrung mit biomechanischen Analysen), exakt bestimmt werden können. Kleine Messunterschiede sind hierbei wohl eher auf die leicht unterschiedliche Bestimmung des Körperschwerpunktes / Fussknöchels und der Distanz zu den Nullpunkten zurückzuführen, als auf unterschiedliche Messzeitpunkte. Die richtige Bestimmung des Körperschwerpunktes ist somit eine zentrale Voraussetzung für die Anwendung dieser 2D-Messmethode.

Diese Studie hat gezeigt, dass komplizierte 3D-Videoanalysen zur Bestimmung von Flughöhe und –weite am Pferdsprung im Kunstturnen durch eine einfache 2D-Messung ersetzt werden können. Ausserdem ist die angewandte 2D-Methode kostengünstig, schnell erstellt und es werden nur wenig biomechanische Kenntnisse vorausgesetzt (Körperschwerpunkt muss korrekt bestimmt werden können). Die Genauigkeit und Einfachheit dieser Messmethode legitimiert somit deren Anwendung im wissenschaftlichen Kontext sowie im täglichen Training (durch Trainer und Athleten) zur Bestimmung von Flughöhe und –weite von komplexen sportlichen Bewegungen.

Literatur

1. Balsalobre-Fernandez, C., Tejero-Gonzalez, C. M., del Campo-Vecino, J., & Bavaresco, N. (2014). The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps. *J Strength Cond Res*, 28(2), 528-533. doi:10.1519/JSC.0b013e318299a52e
2. Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
3. Brehmer, S., & Naundorf, F. (2014). *Key parameters of the 2nd flight phase of the Tsukahara with salto backward piked*. Paper presented at the 32nd International Conference of Biomechanics in Sports, Johnson City, TN, USA.
4. Farana, R., Uchytel, J., Zahradnik, D., & Jandacka, D. (2015). The "Akopian" vault performed by elite male gymnasts: Which biomechanical variables are related to a judge's score? *Acta Gymnica*, 45(1), 33-40. doi:10.5507/ag.2015.005
5. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30, 1-15.
6. Vicon. (2010). Vicon Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes Revision 2.0. Retrieved from <https://www.vicon.com/downloads/documentation/plugin-gait-product-guide>

Einfluss einer Schlagfrequenzvariation auf die Rumpfposition in der Umsetzphase auf dem Kajakergometer

¹Claudia Jahn, ¹Maren Witt

Email: claudia.jahn@uni-leipzig.de

Einführung

Im Kanurennsport liegen bisher nur wenige Untersuchungen der Bewegungstechnik unter Einbeziehung kinetischer Messdaten vor (Brown, Lauder, Dyson, 2010, Gomes et al., 2015). Demzufolge existieren wenig Aussagen über die energetischen Anforderungen für Teilkörperbewegungen. Ausgehend von der vorrangigen Betrachtung der Armbewegung wird in der neueren Literatur auf die Bedeutung von Rumpf und Beinen für den Antrieb hingewiesen (Begon, Colloud, Sardain, 2010, Bjerkefors et al., 2018, Nilsson, Rosdahl, 2016). Ein leistungsbestimmendes Element bei der Vergrößerung der Bootsgeschwindigkeit ist die Frequenzerhöhung. Diese führt regelmäßig zur zeitlichen Verkürzung der Umsetzphase zwischen zwei Paddelschlägen (Antriebspause). Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, die Veränderung der Bewegungsausführung und der energetischen Anforderungen in dieser Bewegungsphase zu quantifizieren.

Methode

Die Untersuchungen fanden am weiterentwickelten Kanuergometer des IAT Leipzig (Jahn, C., Witt, M., Englert, M., 2016) mit einer dreidimensionalen Kraftmessung am Sitz, einer eindimensionalen Kraftmessung am Paddel und den beiden Stembrettern statt. Die kinematischen Daten wurden mit Hilfe eines markerbasierten Bewegungsanalysesystems erfasst (Advanced Realtime Tracking, 60Hz). Die Schlagfrequenzen wurden zwischen 60 und 160 Schlägen/min. variiert. An der Untersuchung nahmen 7 international erfolgreiche, männliche Kanuten teil. Die Datenauswertung fand mit Mittelwertszyklen (aus 6 Einzelzyklen nach Erreichen der vorgegebenen Zielschlagfrequenz) pro Person und Schlagfrequenz statt, es wurden nur linke Schläge berücksichtigt. Die Umsetzphase U wurde definiert über eine Kraftschwelle von 30 N definiert (u1: die Paddelkraft unterschreitet den Schwellwert; u2: Paddelkraft überschreitet den Schwellwert). Für die gesamte Bewegungsphase wurde die mittlere Kraft bestimmt, dabei werden Druckkräfte als positive und Zugkräfte als negative Werte dargestellt. Die Daten sind nicht normalverteilt, deshalb fand die Unterschiedsprüfung mit dem Wilcoxon-Test statt.

Ergebnisse

Bei einer Erhöhung der Schlagfrequenz (SF) von 60 auf 160 Schl./min. erhöhen sich in der Umsetzphase die Kräfte am Sitz in medio-lateraler Richtung nach rechts (+) signifikant (U: SF60 Mdn = 2,5 N, SF160 Mdn = 174,4 N, Z = -2,20, p = 0,028, r = -0,61). Dies kann entweder durch Systemkräfte in Rumpf und Armen oder in der unteren Extremität erklärt werden.

Dabei bleibt die Position des Beckens über die Bewegungsvariation unverändert. Die Sportler zeigen in der linken Schulter eine teilweise signifikante räumliche Verschiebung nach links bei der maximalen Schlagfrequenz gegenüber 60 Schl./min (u1: SF60 Mdn = 0,27 m, SF160 Mdn = 0,22 m, Z = -1,52, p = 0,13, r = -0,41) und in der rechten Schulter (u1: SF60 Mdn = 0,54 m, SF160 Mdn = 0,53 m, Z = -1,86, p = 0,063, r = -0,50 ; u2: SF60 Mdn = 0,54 m, SF160 Mdn = 0,52 m, Z = -2,21, p = 0,027, r = -0,59; Abb. 1).

In der Umsetzphase der linken Hand kommt es bei SF 60 zu einer Zugbewegung an beiden Beinen (mittlere Kräfte U: Mdn links = -25,9 N, Mdn rechts = -30 N).

Bei SF160 erhöht sich die mittlere Kraft am linken Stembrett auf -210,9N (Z = -2,20, p = 0,028, r = -0,61), am rechten Stembrett auf 52,7 N, (Z = -2,20, p = 0,028, r = -0,61). Dabei wechselt die Krafrichtung am rechten Stembrett in der Umsetzphase.

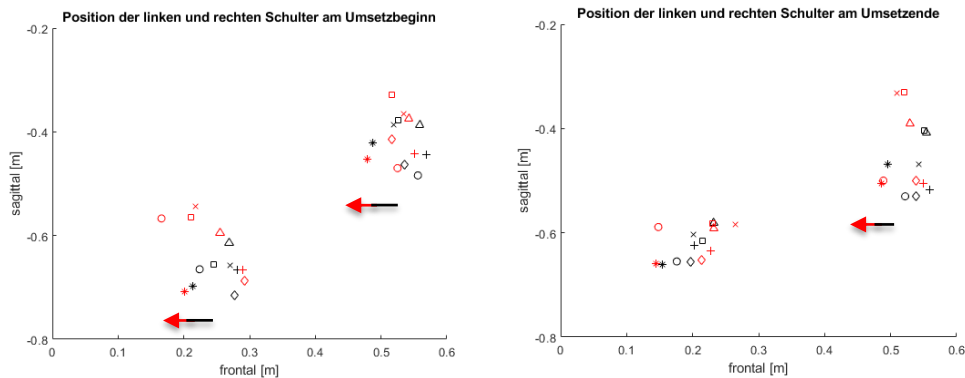


Abb. 1 Schulterposition in der Transversalebene für 7 Sportler (verschiedene Symbole) während der Umsetzphase, schwarz...SF 60, rot...SF 160

Diskussion

Die Untersuchung fand auf dem Ergometer statt, hier bleiben Querkräfte ohne Folgen für die Stabilität. Dagegen führt das Einleiten von Querkräften auf dem Wasser zu Kippbewegungen des Kajaks, was für die Systemstabilität sehr ungünstig ist. Das betrifft besonders die Umsetzphase. Da das Paddel ausschließlich in der Luft bewegt wird, kann der Kippbewegung des Kajaks durch das Paddel nicht entgegengewirkt werden. Die unveränderte Position der Hüfte kann diesen Kraftanstieg nicht erklären, spricht aber für einen stabilen Rumpf der Athleten.

An der Schulter führt die laterale Verschiebung nach links zu einem Moment auf den Sitz, welches die nach rechts wirkenden Kräfte auf den Sitz teilweise erklärt.

Die kinematischen Befunde zeigen, dass unter Zeitdruck in der Umsetzphase das Paddel bezogen auf die Rumpfbewegung früher mit der Antriebsphase beginnt. Gleichzeitig entstehen größere Querkräfte im Boot. Die größere Verspannung zwischen Rumpf und Boot entsteht durch die gezeigte Richtungsänderung der Krafteinleitung am Stemmbrett mit dem Ziel, das Widerlager am Paddel zu erhöhen, allerdings zu Lasten der Systemstabilität. Ob die veränderte Rumpfposition zum Zeitpunkt des Paddel Einsatzes ein Vor- oder Nachteil für die Antriebsbewegung ist, muss in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Literatur

12. Begon, M.; Colloud, F.; Sardain, P. (2010): Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis. In: Multibody Syst Dyn 23 (4), S. 387–400.
13. Bjerkefors, A.; Tarassova, O.; Rosen, J. S.; Zakaria, P.; Arndt, A. (2018): Three-dimensional kinematic analysis and power output of elite flat-water kayakers. In: Sports Biomechanics 17 (3), S. 414–427.
14. Brown, M. B.; Lauder, M.; Dyson, R. (2010): Activation and contribution of trunk and leg musculature to force production during on-water sprint kayak performance. Proceedings of the XXVIII International Conference on Biomechanics in Sports.
15. Gomes, B.; Ramos, N.; Conceicao, F.; Sanders, R.; Vaz, M.; Vilas-Boas, J. P. (2015): Paddling Force Profiles at Different Stroke Rates in Elite Sprint Kayaking. In: Journal of Applied Biomechanics 31, S. 258–263.
16. Jahn, C., Witt, M., Englert, M. (2016) Komplexe Kraftmessung am Kajakergerometer. In: Technologien im Leistungssport. Schriftenreihe Angewandte Trainingswissenschaft, Bd. 4, S. 147-151
17. Nilsson, J.; Rosdahl, H. (2016): Contribution of Leg-Muscle Forces to Paddle Force and Kayak Speed During Maximal-Effort Flat-Water Paddling. In: International Journal of Sports Physiology and Performance 11, S. 22–27.

Session 2: Biomechanik in Anwendung

Akute Effekte von lokalen Vibrationen auf kontraktile Eigenschaften und die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit

Olaf Prieske, Fridolin Zinke, Arnd Gebel, Urs Granacher

Universität Potsdam, Potsdam, Deutschland

Email: prieske@uni-potsdam.de

Einführung

Es ist bekannt, dass Vibrationsreize appliziert auf das neuromuskuläre System akut zu erhöhten Muskelaktivitäten aufgrund von vibrationsinduzierten Dehnungsreflexen führen (Abercromby et al., 2007; Pollock, Woledge, Martin & Di Newham, 2012). Darüber hinaus wurden auch gezeigt, dass akute Leistungssteigerungen nach kurzen, lokal applizierten Vibrationen im Vergleich zu einer passiven Kontrollbedingung bei trainierten Erwachsenen möglich sind (Cochrane, 2016). Tatsächlich ist die Leistung eines Skelettmuskels abhängig von seiner Voraktivierung. Verschiedene Aktivitäten wie maximale willkürliche Muskelaktionen haben einen Einfluss auf die kontraktile Eigenschaften des Muskels und/oder die Leistungsfähigkeit (Tillin & Bishop, 2009). Die akuten Effekte von kurzen, lokal applizierten Vibrationen auf die Leistungsfähigkeit und deren zugrunde liegenden Mechanismen von Nachwuchsathletinnen wurden bislang nicht untersucht. Das Ziel der vorliegenden Studie war es somit, die akuten Auswirkungen von kurzen, lokal applizierten Vibrationen auf die muskuläre Leistungsfähigkeit (z. B. Maximal- und Explosivkraft) und deren zugrunde liegenden Mechanismen (d. h. kontraktile Eigenschaften, neuromuskuläre Aktivität) von Nachwuchsathletinnen zu untersuchen. Es wurde angenommen, dass die kontraktile Eigenschaften und die neuromuskuläre Aktivität und somit infolge auch die Leistungsfähigkeit unmittelbar nach den Vibrationen gesteigert werden kann.

Methode

Es wurde eine Studie im randomisierten Cross-over-Design mit elf Nachwuchsfußballerinnen (Alter: 15.6 ± 0.5 Jahre; Größe: 164.4 ± 6.0 cm; Masse: 56.8 ± 5.8 kg) aus der deutschen U17-Bundesliga durchgeführt. In randomisierter Reihenfolge wurden die Studienteilnehmerinnen kurzen (30 s), langen (300 s) oder keinen Vibrationen (passive Kontrolle) der Achillessehne ausgesetzt (Abb. 1). Vor (Prä-Test) und unmittelbar nach den einzelnen Aktivitäten wurden die willkürliche isometrische Maximal- und Explosivkraft am Isokineten gemessen. Darüber hinaus wurden zur Erfassung der kontraktile Eigenschaften und der neuromuskulären Aktivität die elektrisch evozierte Maximal- und Explosivkraft sowie willkürliche Aktivierung mittels elektrischer Muskelstimulation und die Muskelaktivität (M. vastus medialis und lateralis, M. soleus, M. tibialis anterior) elektromyografisch erhoben.

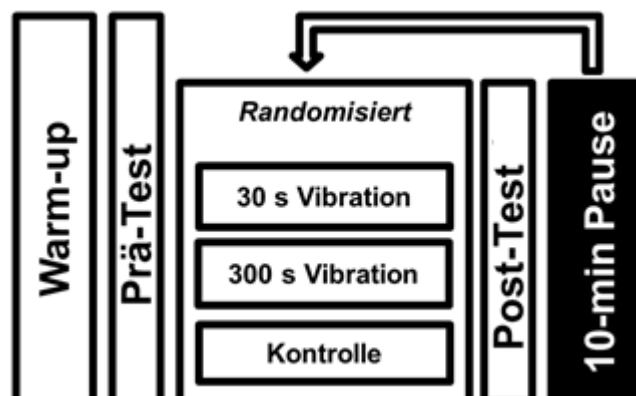


Abb. 1: Versuchsablauf.

Ergebnisse

Statistisch signifikante und große Effekte der Bedingung wurden für die willkürliche Maximalkraft gefunden ($p = 0,043$; $d = 1,5$). Post-hoc Analysen zeigten signifikant geringere Maximalkraftwerte nach V30 ($p = 0,011$; $d = 0,7$) und V300 ($p = 0,012$; $d = 0,5$) im Vergleich zum Prä-Test. Weiterhin wurde ein Trend zur statistischen Signifikanz mit großer Effektstärke bei der willkürlichen Aktivierung gefunden ($p = 0,065$; $d = 1,3$). Für die willkürliche und elektrisch evozierte Explosivkraft sowie für die Muskelaktivität aller gemessenen Muskeln gab es keine statistisch signifikanten Effekte der Bedingung.

Tabelle 1. Willkürliche und elektrisch evozierte Maximal- und Explosivkraft sowie willkürliche Aktivierung vor und nach lokal applizierten Vibrationen über, 30 s (V30), 300 s (V300) und einer passiven Kontrollbedingung.

	Prä-Test	Kontrolle	V30	V300	Haupteffekt p -Wert (d)
Willkürliche					
Maximalkraft	125,0 ± 14,8	118,7 ± 12,6	114,0 ± 15,7	117,3 ± 14,6	0,043 (1,5)
[Nm]					
Willkürliche					
Explosivkraft	1067 ± 59	1078 ± 75	1053 ± 84	1024 ± 81	0,219 (0,8)
[Nm/s]					
Elektrisch evozierte					
Maximalkraft [Nm]	21,9 ± 2,7	20,7 ± 3,1	20,0 ± 3,1	20,2 ± 3,1	0,065 (1,5)
Elektrisch evozierte					
Explosivkraft [Nm/s]	1215 ± 137	1315 ± 142	1272 ± 105	1241 ± 132	0,227 (0,8)
Willkürliche					
Aktivierung	94,6 ± 3,2	93,5 ± 5,3	92,0 ± 6,4	91,0 ± 7,0	0,065 (1,3)
[%]					

d : Effektgröße (Cohen's d); Werte sind als Mittelwert ± Standardabweichung angegeben.

Diskussion

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass kurze (30-300 s) und lokal applizierte Vibrationen der Achillessehne die willkürliche Maximalkraft der Plantarflexoren bei Nachwuchsfußballerinnen verringert. Akute, vibrationsinduzierte Leistungseinbußen scheinen eher auf beeinträchtigte kontraktile Eigenschaften (elektrisch evozierte Maximalkraft) als auf reduzierte neuromuskuläre Aktivitäten zurückzuführen zu sein. Weitere Studien insbesondere zum zeitlichen Verlauf der vibrationsinduzierten Leistungsveränderungen sind angezeigt.

Literaturverzeichnis

Abercromby, A. F. J., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R. & Paloski, W. H. (2007). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (9), 1642-1650. doi:10.1249/mss.0b013e318093f551

Cochrane, D. J. (2016). The acute effect of direct vibration on muscular power performance in master athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 37 (2), 144-148. doi:10.1055/s-0035-1564104

Pollock, R. D., Woledge, R. C., Martin, F. C. & Di Newham, J. (2012). Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *Journal of Applied Physiology*, 112 (3), 388-395.
doi:10.1152/jappphysiol.01223.2010

Tillin, N. A. & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Medicine*, 39 (2), 147-166.

Triceps surae muscle-tendon unit properties in preadolescent children: Effects of athletic training

Nikolaos Pentidis^{1,2}, Falk Mersmann^{1,2}, Sebastian Bohm^{1,2}, Erasmia Giannakou³, Nickos Aggelousis³, Adamantios Arampatzis^{1,2}

¹ Department of Training and Movement Sciences, Humboldt-Universität zu Berlin, Germany

² Berlin School of Movement Sciences, Humboldt-Universität zu Berlin, Germany

³ Department of Physical Education and Sports Science, Democritus University of Thrace, Greece

Email: pentidin@hu-berlin.de

Introduction

Imbalances within the muscle-tendon units affect the tendon safety factor (i.e. ratio of tendon ultimate strain to functional operating tendon strain¹), because the ultimate strain of tendons cannot be significantly changed.² Individuals with higher muscle strength commonly increase the margin of tolerated mechanical loading by means of greater stiffness of their tendons.³ A higher tendon stiffness will allow less tendon strain at a given tendon force, which may result in less damage, because the strain is the primary mechanical parameter governing tendon damage accumulation for both static and cyclic loading.⁴ However, the types of loading that trigger adaptation and the time course of adaptive changes are different between muscles and tendons, and therefore periods of imbalances in muscle and tendon properties can occur during training.⁵ In adolescent athletes, it has been shown that this results in a higher mechanical demand for the tendon compared to non-athlete controls.⁶ Yet, to our knowledge, no study has investigated the effect of athletic training on muscle and tendon properties in preadolescent children.

The main objective of the current study was to investigate Achilles tendon stiffness, plantar flexor muscle strength and vertical jumping performance in preadolescent athletes and non-athletes to identify the effects of systematic athletic training. We hypothesized higher muscle strength, tendon stiffness and jumping performance in athletes compared to non-athlete controls. Further, we expected greater imbalances between muscle strength and tendon stiffness in athletes, resulting in a higher Achilles tendon demand during maximum plantar flexion contractions.

Methods

Twenty-one preadolescent artistic gymnastic athletes (A: 9.2 ± 1.6 years) and a group of eleven similar-aged untrained participants (C: 9.0 ± 1.7 years) performed maximum isometric contractions on a dynamometer for the assessment of the plantar flexor muscle strength and Achilles tendon stiffness. Ankle joint moments were calculated using an inverse dynamics approach and an electromyography-based estimation of the antagonistic contribution.⁷ The vertical ground reaction forces (GRF) during squat (SJ) and counter movement jumps (CMJ) were measured with a force plate capturing at 1000 Hz to assess jumping height and mechanical power applied to the center of mass. Finally, we documented the training of the included athletes in the last six months before the measurements in order to quantify their training intensity and training volume.

Results

The participating athletes completed a training program of about 20 hours per week (6 days per week) with almost 5 hours of specific muscle strength and jumping training. The majority of the athletes was in Tanner stage

I, most non-athletes in stage II (Table 1). Preadolescent athletes generated significantly greater plantar flexion moments (normalized to body mass) compared to controls (A: 1.75 ± 0.32 Nm/kg, C: 1.31 ± 0.33 Nm/kg; $p = 0.001$). We found significantly greater jump height in athletes in both jumps (A: 21.2 ± 3.62 cm, C: 14.9 ± 2.32 cm; $p < 0.001$ in SJ and A: 23.4 ± 4.1 cm, C: 16.4 ± 4.1 cm; $p < 0.001$ in CMJ) and mean mechanical power during the propulsion phase (A: 16.07 ± 1.98 Watt/kg, C: 12.93 ± 3.22 Watt/kg; $p = 0.002$ for the SJ, and A: 22.16 ± 2.83 Watt/kg, C: 18.55 ± 3.24 Watt/kg; $p = 0.006$ for the CMJ). Achilles tendon stiffness did not show any statistically significant differences between the two groups (A: 116.3 ± 32.5 N/mm, C: 106.4 ± 32.8 N/mm; $p = 0.506$). Examining the individual tendon strain values during the maximum isometric contractions, it is notable that athletes were more likely to reach strain magnitudes close to or higher than 8.5% strain compared to controls (frequency of A: 24% and C: 9%), which might be predicting imbalances within the muscle-tendon unit (Figure 1).

TABLE 1: Anthropometric data and Tanner Scale of the preadolescent athletes and non-athletes.

Parameter	Athletes (n = 21)	Non-athletes (n = 11)
Age [years]	9.2 ± 1.6	9.0 ± 1.7
Height [cm]	131.1 ± 8.0	134.6 ± 11.7
Body Mass [kg]	28.9 ± 6.4	31.1 ± 9.0
Tibia length [cm]	28.7 ± 2.2	29.4 ± 2.7
BMI [kg/m^2]	16.6 ± 2.0	16.9 ± 3.0
Percentage in Tanner Stage I	66.6%	45.5%
Percentage in Tanner Stage II	33.4%	54.5%

Values are means $\pm$ standard deviation. BMI: Body mass index. No significant differences between groups in anthropometric data. Values for Tanner Scale are in percentage of the total participants in each group.

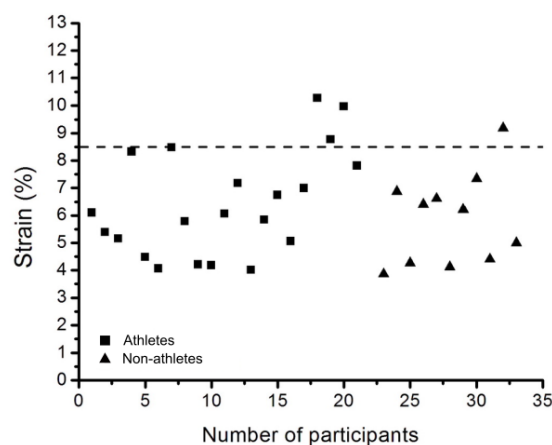


FIGURE 1: Individual Achilles tendon strain values during maximal isometric contractions in preadolescent athletes and non-athletes.

Discussion

From different studies in the previous years⁸⁻¹¹ it is well accepted that, even in childhood physical exercise (e.g. resistance training, plyometric training) can increase muscle strength. There are studies^{12,13} and reviews¹⁴ which reported increases in muscle strength up to 40% after eight weeks of plyometric, balance and resistance training

in pre-pubertal children. Therefore, our findings of greater normalized ankle plantar flexor strength in athletes compared to non-athletes were not surprising. Surprisingly, however, the maximum absolute ankle joint moments did not differ between athletes and non-athletes. One possible explanation can be the higher state of maturity of the control group according to the Tanner stage assessment. Achilles tendon stiffness did not differ between the two groups despite the fact that the exercise loading due to the training was essentially higher in athletes. Considering that the force applied to the tendon during the maximum isometric contractions was also not different, the resulting maximum tendon strain shows in average more or less similar values between athletes and non-athletes. However, looking at the individual strain values during the maximum isometric contractions, it is notable that more athletes reached high strain magnitudes indicating a high mechanical demand for the tendon. The potential contribution of mechanical demand to the increasing risk of tendon overuse, call for the implementation of specific exercises in preadolescent athletes that contribute to increase of tendon stiffness and support a balanced adaptation within the muscle-tendon unit.

References

1. Ker, R. F., Alexander, R. M. & Bennett, M. B. Why are mammalian tendons so thick? *J. Zool.* **216**, 309–324 (1988).
2. LaCroix, A. S., Duenwald-Kuehl, S. E., Lakes, R. S. & Vanderby, R. Relationship between tendon stiffness and failure: a metaanalysis. *J. Appl. Physiol.* **115**, 43–51 (2013).
3. Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G. & Stafilidis, S. Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J. Biomech.* **40**, 1946–1952 (2007).
4. Wren, T. A. L., Lindsey, D. P., Beaupré, G. S. & Carter, D. R. Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. *Ann. Biomed. Eng.* **31**, 710–717 (2003).
5. Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Marzilger, R. & Arampatzis, A. Athletic training affects the uniformity of muscle and tendon adaptation during adolescence. *J. Appl. Physiol.* **121**, 893–899 (2016).
6. Mersmann, F., Charcharis, G., Bohm, S. & Arampatzis, A. Muscle and Tendon Adaptation in Adolescence: Elite Volleyball Athletes Compared to Untrained Boys and Girls. *Front. Physiol.* **8**, (2017).
7. Arampatzis, A. *et al.* Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *J. Biomech.* **38**, 885–892 (2005).
8. Falk B.; Eliakim A. Resistance training, skeletal muscle and growth. *Pediatr. Endocrinol. Rev* **2**, 120–127 (2003).
9. Matos, N. & Winsley, R. J. Trainability of young athletes and overtraining. *J. Sport. Sci. Med.* **6**, 353–367 (2007).
10. Granacher, U. *et al.* Effects and Mechanisms of Strength Training in Children. *Int. J. Sports Med.* **32**, 357–364 (2011).
11. Legerlotz, K., Marzilger, R., Bohm, S. & Arampatzis, A. Physiological Adaptations following Resistance Training in Youth Athletes—A Narrative Review. *Pediatr. Exerc. Sci.* **28**, 501–520 (2016).
12. Chaouachi, A., Othman, A. B. E. N., Hammami, R., Drinkwater, E. J. & Behm, D. G. The combination of plyometric and balance training improves sprint and shuttle run performances more often than plyometric-only training with children. *J. Strength Cond. Res. (Lippincott Williams Wilkins)* **28**, 401–412 (2014).
13. Faigenbaum, A. D., Westcott, W. L., Loud, R. L. & Long, C. The Effects of Different Resistance Training Protocols on Muscular Strength and Endurance Development in Children. *Pediatrics* **104**, 1–7 (1999).
14. Malina, R. M. Weight training in youth-growth, maturation, and safety: An evidence-based review. *Clin. J. Sport Med.* **16**, 478–487 (2006).

Nutzung der Stiffness als leistungsdiagnostischen Parameter für horizontale Mehrfachsprünge

¹Maren Witt, ²Uwe Wenzel, ¹Christine Janke

¹Universität Leipzig, Germany

²IAT Leipzig, Germany

Email: biomechanik@uni-leipzig.de

Einführung

Im Übergang vom Nachwuchs- zum Hochleistungstraining werden in der Disziplingruppe Sprung der Leichtathletik bei einer Vielzahl von Sportlerinnen und Sportlern relevante Defizite bei den azyklischen reaktiven Schnellkeitsleistungen deutlich. Diese erschweren bzw. verhindern u.a. die kontinuierliche Leistungsentwicklung bis zum Hochleistungsalter. Die Defizite zeigen sich vor allem in der unzureichenden Qualität und/oder Spezifik der realisierten Sprungformen, der Stabilisierung einer von der Zieltechnik abweichenden individuellen Bewegungsausführung bzw. Bewegungsvorstellung und einem daraus resultierenden erhöhten Verletzungsrisiko. Ziel des Projekts war es, das Training im leichtathletischen Sprungbereich verstärkt schnellkeitsorientiert auszurichten und somit die Qualität und Spezifik im Nachwuchstraining zu erhöhen. Es sollten methodische Lösungen erarbeitet und evaluiert werden, wie talentierte Nachwuchssathleten systematisch an einbeinige Absprünge unter den perspektivischen Anforderungen herangeführt und somit der Übergang vom Landes- zum Bundeskaderathleten nachhaltig unterstützt werden kann. In diesem Zusammenhang bestand die Notwendigkeit, ein geeignetes leistungsdiagnostisches Kriterium für die Bewertung der Absprungsqualität zu definieren.

Methode

Es wurde eine 16-wöchige Interventionsstudie im 1. Makrozyklus des Trainingsjahres 2016/17 mit der Trainingsgruppe U16 am Landesstützpunkt Leichtathletik in Chemnitz durchgeführt. Alle Studienteilnehmer aus der Kontrollgruppe (KG, n = 11) und Interventionsgruppe (IG, n = 11) absolvierten das reguläre Leichtathletiktraining, welches aus 5-9 Trainingseinheiten pro Woche bestand. Für die IG wurden pro Woche 1-2 dieser Einheiten für spezifische schnellkeitsorientierte Inhalte mit Orientierung auf Schnelligkeit, Reaktivkraftentwicklung und die technische Ausführung der Trainingselemente genutzt.

Die Sportler absolvierten zu jedem Testtermin (Prä-/Post- und 3 Zwischentests) Mehrfachsprünge (5er Sprunglauf), 60-m-Sprinttests (10-m-Teilzeiten) sowie Sprungkraft (Drop Jump, Counter-Movement-Jump) und Tappingtests. Außerdem wurden anthropometrische Daten erhoben. Das Testprogramm entspricht damit in großen Teilen den Inhalten und Standards des DLV-Talenttest (Wulff, Dreißigacker, Wenzel & Peter 2017).

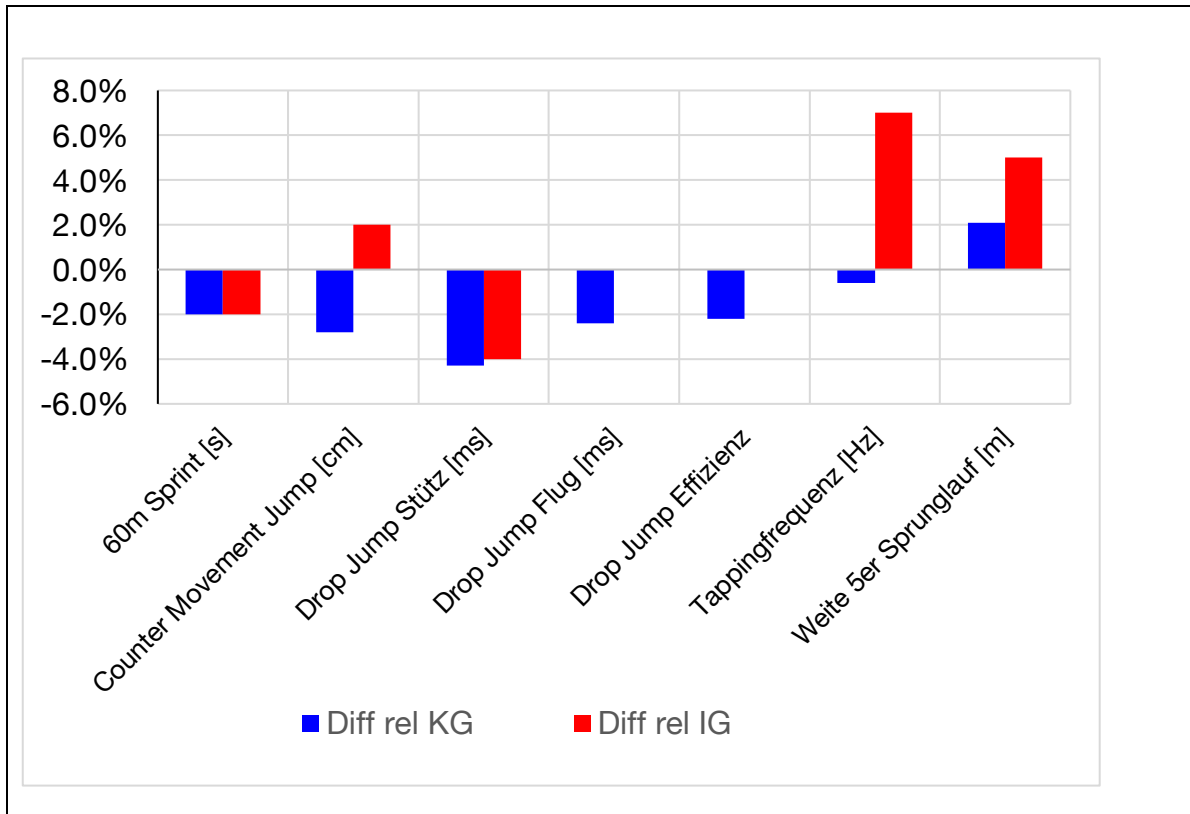
Die Datenerfassung beim 5er-Sprunglauf erfolgte mit Hilfe des Bewegungsanalysesystems von SIMI-Motion (Körperwinkel und Winkelgeschwindigkeiten) und Optojump (Stützzeiten, horizontale Geschwindigkeit und Geschwindigkeitsverlust). Aus den kinematischen Daten wurde die Beinsteifigkeit nach Blum, Lipfert & Seyfahrt (2009) berechnet. Die Datenauswertung erfolgte mittels der Statistik-Software IBM SPSS Statistics 23. Die deskriptive Statistik umfasste Mittelwerte und STABW für die Gesamtgruppe sowie die IG und KG. Für die absoluten und relativen Differenzen der Parameter wurde die Normalverteilung geprüft (Shapiro-Wilk-Test). Als inferenzstatistisches Verfahren kam die zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren Gruppe und Zeit zum Einsatz. Als Maß für die Effektstärke wurde für beide Gruppen Cohens d bestimmt (Carlsen & Smith, 1999; Morris, 2007). Zum Ausschluss der Effekte der Mehrfachtestung erfolgte eine Bonferroni-Korrektur. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0.05$ festgelegt.

Ergebnisse

Eine Übersicht zur Entwicklung der Testdaten von IG und KG im Vergleich Prä-Post-Test gibt Abb. 1. Die zweifaktorielle Varianzanalyse zeigt für den 5er-Sprunglauf einen signifikanten Gruppen- und Zeiteffekt und für die 60-m-Sprintzeit einen signifikanten Zeiteffekt. Der Post-hoc-Test ergibt für die Gesamtgruppe signifikante Gruppenunterschiede im prä-post-Vergleich ($p = .001$), jedoch keine signifikanten Gruppenunterschiede zum

Abschlusstest ($p=.291$). Für die Veränderung der Tappingfrequenz zeigt sich ein großer ($d = 0,91$) und für die Veränderung des 5er-Sprunglaufs ein mittlerer Effekt ($d = 0,62$).

Abb. 1. Relative Veränderungen einzelner Testergebnisse im prä-post-Vergleich



Es ergaben sich trotz Erhöhung der Anlaufgeschwindigkeit keine signifikanten Veränderungen in den kinematischen Parametern des 5er-Sprunglaufs. Der relative Geschwindigkeitsverlust, als Ausdruck eines geschwindigkeitsorientierten Sprungverhaltens, bleibt nur in der IG konstant (0,26 bzw. 0,27 m/s), in der KG vergrößert sich dieser (0,26 bzw. 0,32 m/s). Aus statistischer Sicht kann lediglich von einer Tendenz gesprochen werden, die jedoch aus praktischer Sicht eine hohe Relevanz hätte. Der Parameter der Beinsteifigkeit zeigt nur in der IG eine positive Tendenz ($d_{ppc2} = 0,83$). Als Einflussgröße auf die Beinsteifigkeit konnte neben der Stützzeit und dem Beinaufsatzwinkel auch die Winkeländerung im Kniegelenk (Amortisationswinkel) bestätigt werden (vgl. Tab 1).

Tab. 1. Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen der Änderung der Stiffness und der Änderung weiterer unabhängiger Parameter

Δ Stiffness [kN/m]	n	r (Pearson)	p
Δ Stützzeit 5er SL[ms]	17	.904	.000
Δ Flugzeit 5er SL[ms]	17	.314	.220
Δ Aufsatzwinkel 5er SL [°]	17	.761	.000
Δ Amortisationswinkel 5er SL [°]	17	.613	.009
Δ Sprungweite 5er SL [m]	17	-.316	.216
Δ Stützzeit DJ [ms]	17	-.105	.689
Δ Effizienz DJ	13	-.318	.290
Δ 60-m- Sprintzeit [s]	17	-.042	.874
Δ Tappingfrequenz [Hz]	17	-.033	.899

Diskussion

Es konnte gezeigt werden, dass der Parameter der Beinsteifigkeit auch im Nachwuchstraining als bedeutsamer leistungsdiagnostischer Parameter für Sprungläufe genutzt werden kann. Dies bestätigt Untersuchungen von Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour (2002), Chelly & Denis (2001) und Laffaye, Bardy, & Durey (2005).

Literatur

1. Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L., & Lacour, J. R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sports Med Phys Fitness*, 42(3), 274-281.
2. Blum Y., Lipfert S.W. & Seyfarth A. (2009). Effective leg stiffness in running. *J Biomech.* (42) 14, p. 2400-2405.
3. Carlson, K. D. & Schmidt, F. L. (1999). Impact of experimental design on effect size: Findings from the research literature on training. *Journal of Applied Psychology*, 84, 851–862
4. Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 33(2), 326-333.
5. Laffaye, G., Bardy, B. G., & Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 37(4), 536-543.
6. Morris, S. B. (2008). Estimating Effect Sizes From Pretest-Posttest-Control Group Designs. *organisational research methods*, 11, 364-386.
7. Wulff, J., Dreißigacker, T., Wenzel, U., Peter, J. (2017). Manual DLV-Talenttest für Sprint, Sprung, Mehrkampf, Lauf/Gehen und Wurf/Stoß. Unveröffentlichte Arbeit.

Das Projekt wurde vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft unter dem Kennzeichen ZMVI4-070702/16-17 gefördert.

Gefördert durch:



aufgrund eines Beschlusses
des Deutschen Bundestages

Two training bouts per week do not enhance trunk performance in elite adolescent athletes: a randomized controlled trial

Steffen Mueller¹, Juliane Mueller¹, Josefine Stoll², Frank Mayer²

¹ Professorship for Physiotherapy: Exercise Science and Applied Biomechanics, Department Computer Science – Therapy Sciences, Trier University of Applied Sciences, Trier, Germany

² University Outpatient Clinic, Sports Medicine & Sports Orthopaedics, University of Potsdam, Potsdam, Germany

E-mail: Stef.Mueller@hochschule-trier.de

Introduction

Maximum strength and compensation of sudden loading are regarded as important factors in achieving core stability, performance and preventing back pain^{1,2}. Although the concept of trunk stability is difficult to quantify, it is agreed that strength and sensorimotor control are essential factors for its maintenance by stiffening the lumbar spine sufficiently in various (sudden) loading situations^{1,2}. In efforts to improve trunk stability, intervention in the form of core stability exercises is common. Significantly, alongside the focus on trunk strengthening exercises, additional training methods using neuromuscular or sensorimotor training or combinations thereof have emerged in recent years^{3,4}. The purpose of this study was to evaluate the effect of a six week sensorimotor or resistance training on maximum isokinetic trunk strength and response to sudden dynamic high-intensity trunk loading (STL) in adolescent athletes.

Methods

The study was conducted as a single blind (investigator), 3-armed randomized controlled trial (DRKS Trial Registration No.: DRKS00000776). Twenty-four adolescent athletes (14f; 16±1yrs; 178±10cm; 67±11kg) were randomized into sensorimotor training (SMT;n=10), resistance training (RT;n=7) and control group (CG;n=7). Detailed anthropometric data per group are listed in table 1.

Table 1 Anthropometric data per training group (CG=control group; SMT = sensorimotor training; RT = resistance training)

Group	No. [n]	Gender [m/f]	Age [yrs]	Body weight [kg]	Body size [cm]	Sport discipline [n]	Training hours per week [h]
CG	7	3/4	16 ± 1	68 ± 10	181 ± 11	Triathlon: n=2 Rowing: n=3 Canoeing: n=2	22 ± 11
SMT	10	5/5	16 ± 1	65 ± 10	179 ± 11	Triathlon: n=3 Rowing: n=4 Canoeing: n=3	24 ± 6
RT	7	2/5	16 ± 1	71 ± 13	175 ± 9	Triathlon: n=3 Rowing: n=2 Canoeing: n=2	22 ± 8

In all groups, athletes were instructed to perform standardized, center-based training (at the university's outpatient clinic) for 6 weeks, 2 times per week, with a duration of one hour each session. Training groups consisted of 9 to 12 participants and were instructed by 3 to 4 therapists. Both interventions had matched overall training volumes and started with a 5-min general physical warm-up using different exercises such as jumping jacks. SMT consisted of four different core-specific sensorimotor exercises using instable surfaces. Each type of stabilizing exercise was carried out for 60 s with 4 sets. Rest between the tasks and between sets was standardized to 2 min. The exercise level was adapted on an individual basis every week. RT consisted of four trunk resistance exercises using training machines for lateral flexion and rotation (Extension Bench and Torso Rotation, Cybex International, Inc. USA), as well as an isokinetic dynamometer for flexion and extension (CON-TREX MJ/TP 1000, Physiomed Elektromedizin AG, Germany). All strengthening exercises were executed at moderate velocity for 3 sets of 8 repetitions and an intensity of 85 % of the individual's maximum strength capacity. The rest period between the exercises and sets was 2 min. The intensity (85 %) of the rotation and lateral flexion strengthening exercises was determined by means of the 1-repetition-maximum (1RM) method. Trunk flexion and extension were trained in eccentric mode (30 °/s; ROM: 55 °), and intensity (85 %) was determined using the isokinetic maximum strength test. The intensity was redefined every 2 weeks to ensure an individualized, progressive resistance training (1RM; maximum isokinetic strength test). All participants in the CG received an unspecific heart frequency controlled endurance training (50min at max. heart frequency of 130 HF) on a bicycle or treadmill ergometer (randomized ergometer). For each athlete each training session was documented in an individual training diary with the most important information about each training session (e.g. level of SMT exercise; 1RM for strength exercise, pain). Potential participants were screened and examined by a sports medicine physician to determine eligibility before baseline assessment and randomization. At baseline (M1) and after six weeks of intervention (M2), participants' maximum strength in trunk rotation (ROM: 63°) and flexion/extension (ROM: 55°) was tested on an isokinetic dynamometer (concentric/eccentric 30°/s). Sudden dynamic trunk loading (STL) was assessed in eccentric (30°/s) mode with additional dynamometer-induced perturbation as a marker of core stability⁴. Peak torque [Nm] was calculated as the main outcome. The primary outcome measurements (trunk rotation/ex- tension peak torque: con, ecc, STL) were statistically analyzed by means of the two-factor repeated measures analysis of variance ANOVA ($\alpha = 0.05$) (JMP, SAS Institute®).

Results

Out of 12 possible sessions, athletes participated between 8 and 9 sessions (SMT: 9 ± 3 ; RT: 8 ± 3 ; C: 8 ± 4). Overall, this resulted in 1.4 ± 0.5 sessions per week for all participating athletes (TS per week: SMT: 1.5 ± 0.5 ; RT: 1.3 ± 0.5 ; C: 1.4 ± 0.6).

Regarding main outcome, interventions showed no significant difference for maximum strength in concentric and eccentric testing as well as for perturbation compensation ($p > 0.05$) (Fig. 15).

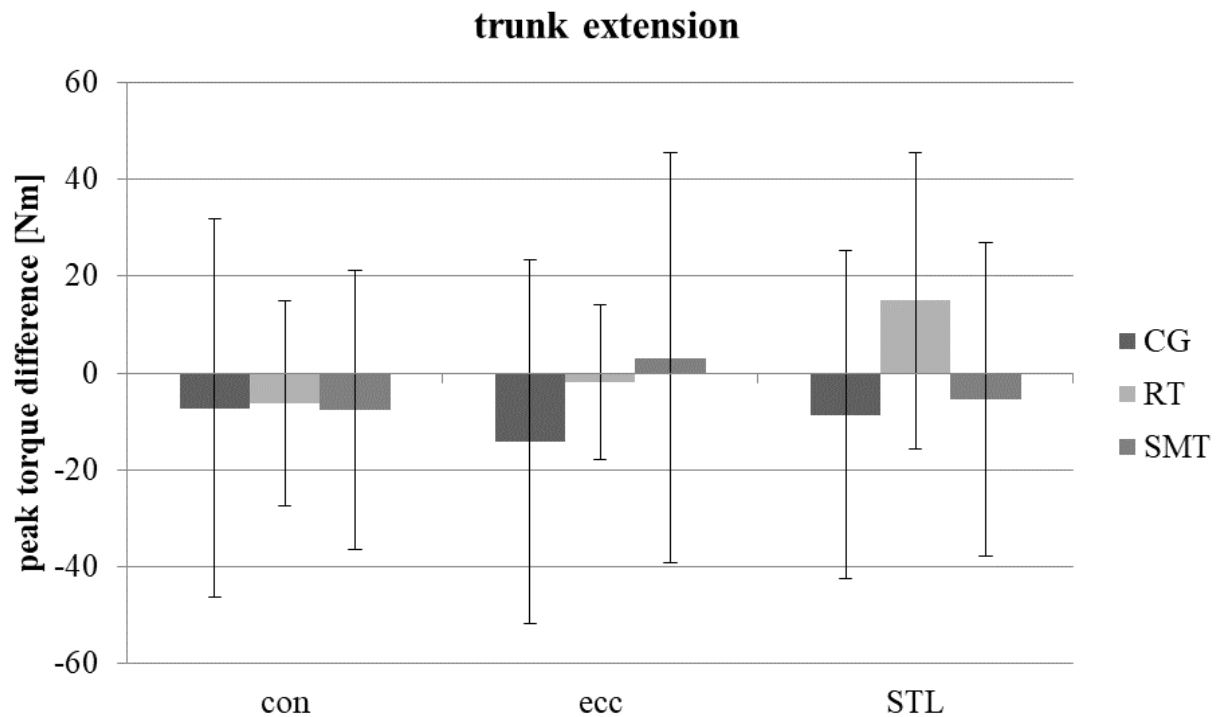


Figure 1: Peak torque change (difference: post-baseline measurement) for CG, RT and SMT groups in trunk extension and concentric (con), eccentric (ecc) and sudden, high-intensity (eccentric perturbation) trunk loading (STL) modes [Nm](mean±SD)

Discussion

The results indicate that two bouts of sensorimotor or resistance training per week, considering the compliance, are not enough to enhance trunk strength or compensation response to sudden, high-intensity trunk loading in already highly trained adolescent athletes, regardless of training regime (SMT/RT).

Keywords: core, training intervention, trunk stability, exercise, perturbation

References

1. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sports Med* 2008; 38: 893–916.
2. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 2006; 36: 189–198.
3. Stuber KJ, Bruno P, Sajko S, Hayden JA. Core stability exercises for low back pain in athletes: A systematic review of the literature. *Clin J Sport Med* 2014; 24: 448–456.
4. Mueller S, Engel T, Mueller J, Stoll J, Baur H, Mayer F. Effects of sensorimotor and strength training on trunk response to sudden dynamic loading: a randomized controlled trial. *Int J Sports Med* 2018; 38: 555-563.

Funding: The present study was initiated and funded by the German Federal Institute of Sport Science. (Granted number: BISP IIA 1-080126/09-13).

The effect of priming exercise on muscular fatigue after an all-out protocol

¹Korbinian Ksoll, ¹Fabian Stöcker

¹Technical University of Munich, Biomechanics in Sports

E-Mail: korbinian.ksoll@tum.de

Introduction

Prior exercise, also known as “priming”, is suspected to affect the cardiovascular as well as muscular system (Jones, Koppo, & Burnley, 2003; Layec et al., 2009; Poole, Barstow, McDonough, & Jones, 2008). Many previous studies investigated metabolic processes that are affected by priming. But only a few studies referred prior exercise to muscular fatigue due to difficulties in inducing and measuring muscular fatigue with respect to the cardiovascular system (Maturana, Peyrard, Temesi, Millet, & Murias, 2017). It is supposed that improving local oxygen availability and utilization by prior exercise might improve the resistance against muscular fatigue (DiMenna et al., 2010). Therefore, the aim of this study was to assess (1) the effect of prior exercise on muscle oxygenation and (2) its influence on muscular fatigue after an all-out knee extension protocol.

Methods

In a randomized cross-over design, 15 healthy males performed two times an all-out knee extension protocol in a motor driven, isokinetic dynamometer (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). After an unspecific warm-up, peak torque of maximum voluntary contraction (MVC), maximum voluntary activation level (MVA) and potentiated twitch torque were determined as baseline using the interpolated twitch technique (Gandevia, 2001). While 15 min passive rest were set in the control condition, priming exercise, clocked box jumps (30 cm high, 60 s, 80 bpm), and further fatigue measurements (MVC combined with ITT) were executed in the priming condition. To evolve the priming effects participants recovered for 15 min. After the resting phase, the participants performed 60 s of dynamic, all-out knee extension (concentric – eccentric) in both conditions. Immediately after the all-out exercise, the participants fulfilled the final interpolated twitch measurement to receive information about possible effects of priming exercise on muscular fatigue.

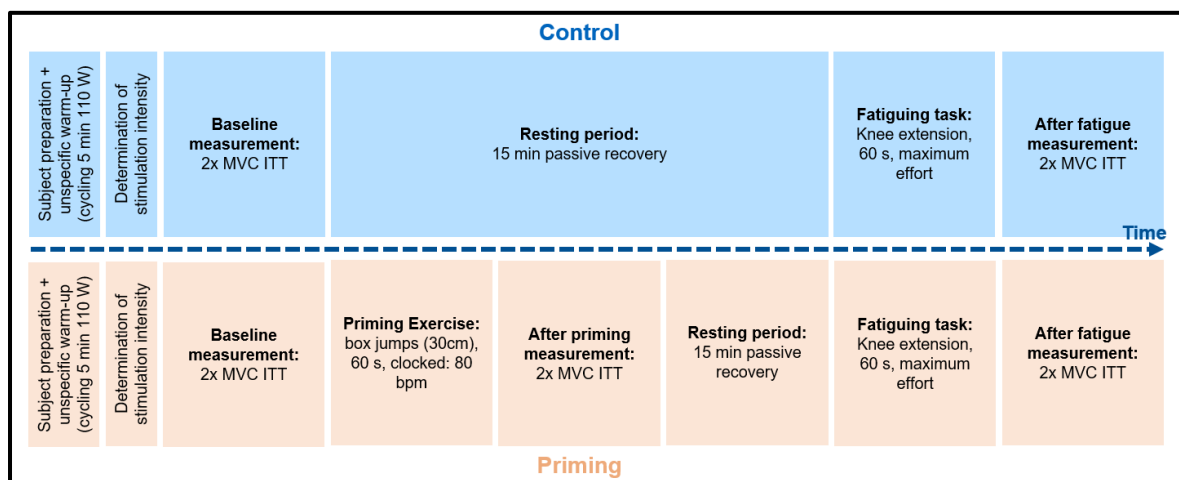


Fig. 1 Experimental protocol of control (blue) and priming condition (orange)

Torque measurement, electromyography (Myon AG, Schwarzenberg Swiss) and near-infrared spectroscopy (NIRS, Artinis Medical Systems B.V., Elst, Netherlands) were used during the knee extension protocol to understand muscle activation and oxygenation. In this context, relative changes in deoxygenated hemoglobin (HHb) describe the dynamic balance between muscle oxygen consumption and availability (A. M. Jones, Koppo, & Burnley, 2003; Layec et al., 2009; Poole, Barstow, McDonough, & Jones, 2008). Muscle oxygenation response kinetics were fitted using a mono-exponential model regarding baseline, amplitude, time delay and time constant.

Results

Central and peripheral fatigue after the knee extension exercise was not affected by priming box jumps and therefore no significant effect between the conditions was shown. While MVA level remained constant during the whole experiment, peak MVC as well as potentiated twitch torque decreased significantly between baseline, after priming and after all out exercise measurement (Fig. 2 A). Muscle oxygenation kinetics during the all-out exercise did not differ between both conditions neither in modeled output nor in average time course of HHb (Fig. 2 B). Angular momentum as well as muscle activation frequency declined in both conditions, while integrated EMG decreased only in non-primed control condition.

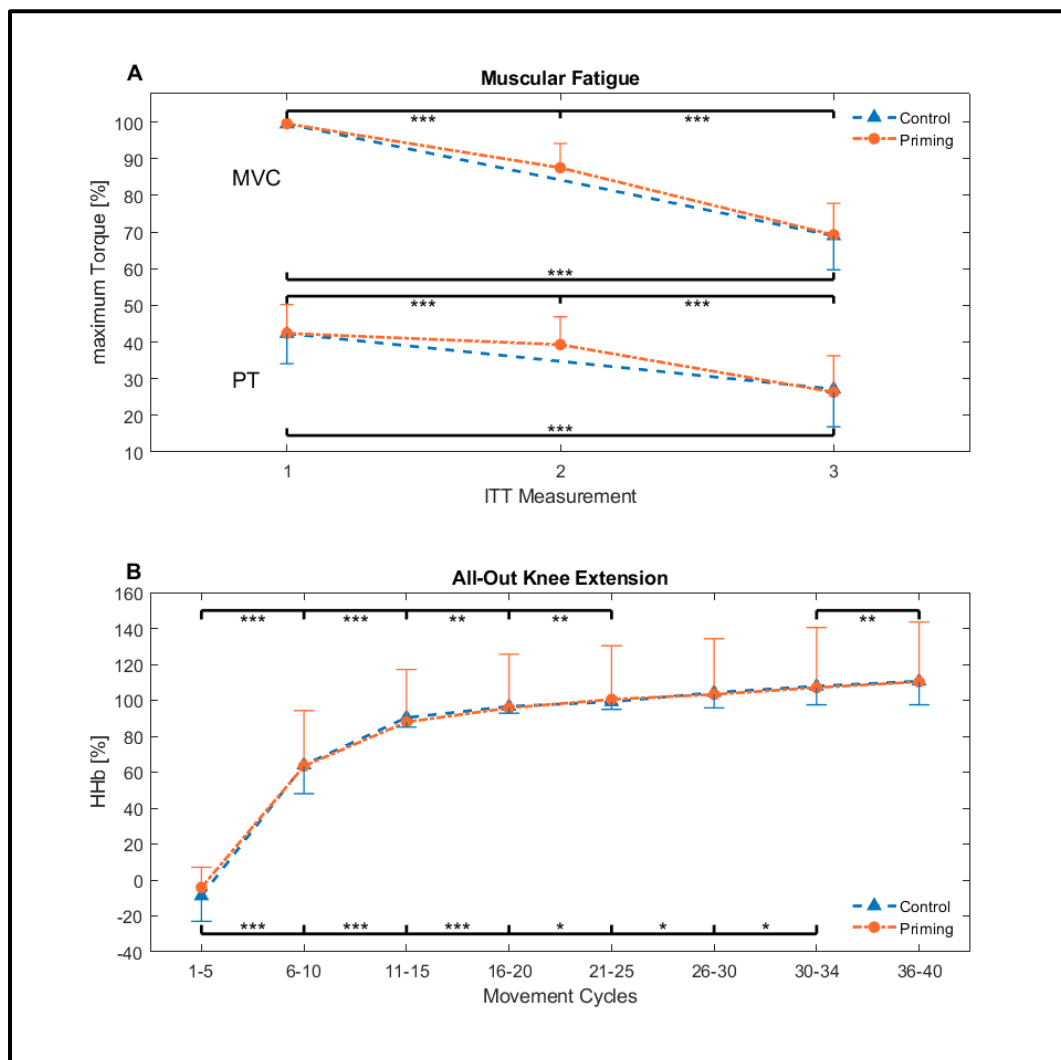


Fig. 2 **A** Average normalized MVC and potentiated twitch torque (PT) at baseline (1), after priming exercise (2) and after fatiguing task (3). **B** Average time course of deoxygenated hemoglobin (HHb, normalized to primary amplitude of control condition) during all out leg extension exercise in control (blue triangles) and primed (orange dots) condition. *denotes sig. repeated contrasts in relation to the previous level ($p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$)

Discussion

It was shown that priming exercise did not affect neither muscular fatigue nor muscle oxygenation. As one of the first studies, fatigue was induced and measured in a highly standardized but also isolated setup. Improvements in primed oxygen delivery, e.g. vasodilation and increased oxygen dissociation (A. M. Jones et al., 2003), might be compensated by high muscular pressure and thus occlusion of smaller vessels induced by all-out muscle activation. With limited oxidative glycolysis and maximum muscle activation a high amount of anaerobic metabolism, i.e. phosphocreatine (PCr) breakdown and anaerobic glycolysis, the all-out intensity itself inhibits priming effects on muscle fatigue (Broxterman, Layec, Hureau, Amann, & Richardson, 2017). Although PCr was not directly measured, almost the same MVC peak torque as well as potentiated twitch torques indicate that PCr breakdown might be identical in both conditions (Fig. 2). Consequently, prior exercise should aim to increase phosphocreatine storage and improve oxidative ATP synthesis (Layec et al., 2009).

In this study, the combination of prior exercise, recovery duration and intensity of fatiguing task might depress possible effects, which must be adapted in further research. Intermittent, maximum intensity exercise or submaximal (e.g. 30% MVC), continuous exercise might allow possible priming effects in microvascular oxygen supply and thus increase aerobic metabolism to save high energy phosphates i.e. PCr. Furthermore, the onset of muscle deoxygenation response was difficult to model with the mono-exponential function that is used in many studies investigating onset kinetics. Because the time delay was determined by the fit and was not supposed to be a constant like in $\dot{V}O_2$ modelling, the primary response is overestimated in some participants.

References

- Broxterman, R. M., Layec, G., Hureau, T. J., Amann, M., & Richardson, R. S. (2017). Skeletal muscle bioenergetics during all-out exercise: mechanistic insight into the oxygen uptake slow component and neuromuscular fatigue. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 122(5), 1208–1217. doi:10.1152/jappphysiol.01093.2016
- DiMenna, F. J., Fulford, J., Bailey, S. J., Vanhatalo, A., Wilkerson, D. P., & Jones, A. M. (2010). Influence of priming exercise on muscle [PCr] and pulmonary O₂ uptake dynamics during “work-to-work” knee-extension exercise. *Respiratory physiology & neurobiology*, 172(1-2), 15–23. doi:10.1016/j.resp.2010.04.017
- Gandevia. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789. doi:10.1152/physrev.2001.81.4.1725
- Jones, A., Fulford, J., & Wilkerson, D. (2008). Influence of prior exercise on muscle [phosphorylcreatine] and deoxygenation kinetics during high-intensity exercise in men. *Experimental Physiology*, 93(4), 468–478. doi:10.1113/expphysiol.2007.041897
- Jones, A. M., Koppo, K., & Burnley, M. (2003). Effects of prior exercise on metabolic and gas exchange responses to exercise. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(13), 949–71. doi:10.2165/00007256-200333130-00002
- Layec, G., Bringard, A., Fur, Y., Vilmen, C., Micallef, J.-P., Perrey, S., ... Bendahan, D. (2009). Effects of a prior high-intensity knee-extension exercise on muscle recruitment and energy cost: a combined local and global investigation in humans. *Experimental physiology*, 94(6), 704–19. doi:10.1113/expphysiol.2008.044651
- Maturana, F., Peyrard, A., Temesi, J., Millet, G., & Murias, J. (2017). Faster $\dot{V}O_2$ kinetics after priming exercises of different duration but same fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), 1–8. doi:10.1080/02640414.2017.1356543
- Poole, D. C., Barstow, T. J., McDonough, P., & Jones, A. M. (2008). Control of Oxygen Uptake during Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(3), 462. doi:10.1249/MSS.0b013e31815ef29b

Session 3a: Muskel-Sehnen Biomechanik

Der Einfluss von Muskelkompression auf die Muskelkraft: Experiment und Modellierung

¹Tobias Siebert, ²Christian Rode, ¹Norman Stutzig

¹Universität Stuttgart, Deutschland

²Friedrich-Schiller-Universität Jena, Deutschland

Email: tobias.siebert@inspo.uni-stuttgart.de

Einführung

In Mehrkörpersimulationen menschlicher und tierischer Bewegungen wurden Muskeln bisher größtenteils als isolierte Kraftgeneratoren betrachtet. Die im Alltag auftretenden Interaktionen von Muskeln mit umgebenden Geweben (andere Muskeln, Knochen, Bindegewebe) und äußeren Kräften wurden somit nicht beachtet. Aktuelle Studien weisen jedoch auf einen deutlichen Einfluss dieser Interaktionen auf die Kontraktionsdynamik hin. Wakeling et al. (2013) komprimierten die menschliche Wadenmuskulatur mit elastischen Bandagen. Diese externe Muskelkompression reduzierte die Muskeldicke, den Muskelfiederungswinkel sowie die krafterzeugende Kapazität der Muskelfasern. In einer weiteren Studie wurde die radiale Ausdehnung eines Froschmuskels durch einen Kunststoffring um den Muskel eingeschränkt (Azizi et al. 2017). Dies führte zu reduzierter Muskelarbeit und Muskelverkürzung bei isotonischen Kontraktionen. Die Applikation einer transversalen Last auf den *M. gastrocnemius medialis* (GM) der Ratte unter Verwendung eines Stempels führte zu einem reduzierten Kraftanstieg sowie einer reduzierten Muskelkraft (Siebert et al. 2014a). In dieser Studie soll der Einfluss zunehmender transversaler Belastungen auf den GM untersucht und modelliert werden.

Methode

Die experimentellen Untersuchungen wurden am isolierten GM (n=9) der Ratte durchgeführt. Der GM wurde in horizontaler Position bei optimaler Muskellänge fixiert und die Muskelkraft wurde an der Endsehne mit einem Muskelhebel (Aurora scientific 305B-LR) gemessen. Es wurden isometrische Experimente (supramaximale Stimulation) mit und ohne transversale Belastung des Muskels durchgeführt. Die unterschiedlichen transversalen Lasten (F_G : 0.64N, 1.13N, 1.62N, 2.11N, 2.60N) wurden in vertikaler Richtung über einen frei beweglichen Stempel (Kontaktfläche 0.5cm²) appliziert (Siebert et al. 2014b). Die Hubhöhe Δh des Stempels infolge der Muskelkontraktion wurde mit einer Hochgeschwindigkeitskamera gemessen (Vosskühler).

Zur Beschreibung der Interaktion zwischen Muskel und transversaler Last wurde ein Hill-Typ Muskelmodell mit einem Geometriemodell gekoppelt (Siebert et al. 2014a). Das Geometriemodell beinhaltet einen Übersetzungsfaktor G zwischen der Reduktion der maximalen isometrischen Kraft des Muskels (ΔF_{im}) durch die Last und F_G (dieser entspricht auch dem Verhältnis zwischen Δh und der longitudinalen Muskelverkürzung Δl_{cc}). Drei verschiedene G wurden überprüft: (1) konstantes G_k (entsprechend der Idee von einem konstanten muskelspezifischen Parameter), (2) G_{exp} aus Experimenten mit variabler Last, (3) notwendiges G_f zur Reproduktion der experimentellen ΔF_{im} für die verschiedenen Lasten.

Ergebnisse

Mit zunehmender transversaler Belastung (von 0.64N bis 2.60N) reduzierte sich die Muskelkraft annähernd linear (0.64N: 4.9±1.4%, 1.13N: 7.0±1.4%, 1.62N: 8.9±1.7%, 2.11N: 10.4±2.2%, 2.60: 12.8±2.0%) gegenüber der maximal isometrischen Kraft ohne transversale Last. Simulationen mit G_k führten zur Überschätzung von ΔF_{im} (bis zu 59%) und Δh (bis zu 136%) für steigende transversale Lasten. Für die geringeren 3 Lasten ergaben Simulationen mit G_{exp} und G_f gute Vorhersagen von ΔF_{im} und Δh . Für die höchste Last traten jedoch auch bei Verwendung von G_{exp} (Unterschätzung ΔF_{im} von 38%) und G_f (Überschätzung Δh von 58%) Abweichungen

gegenüber den Experimenten auf. Für die Reproduktion von ΔF_{im} und Δh bei Applikation der höchsten 2 Lasten war eine zusätzliche Reduktion der maximal isometrischen Kraft von 1.9% und 4.6% notwendig.

Diskussion

Muskelkompression hat einen Einfluss auf die Muskelkraft. Dies betrifft nicht nur die Kompression von Muskeln durch äußere Kräfte (z.B. Stürze, Kontaktsportarten, eventuell Kompressionsbekleidung) sondern auch die Interaktion von Muskeln mit benachbarten Geweben innerhalb des Körpers. Ergebnisse einer Studie von Reinhard et al. (2016) konnten zeigen, dass auch Muskeln in Muskelpaketen (z.B. Beinmuskulatur) bei Kontraktion transversale Kräfte auf benachbarte Muskeln übertragen, was möglicherweise Einfluss auf die Gesamtkraft des Muskelpaketes hat. Eine aktuelle Studie (de Brito Fontana et al. 2018) ergab eine um 20% reduzierte Muskelkraft eines Muskelpaketes im Vergleich zur Summe der Maximalkräfte der isolierten Muskeln. Somit hat die Beachtung transversaler Kräfte enorme Bedeutung für das Verständnis der 3D Krafterzeugung beim Menschen sowie die Modellierung von Mehrkörperbewegungen (z.B. Lokomotion des Menschen). Die von uns eingeführte einfache Hill-Modell Erweiterung (Siebert et al. 2018) ermöglicht es, den Zusammenhang zwischen transversaler Last, Kraftreduktion und Muskelverformung innerhalb eines bestimmten Belastungsregimes (transversale Last bis 15% der isometrischen Maximalkraft) zu beschreiben.

Literatur

18. Azizi, E., Deslauriers, A.R., Holt, N.C., Eaton, C.E. 2017. Resistance to radial expansion limits muscle strain and work. *Biomech Model Mechanobiol* 16, 1633-1643.
19. de Brito Fontana, H., Han, S.W., Sawatsky, A., Herzog, W. 2018. The mechanics of agonistic muscles. *J Biomech* 79, 15-20.
20. Reinhardt, L., Siebert, T., Leichsenring, K., Blickhan, R., Bol, M. 2016. Intermuscular pressure between synergistic muscles correlates with muscle force. *J Exp Biol* 219, 2311-2319.
21. Siebert, T., Till, O., Blickhan, R., 2014a. Work partitioning of transversally loaded muscle: experimentation and simulation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 17 217-229.
22. Siebert, T., Till, O., Stutzig, N., Gunther, M., Blickhan, R. 2014b. Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading. *J Biomech* 47, 1822-1828.
23. Siebert, T., Stutzig, N., Rode, C. 2018. A hill-type muscle model expansion accounting for effects of varying transverse muscle load. *J Biomech* 66, 57-62.
24. Wakeling, J.M., Jackman, M., Namburete, A.I. 2013. The effect of external compression on the mechanics of muscle contraction. *J Appl Biomech* 29, 360-364.

Der Einfluss von transversaler Kompression des *M. gastrocnemius* auf die Kontraktionskraft bei Plantarflexion

¹Norman Stutzig, ²David Ryan, ²James M. Wakeling, ¹Tobias Siebert

¹Universität Stuttgart, Deutschland

²Simon Fraser University – Vancouver, Canada

Email: norman.stutzig@inspo.uni-stuttgart.de

Einführung

Transversale Belastungen (Kompression) auf Muskeln treten im Alltag in unterschiedlichen Situationen auf (z.B. Sitzen, Tragen eines Rucksacks, Binden von Schuhen...usw.). Sie haben einen Einfluss auf die Muskelmechanik, die neuromuskuläre Ansteuerung und den Muskelmetabolismus und werden momentan in Muskelmodellen noch nicht berücksichtigt. Untersuchungen mit unterschiedlichen Formen der transversalen Belastung (elastische Bandagen, Stempel, feste Röhren) am Tiermuskel und am Menschen zeigten Veränderungen in der Kontraktionsdynamik (Azizi et al. 2017, Siebert et al. 2014) und der Muskelarchitektur (Wakeling et al. 2013). Siebert et al. (2014) beobachtete am isolierten *M. gastrocnemius* der Ratte eine Abnahme der maximalen Kontraktionskraft und der Kraftentwicklung nach Auflegen eines Stempels, welcher den Muskel in transversaler Richtung komprimiert. Die Kontraktionskraft nimmt mit steigender transversaler Last annähernd linear ab und ist unabhängig von der Kontaktfläche der Last (Siebert et al. 2016). Bisher gibt es noch keine Erkenntnisse, ob sich die Kontraktionsdynamik beim Menschen durch Applikation einer transversalen Kraft ändert. Das Ziel der Studie war die Analyse der Veränderung der Kontraktionsdynamik und der Muskelarchitektur durch applizieren einer transversalen Belastung auf den menschlichen *M. gastrocnemius*.

Methode

An der Studie nahmen 29 Probanden (Größe: 181.2 ± 7.0 cm; Gewicht: 77.6 ± 9.3 kg; BMI: 23.6 ± 1.9 ; Alter: 25.1 ± 4.7 Jahre) teil (Stutzig et al. 2019). Die Probanden lagen ventral auf einer Liege. Die rechte Fußsohle lag vollständig auf einer vertikal fixierten 3D Kraftmessplatte während die horizontale Bewegungsfreiheit der Probanden durch 2 vertikale Streben oberhalb der Schultern eingeschränkt wurde. Die Veränderung der Kraft bei Plantarflexion wurde anhand eines Doppeltwitches (Impulsfrequenz 100 Hz, Impulsbreite: 1000µs) gemessen. Hierfür wurde der *N. tibialis posterior* elektrisch stimuliert. Die Muskelkompression erfolgte über einen transversal frei beweglichen Stempel (Größe: 100x34mm, Kontaktfläche 3,4cm² Eigengewicht: 920g), der über dem *M. gastrocnemius* aufgelegt wurde. Es wurden jeweils 5 Kontraktionen unter 5 verschiedenen Bedingungen erzeugt ($\Sigma=25$ Stimuli/Proband): 1) pretest (unbelastet), (2) Stempellast mit 2kg, (3) 4.5kg, (4) 10 kg und (5) posttest (unbelastet). Die Änderung der Muskelarchitektur wurde mittels Ultraschall bestimmt. Die Ultraschallsonde war in dem Stempel integriert. Der Hub des Stempels wurde durch einen Seilzugaufnehmer gemessen.

Ergebnisse

Die maximale Kraft nahm mit steigender Stempellast um -9% (2kg Last), -13% (4.5kg Last) und -16% (10kg Last) ab. Die Kraftentwicklung (RFD) nahm ebenfalls mit steigender Last ab, während die Relaxationszeit (half relaxation time) zunahm. Die Hubhöhe des Stempels stieg mit Erhöhung der Last von 2kg auf 4.5kg, nahm jedoch zwischen 4.5kg und 10kg wieder ab. Es gab keinen Unterschied in der Hubhöhe zwischen 2kg und 10kg. Die Änderung des Fiederungswinkels während der Kontraktion war bei der 10kg Last signifikant im Vergleich zur 2kg und 4.5kg Last verringert. Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen Pre- und Posttests bzgl. der einzelnen Parameter.

Diskussion

Siebert et al. (2014) führten eine ähnliche Studie mit vergleichbaren transversalen Belastungen am isolierten *M. gastrocnemius* der Ratte durch. Sie nutzten Drücke von 1.3 und 3.3N/cm², welche den transversalen Belastungen von 4.5kg (1.6N/cm²) und 10kg (3.2N/cm²) der vorliegenden Studie entsprechen. Die beobachteten Kraftminderungen von 5% (1.3N/cm²) und 9% (3.3N/cm²) von Siebert et al. (2014) sind etwas geringer als die hier gemessenen Kraftminderungen von 13% (4.5kg) und 17% (10kg). Die Abnahme des RFD war bei Siebert et al. (2014) nahezu doppelt so hoch (20 und 30%) wie in der vorliegenden Studie (11 und 14%). Die Unterschiede könnten, zumindest teilweise, durch die unterschiedlichen Untersuchungsobjekte erklärt werden (isolierter Rattenmuskel vs. aktiver Muskel in einem Muskelpaket). De Brito et al. (2018) zeigte im Tierexperiment am *M. quadriceps*, dass die Muskelkraft bei isolierter Muskelstimulation (z.B. *vastus medialis*) um 20% höher ist im Vergleich zur gleichzeitigen Aktivierung aller Muskeln des Muskelpakets. Dies bedeutet, dass die Kontraktionsdynamik allein durch die gegenseitigen transversalen Belastungen der umgebenden Muskeln beeinflusst wird. Die spezifische anatomische Lage von *M. gastrocnemius* und *M. soleus* am Menschen sowie eine möglichen Kraftübertragung zwischen synergistischen Muskeln (Reinhardt et al. 2016) könnte zu komplexeren Verformungen des gesamten Muskelpaketes (*M. triceps surae*) und somit zur verringerten Kräften von Muskeln in Muskelpaketen im Vergleich zu isolierten Muskeln führen.

In der Literatur wurde diskutiert, dass eine transversale Belastung zu einer Änderung der Faszikellänge führt, was eine Änderung des Arbeitspunktes des Faszikels auf der Kraft-Längen-Kurve (FLC) zur Folge hätte (Wakeling et al. 2013). Angenommen, dass der nicht transversal belastete Faszikel im ansteigenden Ast der FLC arbeitet (Kawakami und Fukunaga, 2006), dann würde eine Faszikelverlängerung den Arbeitspunkt auf der FLC weiter in Richtung Plateau schieben, was zur einer Kraftsteigerung führen würde und den vorliegenden Ergebnissen entgegenwirken würde.

Die Ergebnisse sind hinsichtlich des Tragens von Kompressionskleidung interessant. Die vorliegende Studie könnte eine negative Wirkung auf die sportliche Leistung bedeuten, die anderen möglichen positiven Effekten der Kompressionskleidung auf andere Systeme (z.B. Muskelregeneration) entgegensteht.

Literatur

- Azizi, E., Deslauriers, A.R., Holt, N.C., Eaton, C.E., 2017. Resistance to radial expansion limits muscle strain and work. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 16, 1633–1643.
- de Brito Fontana, H., Han, S.W., Sawatsky, A., Herzog, W. 2018. The mechanics of agonistic muscles. *J Biomech* 79, 15-20.
- Kawakami, Y., Fukunaga, T., 2006. New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exercise and sport sciences reviews* 34, 16–21.
- Reinhardt, L., Siebert, T., Leichsenring, K., Blickhan, R., Böhl, M., 2016. Intermuscular pressure between synergistic muscles correlates with muscle force. *The Journal of experimental biology* 219, 2311–2319.
- Siebert, T., Till, O., Stutzig, N., Günther, M., Blickhan, R., 2014. Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading. *Journal of biomechanics* 47, 1822–1828.
- Siebert, T., Rode, C., Till, O., Stutzig, N., Blickhan, R., 2016. Force reduction induced by unidirectional transversal muscle loading is independent of local pressure. *Journal of biomechanics* 49, 1156–1161.
- Stutzig, N., Ryan, D., Wakeling, J.M., Siebert, T., 2019. Impact of transversal calf muscle loading on plantarflexion. *Journal of Biomechanics*. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.011. (in press)
- Wakeling, J.M., Jackman, M., Namburete, A.I., 2013. The effect of external compression on the mechanics of muscle contraction. *Journal of applied biomechanics* 29, 360–364.

Quantifizierung und Implementierung von Muskelarchitekturparametern in ein Muskelmodell bei isometrischen Kontraktionen der Plantarflexoren

Corinna Coenning, Veit Wank

Eberhard Karls Universität, Tübingen, Deutschland

Email: corinna.coenning@uni-tuebingen.de

Einführung

Ultraschall als bildgebendes Verfahren ist insbesondere bei (uni)pennaten Muskeln bereits seit einigen Jahren ein valides und reliables Mittel zur Bestimmung der Veränderung von Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel bei willkürlichen Kontraktionen (Kwah et al., 2013; Kawakami et al., 1993; Henriksson-Larsen et al., 1992). Faserlänge und Faserwinkel sind abhängig von der Gelenkwinkelstellung und damit von der Ausgangslänge des betrachteten Muskels, sowie von der Kontraktionsintensität. Ziel der vorliegenden Studie ist einerseits die Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter Faserlänge und Faserwinkel des m. gastrocnemius lateralis und des m. soleus in Abhängigkeit von Sohlenwinkel und wirkender Kraft, andererseits ihre Implementierung in ein Muskelmodell. Dabei wird ein dynamischer Muskelfaserverlauf bei isometrischen Kontraktionen der Plantarflexoren dargestellt, womit die Veränderung von Faserwinkel und Faserlänge mathematisch beschrieben werden soll, um ein Modell für den Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge, Muskelfaserwinkel und Muskelfaserkraft zu entwickeln.

Methode

An der Studie nahmen zehn männliche, sportlich aktive Probanden (26.1 ± 2.1 Jahre, 86.1 ± 12 kg und 1.85 ± 0.09 m) teil. Die Messreihe zur Bestimmung der Muskelarchitekturparameter der Plantarflexoren wurde an einer eigens konstruierten Beinstreckmaschine mit verstellbarem Schlitten durchgeführt, auf den der Proband Kraft ausübt. Über eine in den Schlitten integrierte Kraftmessplatte (DMS Sensoren Typ 85041, Burster und Typ S9, HBM) können Kräfte und somit die Kontraktionsintensität gemessen werden. Die analogen Signale der Kraftmessplatte werden verstärkt und über einen 16-Bit-AD-Wandler (Data Translation 9032, Samplefrequenz 1000 Hz) in digitale Signale umgewandelt.

Anhand der gemessenen anthropometrischen Daten des Probanden wurde ein geometrisches Muskel-Skelett-Modell erstellt, worüber der Schlittenabstand berechnet und der gewünschte Sohlenwinkel realisiert werden konnte. Die Muskelkontraktionen wurden in der eingestellten Position bei konstantem Hüft- und Kniewinkel ausgeführt.

Ausgehend von 90° Sohlenwinkel wurden Messungen in 10° Abständen bis zum minimalen und maximalen Winkel vorgenommen. Je Winkelstellung wurden drei Versuche durchgeführt.

1. Maximal willkürliche Kontraktion (MVC). Diente der Überprüfung der eingestellten Winkelposition mittels 2D-Videoanalyse (100 Hz).
2. MVC. Der Maximal erreichte Kraftwert wurde ermittelt und davon ausgehend das 90%-Niveau bestimmt.
3. Kontinuierliche Steigerung der Kontraktionsintensität bei isometrischer Kontraktion bis zum 90%-Niveau (optisches Feedback über PC-Monitor des Kraft-Zeit-Verlaufs).

Parallel zur Muskelkontraktion wurden Ultraschallmessungen (SIEMENS Sonoline G50) während des gesamten Kontraktionsprozesses aufgenommen. Die geschallte Stelle wurde für weitere Gelenkwinkelstellungen markiert. Vor Beginn der Ultraschallmessungen wurde ein Trigger gesetzt, der eine nachträgliche Synchronisation von Kraftdaten und Ultraschallbildern ermöglicht.

Jeder Kontraktionsintensität ($\% F_{iso,max}$) konnte so ein Ultraschallbild zugeordnet werden. Die Erfassung von Faserlängen und -winkeln erfolgte über die Software DIAMESS (Wank, Tübingen).

Die Modellierung der Muskelarchitektur wurde mit der Software Matlab (Version R2017a) realisiert.

Ergebnisse

Maßgebend für die dynamische Darstellung der Muskelkontraktion durch ein Muskelmodell sind die Zeitverläufe des Muskelfaserwinkels, der Muskelfaserlänge und der Muskelkraft. Ausgehend von einem Muskelmodell eines

unipennaten Muskels (Wank, 2000) wurden die synergistisch arbeitenden Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. soleus als repräsentativer Ersatzmuskel zusammengefasst.

Auf Basis der in der Studie bestimmten Muskelarchitekturparameter zeigt sich ein quadratischer Zusammenhang zwischen Muskelfaserlänge und Muskelfaserwinkel (Abb. 1), wobei der Faserwinkel über eine Funktion zweiten Grades in Abhängigkeit von der Faserlänge für jeden Zeitschritt berechnet werden kann:

$$\alpha_f(t) = a \cdot l^{Faser}(t)^2 + b \cdot l^{Faser}(t) + c$$

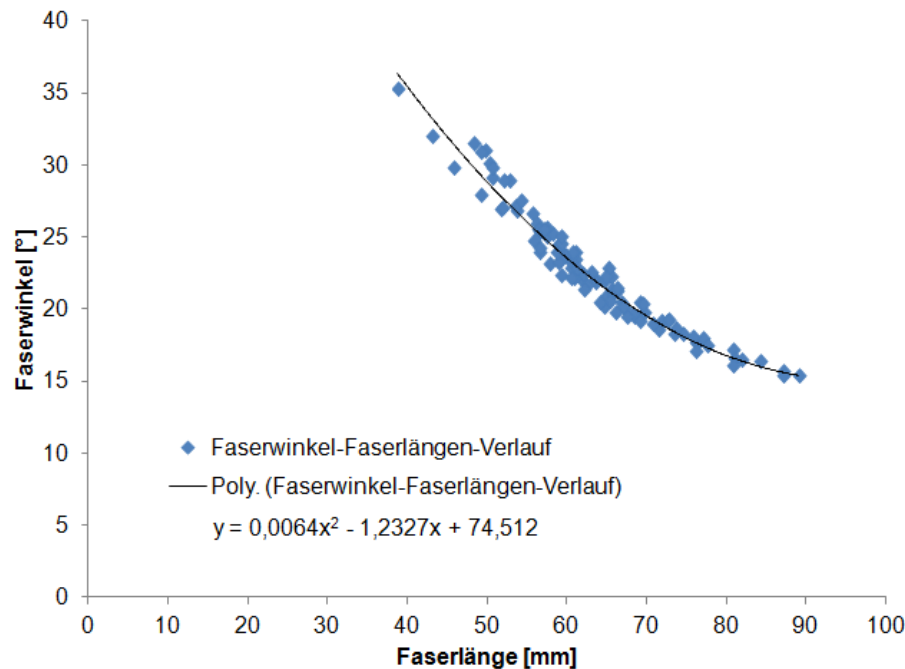


Abb. 1: Verlauf von Faserwinkel zu Faserlänge für m. gastrocnemius lateralis mit eingezeichneter quadratischer Ausgleichsfunktion.

Muskelfaserlänge l^{FASER} und Faserkraft F^{FASER} können wie folgt berechnet werden:

$$l^{Faser}(t) = \frac{l^{MTC}(t) - l^{APO} \cos(\beta_A) - l^{SE}(t)}{\cos(\alpha_f(t))}$$

$$F^{Faser}(t) = \frac{F^{MTC}(t)}{\cos(\alpha_f(t))}$$

Die Muskelfaserlänge l^{FASER} ergibt sich dabei aus der Sehnenlänge l^{SE} , dem Faserwinkel α_f , der Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes l^{MTC} , der Länge der Aponeurose l^{APO} und dem Aponeurosewinkel β_A . F^{MTC} bezeichnet die Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes.

Die Zeitverläufe der berechneten Längen des Muskel-Sehnen-Komplexes, der Muskelfaser, der Sehne und des Muskelfaserwinkels zeigen, dass die Verkürzung der Faserlänge nahezu identisch mit der Dehnung der Sehne ist. Die Muskelfaser verkürzt sich um insgesamt 5.8 mm wohingegen sich die Sehne um 5.5 mm verlängert. Der Längenunterschied folgt direkt aus der Änderung des Faserwinkels. Dieser vergrößert sich während der Kontraktion von 10.92° auf 12.01°. Die Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes bleibt erwartungsgemäß mit einer Änderung von weniger als 1 mm nahezu konstant.

Auf Grundlage der Berechnungen kann der Verlauf der isometrischen Muskelkontraktion über einen dynamischen Faserwinkel in Abhängigkeit von der momentanen Faserlänge, der Muskelkraft (Kontraktionsintensität) und dem Sohlenwinkel in ein Muskelmodell implementiert werden.

Die Muskelausgangslänge wird über den Sohlenwinkel gesteuert. Für den hier exemplarisch vorgestellten Versuch betrug dieser 90° (Abb. 2).

Für die realitätsgetreue Abbildung des Ersatzmuskels sind x- und y-Achse gleich skaliert. Die beiden Aponeurosen bewegen sich mit konstantem Winkel und konstanter Länge innerhalb des Muskel-Sehnen-Komplexes.

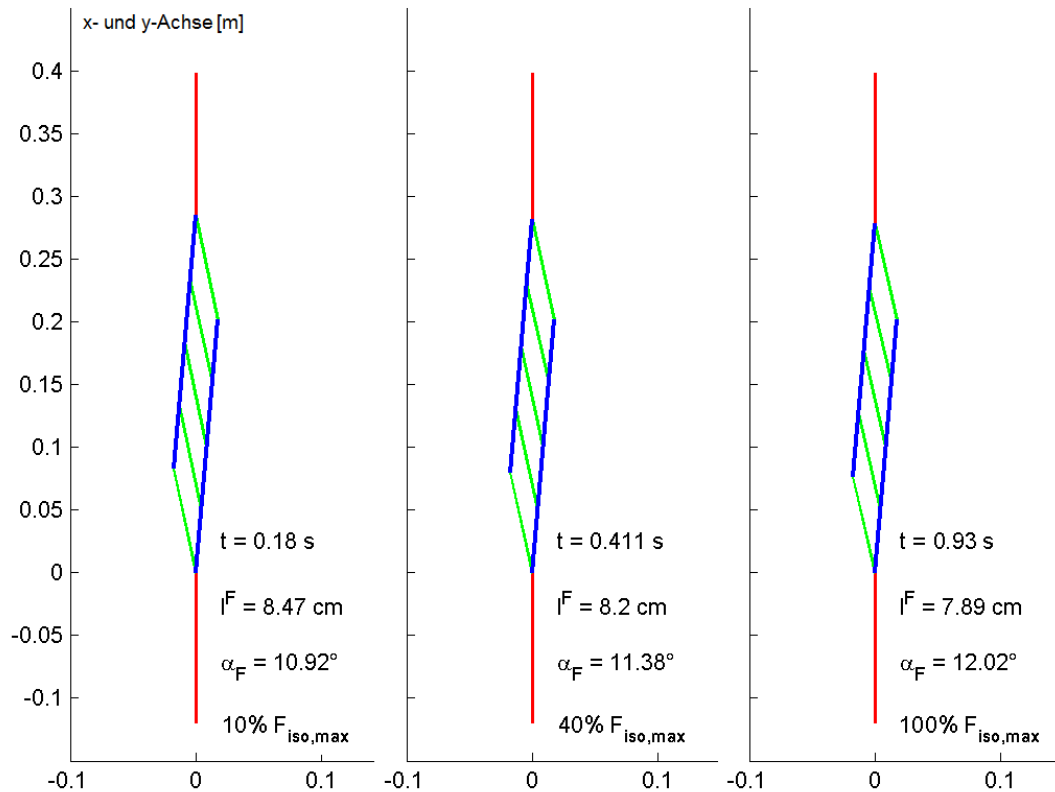


Abb. 2: 2D-Modell der Muskelarchitektur einer MVC mit 90° Sohlenwinkel. Sehne rot, Aponeurose blau und Muskelfaser grün. Zusätzlich sind Informationen über Zeit t , Faserlänge l^F , Faserwinkel α_F und die Kontraktionsintensität abgebildet.

Diskussion

Trotz der großen Bedeutung des dynamischen Faserwinkels bei Muskelkontraktionen fehlt oftmals die Integration eines dynamischen Muskelfaserungsverlaufs in Muskel-Skelett-Modelle (Günther & Ruder, 2012). Änderungen von Muskelarchitekturparametern wurden bereits von zahlreichen Forschungsarbeiten mittels Ultraschall untersucht (Kawakami & Fukunaga, 2006; Fukunaga et al., 1997). Allerdings erfolgte die Quantifizierung der Parameter für die einzelnen Kontraktionsintensitäten oft stufenweise (Kramer, 2012; Mair et al., 2006; Fukunaga et al., 1997). Der Ultraschallkopf wird dazu für jede Messung neu angesetzt, was unvermeidbar zu einer Veränderung der Schallposition führt. In der vorliegenden Studie wurden die Ultraschallbilder für jeden Gelenkwinkel mit einer kontinuierlichen Steigerung der Kontraktionsintensität synchron erfasst. Die Position des Schallkopfs konnte während des gesamten Kontraktionsprozesses beibehalten werden, wodurch sich die Muskelarchitekturparameter zuverlässiger quantifizieren lassen.

Im verwendeten Muskelmodell ergibt sich die Kraft des kontraktiven Elements allein aus der Kraft der Muskelfasern. Sowohl die parallelelastische Komponente als auch die Dämpfungskomponente bleiben unberücksichtigt. Während sich bei der Muskelkontraktion Sehnenlänge und effektive Muskelfaserlänge ändern können, wird die effektive Aponeuroselänge als konstant betrachtet. Es wird vernachlässigt, dass bei zunehmendem Faserwinkel und steigender Kraftentwicklung ein Versatz der oberen und unteren Sehnenlinien entsteht. Nach Wank (2000) sind die elastischen Eigenschaften der Aponeurose nur schwer zu quantifizieren.

Die Implementierung von Faserrichtung und Faserlänge in Abhängigkeit von Länge und Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes in ein Muskelmodell konnte durch die zuverlässige Quantifizierung der Muskelarchitekturparameter erreicht werden. Der Zusammenhang zwischen Faserwinkel und Faserlänge wurde mit einer quadratischen Funktion angepasst.

Eine Verbesserung des Modells stellt die Verallgemeinerung der in den Modellgleichungen verwendeten Parameter dar. Für die Simulation müssen die Muskelarchitekturparameter für jeden Probanden einzeln

bestimmt werden. Perspektivisch ist das Ziel, eine Gesetzmäßigkeit zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Gelenkwinkel und Kontraktionsintensität und Faserwinkel und Faserlänge zu formulieren.

Literatur

25. Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kuno, S., Funato, K. & Fukashiro, S. 1997. Muscle architecture and function in humans. In *J. Biomechanics*, vol. 30(5), p. 457-463.
26. Günther, M. & Ruder, H. 2003. Synthesis of two-dimensional human walking: a test of the lambda-model. In *Biological Cybernetics*, vol. 89(2), p. 89-106.
27. Henriksson-Larsen, K., Wretling, M.-L., Lorentzon, R. & Öberg, L. 1992. Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? In *Eur J Appl Physiol.*, vol. 64, p. 68–72.
28. Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2006. Human skeletal muscle size and architecture: Variability and interdependence. In *Americ. J. of Human Biol.*, vol. 18, p. 845-848.
29. Kawakami, Y., Abe, T. & Fukunaga, T. 1993. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. In *J. Appl. Physiol.*, vol. 74, p. 2740–2744.
30. Kramer, S. 2012. Modellierung der Muskelkontraktion der Plantarflexoren unter Berücksichtigung physiologischer Parameter und der Muskelarchitektur. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
31. Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J. & Herbert, R. D. 2013. Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. In *J. Appl. Physiol.*, vol. 114, p. 761–769.
32. Mairet, S., Maisetti, O. & Portero, P. 2006. Homogeneity and reproducibility of in vivo fascicle length and pennation determined by ultrasonography in human vastus lateralis muscle. In *Science & Sports*, vol. 21, p. 268-272.
33. Wank, V. 2000. Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen. Habilitationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena.

In vivo force-velocity relation of human m. gastrocnemius medialis during maximum voluntary preloaded contractions

¹Denis Holzer, ¹Wolfgang Seiberl

¹Technical University of Munich

Email: denis.holzer@tum.de

Introduction

Among many factors influencing muscle force capacity, contraction velocity of the fibers is of great importance. For concentric muscle action, a hyperbolic curve indicates that muscle forces constantly decrease with increasing shortening velocities (Hill, 1938), with force having its maximum at zero velocity (isometric muscle action) and zero force at maximum contraction velocity. Previous studies have confirmed this characteristic for in vivo plantar flexor muscle action (Hauraix et al., 2015). However, especially for fast contraction velocities the problem arises that typically only submaximal forces can be measured, as there is not enough time to overcome muscle-tendon complex slackness and delayed activation dynamics (de Fontana, Roesler, & Herzog, 2014; Finni, Ikegawa, Lepola, & Komi, 2003; Kawakami, Kubo, Kanehisa, & Fukunaga, 2002). This may lead to an underestimation of in vivo force capacities during high contraction velocities. To avoid influence of activation dynamics, pre-activation of muscles before isokinetic shortening can be used, what actually is a natural scenario in everyday human muscle functions like stretch-shortening cycles. Therefore, the aim of this study was to investigate the force-velocity relation (f-v-r) of the gastrocnemius medialis using a protocol with maximum voluntary preload.

Methods

Eleven subjects (age: 30±6years, height: 180±4cm, weight: 80±4kg) performed right-footed maximum voluntary plantar flexion contractions (MVC) on an isokinetic dynamometer (IsoMed2000, D&R Ferstl GmbH, Germany). Subjects lay in a prone position with their knee and hip fully extended, and tightly secured by adjustable straps and shoulder pads. Isometric MVCs were recorded in neutral (0°) and 15° dorsiflexed ankle joint position. Isokinetic contractions (30° range) started at 15° dorsiflexion, immediately after an isometric preload of 95% of the previously assessed MVC in neutral position, and were performed at 10 different velocities from 20°/s to 200°/s. Muscle activity of lateral gastrocnemius, soleus and tibialis anterior was controlled by surface electromyography (OT bioelettronica, Italy) and a motion capture system (Vicon, Oxford, UK) was used to record leg kinematics. An ultrasound probe operating at 7 MHz was firmly placed on the medial gastrocnemius, recording fascicle length changes at 61.5 Hz (Echoblaster 128, UAB Telemed, Lithuania). ImageJ-software (National Institutes of Health, USA) was used to manually digitize the fascicle length and the mean slope of the length changes was used to determine fascicle velocity. Achilles tendon moment arm was individually assessed by using the tendon excursion method (An et al., 1983). Torque data was determined at 0° dorsiflexion and corrected by taking the passive moments into account. Medial gastrocnemius force was calculated from the total plantar flexion torque, the individual moment arm and weighed by anatomical proportion to the plantar flexors (15.9 %; Fukunaga et al., 1996). Data was normalized to the individual peak torque/force measured during the isometric MVC in neutral position. EMG data was full-wave rectified, filtered and smoothened, and individually normalized to highest voluntary activation peak value of the isometric MVC in the neutral position.

For statistical analysis a one-way measures analysis of variance was used to identify potential differences in muscle activation, peak torque, fascicle length at tested velocities. A Pearson correlation coefficient was used to examine the relationship between angular velocity and fascicular velocity. All results in the figures and text are presented as mean and standard deviation (mean ± SD).

Results

Isometric contractions showed the highest torque values (218±33Nm). With increasing angular velocity, fiber contraction velocity increased linearly while torque decreased (144±25Nm at 200°/s). The normalized f-v-r is represented in figure 1. There was no difference (p<0.05) in muscle activity and fascicle length at analyzed neutral position for all tested conditions. Mean calculated moment arm was 45.9±4.7mm with individual moment arms ranging from 37.7mm to 53.5mm.

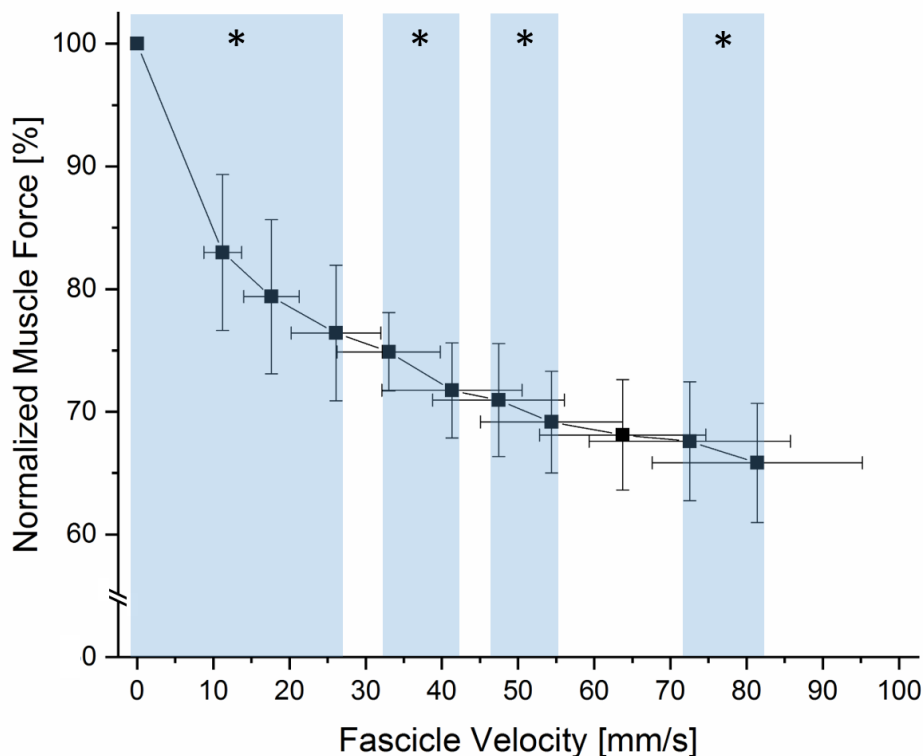


Figure 1: Normalized mean force-velocity relation of m. gastrocnemius medialis. *statistically significant differences in muscle force between adjacent angular velocities.

Discussion

Fascicle shortening velocities were slightly lower in comparison to previous work (Hauraix et al., 2015). This might be due to the preload where the muscle is already maximally contracted before rotation of the ankle joint starts. In contrast, during an unloaded starting condition higher shortening velocities might be archived by initial unloaded slack reduction of the muscle-tendon unit in combination with the shortening due to angular joint rotation. Net torque of isometric and isokinetic MVC was clearly higher than reported in previous work (Hauraix et al. 2015) what could be explained by the different protocols and analysis. Hauraix et al. (2015) did not preactivate the muscle before shortening resulting in submaximal activation at high velocities. Consequent higher torques due to preactivation have also been reported for the knee extensor muscles (de Fontana et al., 2014). Additionally, the average torque over a range of 30° was reported by Hauraix et al. (2015) whereas we used the torque measured when passing through the neutral ankle joint position. Higher torque values in our study might therefore be also partly explained by the force-length relation (Maganaris, 2003). Analogous, calculated gastrocnemius medialis muscle forces are substantially higher in our work, what is additionally boosted by greater Achilles tendon moment arms recorded in this study (45.9 ± 4.7 vs. 31 ± 4 in Hauraix et al., 2015).

Interestingly, when extrapolating a hyperbolic fit to the present data it seems like the concentric f-v-r almost plateaus at roughly 60% of the isometric MVC, and predicted maximum shortening velocity would be ~2.5 times higher than reported in Hauraix et al. (2015). This might not be due to true f-v-r of muscle fibers but rather represents combination of active contraction forces and passive forces stored in the tendinous tissue during the pre-loading. This elastic recoil has been observed in the knee extensors (de Fontana et al., 2014) and potentially plays an even larger role in the triceps surae, where the powerful Achilles tendon can store and release a large amount of energy.

The experimental approach to reliably determine the true f-v-r in vivo may stay a matter of debate. However, preload is part of everyday human muscle action (such as in stretch-shortening cycles) and needs to be considered in force generation of in vivo human muscle-tendon complex.

References

- An, K. N., Ueba, Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1983). Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 419–425. doi:10.1016/0021-9290(83)90074-x
- De Fontana, H., Roesler, H., & Herzog, W. (2014). In vivo vastus lateralis force–velocity relationship at the fascicle and muscle tendon unit level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 934–940. doi:10.1016/j.jelekin.2014.06.010
- Finni, Ikegawa, Lepola, & Komi. (2003). Comparison of force–velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177(4), 483–491. doi:10.1046/j.1365-201x.2003.01069.x
- Fukunaga, Roy, Shellock, Hodgson, & Edgerton. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 80(1), 158–165. doi:10.1152/jappl.1996.80.1.158
- Hauraix, H., Nordez, A., Guilhem, G., Rabita, G., & Dorel, S. (2015). In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. *Journal of Applied Physiology*, 119(11), 1262–1271. doi:10.1152/japplphysiol.00542.2015
- Hill, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843), 136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
- Kawakami, Kubo, Kanehisa, & Fukunaga. (2002). Effect of series elasticity on isokinetic torque–angle relationship in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4), 381–387. doi:10.1007/s00421-002-0657-6
- Maganaris, C. (2003). Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy*, 16(3), 215–223. doi:10.1002/ca.10064

Differences between cardiac and skeletal musculature: eccentric force generation and muscle structure

¹ André Tomalka

¹ University of Stuttgart, Stuttgart, Germany

Email: andre.tomalka@inspo.uni-stuttgart.de

Introduction

Force enhancement (FE) is a phenomenon that is present in skeletal muscle. It is characterised by progressive forces upon active stretching — distinguished by a linear rise in tension [1] — and enhanced isometric forces following stretching (residual force enhancement; RFE) (Figure 1, inset). Non-cross-bridge structures (e.g. titin) may account for this striking behaviour in skeletal muscle. Yet explanations of how the interaction of actin and titin leads in skeletal muscles to an increase in forces during and following lengthening contractions is currently controversially discussed in the literature. The mixing of experimental observations (microstructural and force-measurement-based ones) gathered from heart and skeletal muscle preparations might cause these controversies. Particularly as heart and skeletal muscle tissue differ substantially in the underlying structures for titin-actin interaction.

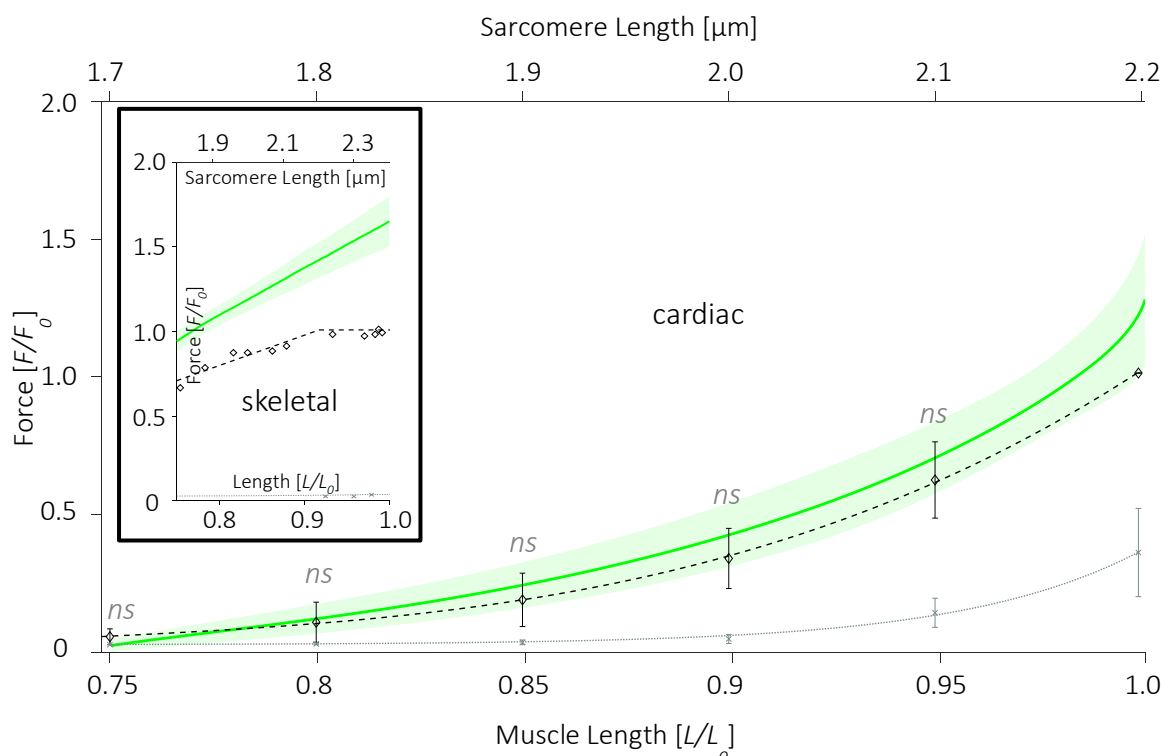


FIGURE 1. THE MEAN $\pm$ S.D. OF FORCE-LENGTH TRACES OF ECCENTRIC ISOKINETIC CONTRACTIONS. FOR COMPARISON, THE TOTAL ISOMETRIC FLR (BLACK DASHED LINE) AND PASSIVE FORCE-LENGTH VALUES (GREY DOTTED LINE) OF $n = 11$ CARDIAC TRABECULAE ARE SHOWN. THE FORCE IS NORMALISED TO MAXIMUM ISOMETRIC FORCE (F/F_0). THE LENGTH IS NORMALISED TO OPTIMUM MUSCLE LENGTH (L/L_0 , LOWER ABSCISSA) OR GIVEN AS SARCOMERE LENGTH [μm] (UPPER ABSCISSA), RESPECTIVELY. THE STRETCH VELOCITY WAS $10\% V_{\text{MAX}}$ IN ALL RAMP EXPERIMENTS, WHICH YIELDED THE GREEN SOLID LINE. THE OBSERVED NONLINEAR FORCE RESPONSE (GREEN SOLID LINE) IN CARDIAC MUSCLE WAS NOT STATISTICALLY DIFFERENT (MARKED AS 'ns') FROM THE CORRESPONDING TOTAL ISOMETRIC FLR. CROSSES AND DIAMONDS INDICATE MEASUREMENTS OF PASSIVE AND ACTIVE ISOMETRIC FORCES, RESPECTIVELY. FOR SYSTEMATIC COMPARISON OF CONTRACTILE BEHAVIOUR BETWEEN CARDIAC AND SKELETAL MUSCLES DURING ECCENTRIC STRETCHING, MEASUREMENTS, OBTAINED UNDER SIMILAR EXPERIMENTAL CONDITIONS AS IN THE CARDIAC EXPERIMENTS, ON SKINNED SKELETAL FIBRES FROM EDL (EXTENSOR DIGITORUM LONGUS) MUSCLES ARE SHOWN (INSET). IN CONTRAST WITH CARDIAC MUSCLE, THE CHARACTERISTIC LINEAR SPRING BEHAVIOUR (GREEN SOLID LINE; INSET) IN SKELETAL MUSCLE STATISTICALLY EXCEEDS THE MAXIMUM TOTAL FORCES OVER NEARLY THE ENTIRE PHYSIOLOGICAL FLR [1].

Methods

We performed *in-vitro* isokinetic eccentric experiments (10% of maximum shortening velocity) of intact cardiac trabeculae from male Wistar rats (9-10 week of age, 325-350 g) with extensive magnitudes of stretch (25% of optimum muscle length) from initial muscle lengths of $0.75 L_0$. Preparation and experimental setup were described in detail in [2]). To investigate cross-bridge and non-cross-bridge forces contributing to total muscle force, the actomyosin inhibitor Blebbistatin ($15 \mu\text{mol l}^{-1}$) has been applied to the cardiac trabeculae performing the same stretch protocol as described above. To study stress responses to eccentric ramp contractions as well as potential titin-actin interactions at constant Ca^{2+} concentrations, stable tetanic contractions were implemented. Fully fused tetanic contraction of cardiac trabeculae was achieved by using a high electrical stimulation frequency (10 Hz) (in the presence of 10 mmol l^{-1} caffeine and an elevated Ca^{2+} concentration of 5 mmol l^{-1} in the experimental 'Tyrode' solution).

Results

We found that in cardiac trabeculae the force-length dynamics during long stretch was similar to the total isometric force-length relation (FLR) (Figure 1). This indicates that no (R)FE is present in cardiac muscle (Figure 2 (a)). This finding is in contrast to the results obtained for skeletal muscle, in which (R)FE is present (Figure 2 (b)). Moreover, the reduced force obtained through administering Blebbistatin was not statistically different from the passive force. Hence, force development during XB inhibition in eccentric stretch contractions of cardiac trabeculae seem to be unaffected by an adjustable filamentous structure. This observation probably arise from an inverse relationship between titin-actin binding upon muscle activation.

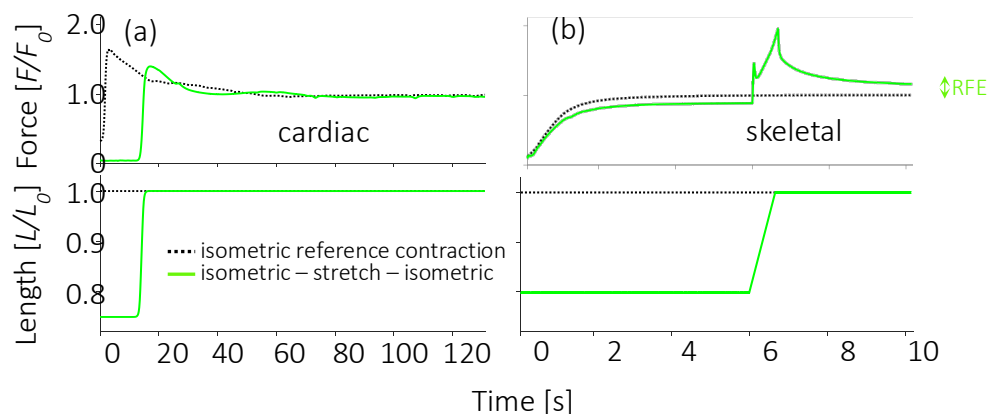


FIGURE 2. EXAMINATION OF THE EXISTENCE OF RFE IN (A) CARDIAC AND (B) SKELETAL MUSCULATURE. REPRESENTATIVE NORMALISED FORCE-TIME (UPPER GRAPH) AND NORMALISED LENGTH-TIME TRACES (LOWER GRAPH) ($N = 1$) UNDERLYING ISOKINETIC LENGTH CHANGES WITH RAMP AMPLITUDES OF (A) $0.25 L_0$ AND (B) $0.2 L_0$ AT CONSTANT VELOCITY OF $10\% V_{\text{MAX}}$ IN CARDIAC AND $13\% V_{\text{MAX}}$ IN SKELETAL MUSCLE [1], RESPECTIVELY. STIMULATION STARTS AT $T = 0 \text{ s}$. (A) THERE IS NO RESIDUAL FORCE ENHANCEMENT (RFE) IN INTACT CARDIAC TRABECULA FOLLOWING ACTIVE STRETCHING (GREEN SOLID LINE). THE BLACK DOTTED LINE INDICATES THE ISOMETRIC REFERENCE FORCE. NOTE THAT ISOMETRIC CONTRACTIONS IN CARDIAC MUSCLE EXHIBITED AN INITIAL, TRANSIENT FORCE PEAK, WHICH IS TYPICAL FOR CAFFEINE INDUCED TETANIC CONTRACTIONS OF HEART MUSCLE [2,3]. FOR FURTHER ANALYSES OF RFE, WE FOCUSED ON THE STEADY STATE FORCES. (B) IN CONTRAST, IN SKINNED EDL MUSCLE FIBRE, RFE IS PRESENT AFTER AN ACTIVE STRETCH (AS INDICATED BY THE DOUBLE HEADED ARROW).

Discussion

We conclude that there is no contribution of an additional titin spring that facilitates positive stiffness in cardiac muscle. Hence, (1) a negligible effect of titin-based stiffening of single titin molecules upon cardiac muscle activation and (2), the absence or release of titin-actin interactions in cardiac muscle accompanied by no reduction of titin's effective spring length and, thus, no increase in titin-based stiffness and force is observed in the presence of calcium. Further, (iii) (residual) force enhancement is not present in cardiac muscle. These observations reveal that intact cardiac muscles have a force-producing mechanism that is distinct to that of skeletal muscle that exhibit largely enhanced forces during extensive lengthening contractions and substantial RFE. These observations contribute to an improved understanding of heart functioning. Moreover, these findings are a crucial step towards realistic muscle models and thus potentially enable novel therapeutic interventions in diseased and intact heart.

References

1. Tomalka A, Rode C, Schumacher J, Siebert T. 2017 The active force – length relationship is invisible during extensive eccentric contractions in skinned skeletal muscle fibres. *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* 284, pii: 20162497. (doi:10.1098/rspb.2016.2497)
2. Han J, Taberner AJ, Kirton RS, Nielsen PM, Smith NP, Loiselle DS. 2009 A unique micromechanocalorimeter for simultaneous measurement of heat rate and force production of cardiac trabeculae carnea. *J Appl Physiol* 107, 946–951. (doi:10.1152/jappphysiol.00549.2009.)
3. Gibbs C, Loiselle D. 1978 The energy output of tetanized cardiac muscle: Species differences. *Pflügers Arch. Eur. J. Physiol.* 373, 31–38. (doi:10.1007/BF00581146)

Session 3b: Klinische Biomechanik I

Reliabilitätsanalyse unterschiedlicher Kniestellungsanalyseverfahren mit dem LESS-Test

Kim Huesmann, Nicolas Bloß, Florian Loffing & Dirk Büsch

Carl von Ossietzky Universität, Oldenburg, Deutschland

Email: kim.jana.huesmann@uol.de

Einführung

Erfolgreiches Abschließen des Sportstudiums in der Regelstudienzeit hängt maßgeblich von der Verletzungsfreiheit der Studierenden ab. Aufgrund der großen Bandbreite an während des Studiums zu absolvierenden Sportarten sind Sportstudierende einem hohen Sportverletzungsrisiko ausgesetzt. Hierbei zählen Verletzungen der unteren Extremitäten, wie beispielsweise Bänderrisse im Knie, zu den häufigsten Verletzungen (Dreiskämper, Tietjens, & Strauss, 2015; Hootman, Dick, & Agel, 2007). Ein Großteil dieser Verletzungen entsteht bei Sprung- und Landebewegungen ohne Gegnereinwirkung. Zur Verringerung des Verletzungsrisikos ist es also essentiell, potenziell risikoreiche Bewegungsmuster zu identifizieren und gezielt zu intervenieren. Bezüglich der Identifizierung solcher Bewegungsmuster deuten Studien darauf hin, dass eine Valgusstellung des Knies in der Landephase nach einem Sprung eine erhöhte Verletzungsanfälligkeit des vorderen Kreuzbandes indiziert (Hewett et al., 2005; Numata et al., 2018). Eine häufig genutzte Methode zur Identifizierung von Kniefehlstellungen ist das Landing Error Scoring System (LESS-Test). Hierbei springen die Testpersonen von einer 30 cm hohen Box um die Hälfte ihrer Körperhöhe nach vorn und springen dann mit möglichst kurzem Fuß-Boden-Kontakt explosiv maximal hoch. Dabei werden sie von zwei Kameras (Sagittal- und Frontalperspektive) gefilmt. Das Bildmaterial dient der anschließenden Analyse der Kniestellung. Ziel dieser Studie war es, drei in der Literatur gängige Kniestellungsanalyseverfahren für die Frontalperspektive auf ihre Beurteilerreliabilität und -übereinstimmung zu prüfen, um darauf aufbauend (vorläufige) evidenzbasierte Empfehlungen zugunsten des bevorzugten Einsatzes eines der Verfahren für zukünftige Projekte abzuleiten.

Methode

Für die zur Analyse erstellten Videoaufnahmen führten 30 Proband*innen (13 weiblich; je $n = 15$ mit augenscheinlich gering oder deutlich ausgeprägter Valgusstellung) den LESS-Test aus. Aus den frontalen Videoaufnahmen wurden Standbilder extrahiert und mit einem eigens erstellten MatLab-Skript aufbereitet. Die Aufgabe der Beurteiler*innen war, die im Folgenden beschriebenen 12 für die Analyseverfahren relevanten Marker an vorgegebenen Körperstellen der Probanden per Mausclick zu setzen.

Verfahren 1 erfasst mit 4 Klicks pro Bein die Kniestellung zum Zeitpunkt der maximalen Kniebeugung anhand einer Linie vom vorderen oberen Darmbeinstachel durch die Kniemitte bis zum Boden. Der horizontale Abstand dieser Linie auf Bodenhöhe zum großen Zeh ist ein Indikator für die Kniestellung (Kagaya, Kawasaki, Fujii, & Nishizono, 2012; Numata et al., 2018). In Verfahren 2 (Goldstandard) errechnet sich die Kniestellung beim ersten Fuß-Boden-Kontakt im Vergleich zur maximalen Kniebeugung mit 8 Klicks pro Bein aus dem orthogonalen Abstand der Kniemitte zur Linie zwischen Hüftzentrum und Sprunggelenk (Krosshaug et al., 2016). Verfahren 3 erfasst mit 4 Klicks pro Bein den Winkel zwischen einer Verbindungslinie von der Hüfte zur Kniemitte und einer Verbindungslinie vom Fußgelenk zur Kniemitte zum Zeitpunkt der maximalen Kniebeugung (Munro, Herrington, & Carolan, 2012).

Das Setzen der Punkte wurde von zwei Beurteiler*innen unabhängig voneinander durchgeführt. Auf Basis der eingelesenen Punkte wurden weitere zur Analyse relevante Punkte berechnet (z. B. Kniemitte anhand links und rechts der Kniescheibe gesetzter Punkte) als auch die Kniestellung der Proband*innen gemäß der drei Analyseverfahren bestimmt. Die anfänglich in Pixel vorliegenden Werte wurden ausgehend von einer Kalibrierungsmessung in Zentimeter umgerechnet.

Ergebnisse

Für alle drei Verfahren weisen die Ergebnisse der Korrelationsanalysen auf eine hohe *Beurteilerreliabilität* für beide Beine hin ($v1_{links}$: $r = .97$, 95% CI [.93, .99]; $v1_{rechts}$: $r = .98$, 95% CI [.96, .99]; $v2_{links}$: $r = .98$, 95% CI [.96, .99], $v2_{rechts}$: $r = .99$, 95% CI [.98, .99]; $v3_{links}$: $r = .98$, 95% CI [.97, .99], $v3_{rechts}$: $r = .99$, 95% CI [.97, .99]).

Die (Nicht-)Unterschiedsprüfung deckt für Verfahren 1 signifikante Differenzen zwischen den Beurteiler*innen auf ($v1_{links}$: $t(29) = 4.84$, $p < .001$, $d_z = 0.88$, 95% CI [0.45, 1.3], $\Delta M = 1.22$ cm, 95% CI [0.71, 1.74]; $v1_{rechts}$: $t(29) = 7.81$, $p < .001$, $d_z = 1.43$, 95% CI [0.91, 1.93], $\Delta M = 1.88$ cm, 95% CI [1.39, 2.37]). In Verfahren 2 weichen die Beurteiler*innen lediglich beim linken ($t(29) = -4.35$, $p < .001$, $d_z = -0.79$, 95% CI [-1.2, -.038], $\Delta M = -0.39$ cm, 95% CI [-0.58, -0.21]), nicht aber beim rechten Bein ($t(29) = -1.21$, $p = .236$, $d_z = -0.22$, 95% CI [-0.58, 0.14], $\Delta M = -0.14$ cm, 95% CI [-0.37, 0.09]) signifikant voneinander ab. Ein ähnlicher Befund zeigt sich bei Verfahren 3 ($v3_{links}$: $t(29) = -4.62$, $p < .001$, $d_z = -0.83$, 95% CI [-1.26, -0.42], $\Delta M = -1.5^\circ$, 95% CI [-2.17°, -0.84°]; $v3_{rechts}$: $t(29) = -1.04$, $p = .307$, $d_z = -0.19$, 95% CI [-0.55, 0.17], $\Delta M = -0.53^\circ$, 95% CI [-1.58°, 0.52°]).

Die Zusammenhangsanalysen zeigen, dass die Ergebnisse der Verfahren 2 und 3 tendenziell höher miteinander korrelieren als das Verfahren 1 mit 2 und 3 ($v1-v2_{links}$: $r = .81$, 95% CI [.64, .91], $v1-v2_{rechts}$: $r = .92$, 95% CI [.83, .96]; $v1-v3_{links}$: $r = .81$, 95% CI [.63, .91], $v1-v3_{rechts}$: $r = .89$, 95% CI [.78, .95]; $v2-v3_{links}$: $r > .99$, 95% CI [.99, >.99], $v2-v3_{rechts}$: $r > .99$, 95% CI [.98, >.99]).

Diskussion

Die videobasierte Kniestellungsanalyse mit dem LESS-Test soll perspektivisch ein zeiteffizientes Screening für potenziell risikoreiche Bewegungsmuster bei der Landung anhand eines der drei Analyseverfahren darstellen. Die Verfahren 2 und 3 weisen sowohl eine hohe Beurteilerreliabilität als auch für ein Screening zu vernachlässigende Unterschiede zwischen den Beurteiler*innen auf. Der hohe Zusammenhang ($r > .99$) zwischen Verfahren 3 und Verfahren 2, dem bisherigen Goldstandard, die geringere Anzahl zu bearbeitender Standbilder und anzuklickender Körpermarker beim Verfahren 3 und der daraus resultierende geringere Zeitaufwand sowie die Verfügbarkeit von Referenzwerten zur Bestimmung kritischer Werte beim Verfahren 3 zeigen eine Präferenz des Verfahrens von Munro et al. (2012), das im Screening und weiteren Studien systematisch eingesetzt werden kann.

Literatur

- Dreiskämper, D., Tietjens, M., & Strauss, B. (2015). *Sicherheit im Sportstudium - Empirische Studie zur Ursachen und Wirkungen von Unfällen im Sportstudium in NRW*. Berlin: LIT Verlag.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., . . . Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. doi:10.1177/0363546504269591
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319.
- Kagaya, Y., Kawasaki, W., Fujii, Y., & Nishizono, H. (2012). Validation of a two-dimensional motion analysis technique for quantifying dynamic knee valgus during a drop landing by comparisons to data from three-dimensional analysis. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 59(4), 407-414.
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., . . . Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 874-883. doi:10.1177/0363546515625048
- Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-Dimensional Video Assessment of Frontal-Plane Dynamic Knee Valgus During Common Athletic Screening Tasks. *Journal of Sport Rehabilitation*, 7-11.
- Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., . . . Tsuchiya, H. (2018). Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(2), 442-447. doi:10.1007/s00167-017-4681-9

Assessing knee joint forces using wearable sensors and machine learning techniques

¹Bernd Stetter, ¹Frieder Krafft, ¹Steffen Ringhof, ^{1,2}Stefan Sell, ¹Thorsten Stein

¹Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Karlsruhe, Germany

²Hospital Neuenbürg, Joint Center Black Forest, Neuenbürg, Germany

Email: bernd.stetter@kit.edu

Introduction

The knee is an important load-bearing joint in the body, which constantly undergoes huge stress during daily and athletic activities. As a consequence, the knee is prone to injury [1] and chronic degenerative joint disease such as osteoarthritis [2]. Traditionally, the analysis of joint forces has been performed in a laboratory using a tree-dimensional motion capture system and force plates as well as biomechanical modelling [2]. Based on inverse dynamics calculations, internal forces can be obtained. However, such a laboratory-based assessment has the drawback that measurements cannot be applied in natural environments. Therefore, the estimation of biomechanical quantities (e.g. knee joint forces) by means of wearable inertial sensors has experienced tremendous advances. The measured physical quantities related to the motion can be used to estimate biomechanical variables [3]. Thereby, machine learning techniques such as artificial neural network (ANN) offer great potential to deduce target variables reliable. The purpose of this study was to develop an ANN that estimates knee joint forces during a variety of movements based on data obtained by two wearable sensors.

Methods

Thirteen male volunteers (age, 26.1 ± 2.9 years; height, 178.7 ± 5.5 cm; body mass, 78.4 ± 5.9 kg) participated in this study. Two identical custom-built 6DOF IMUs (1500 Hz, ± 8 g accelerometer, ± 2000 °/s gyroscope) were attached to each participants' right leg while they performed fourteen different movement tasks: walking straight, walking 90° clockwise turn, walking 90° counterclockwise turn, moderate running, fast running, running 90° clockwise turn, running 90° counterclockwise turn, sprint start, full-stop, left- and right-sided cutting maneuver, side shuffle cut, one-leg horizontal jump and two-leg vertical jump. The IMUs were integrated in a knee sleeve for fixation purposes and positioned at the upper (UP) and lower (LW) frontal end of the sleeve. Full body kinematics (Vicon Motion Systems, 200 Hz) and ground reaction forces (AMTI, 1000 Hz) were recorded in order to determine internal knee joint forces (KJF) using a full body biomechanical model (Dynamicus, ALASKA). An ANN (two-layer with 250 and 100 neurons) mapping the IMU signals to the KJF time series was developed. Thus, the ANN had 12 and 3 variables (i.e. nodes) in its input and output layer, respectively. Evaluation of the ANN was done using a leave-one-subject-out cross-validation in order to assess the performance of a subject-independent model (generic model). For each movement the similarity between the ANN predicted continuous outcomes (F_v^* , F_{ap}^* and F_{ml}^*) and the inverse dynamics calculated data (F_v , F_{ap} and F_{ml}) was assessed using the Pearson's correlation coefficient and relative Root Mean Squared Error (rRMSE). rRMSE was calculated as the normalized root mean square with respect to the average peak-to-peak amplitude for the two methods [4].

Results

The estimated KJF profiles of walking straight are exemplarily shown in Figure 3. The ANN-predicted KJF yielded correlation coefficients that ranged from 0.92 to 0.55 (F_v^* vs F_v), 0.88 to 0.61 (F_{ap}^* vs F_{ap}) and 0.56 to 0.22 (F_{ml}^* vs F_{ml}) for the different movements. F_v^* for moderate running showed the highest correlation (0.92 ± 0.06) with the inverse dynamics calculated data (F_v). The rRMSE between F_v^* and F_v , F_{ap}^* and F_{ap} , F_{ml}^* and F_{ml} ranged between 14.2% and 25.9%, 17.4% and 27.1% and 27.8% and 45.9%, respectively, for the different movements. The lowest rRMSE was found for the estimation of the vertical KJF of walking straight and moderate running (each 14.2%).

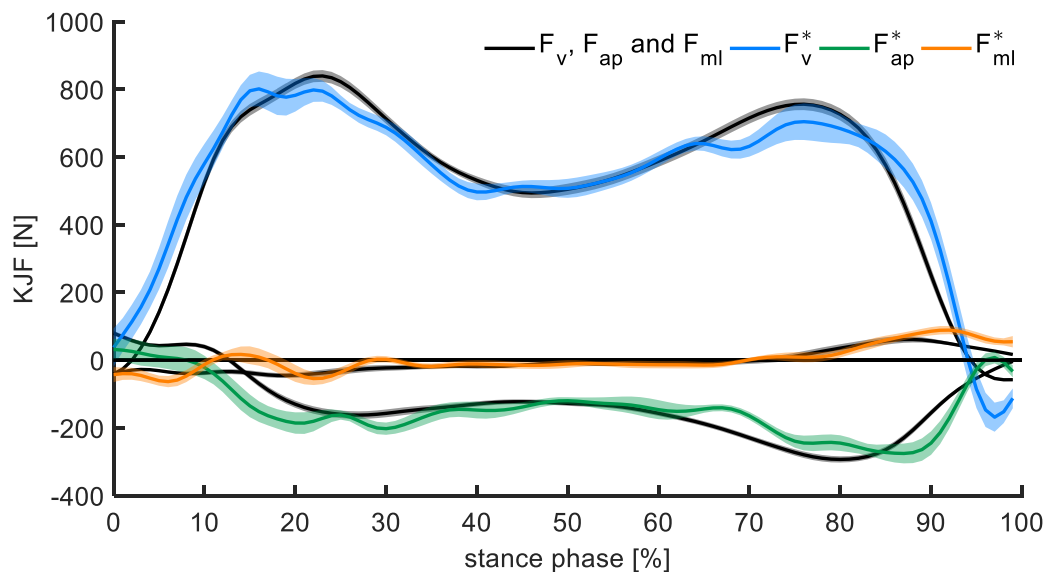


Figure 3: Mean (and standard error band) of the estimated three-dimensional knee joint forces (KJF; F_v^* , F_{ap}^* and F_{ml}^*) for walking straight are presented (normalized to the stance phase) compared to their respective references [inverse dynamics calculated knee joint forces (F_v , F_{ap} and F_{ml})]. Pearson's correlation coefficients were $0.85 (\pm 0.09)$, $0.66 (\pm 0.26)$, and $0.56 (\pm 0.23)$ and the relative Root Mean Squared Errors were $14.2\% (\pm 4.3\%)$, $20.8\% (\pm 5.6\%)$ and $27.7\% (\pm 5.7\%)$ for the vertical, anterior-posterior and medial-lateral component, respectively.

Discussion

This study was aimed to explore the potential of an ANN approach in estimating KJF based on wearable sensors signals in a variety of movements. The results of the study indicate that the vertical force component can be estimated with acceptable accuracy (i.e. correlation coefficients > 0.80 and $rRMSE < 20\%$ for most of the movements). The medial-lateral component showed across all movements the lowest strength of association between the ANN-predicted outcomes and KJF calculated by inverse dynamics. The accuracy of our KJF predictions were slightly lower than those reported in similar studies. Wouda and colleagues [5] showed correlation coefficients higher than 0.92 when estimating the vertical ground reaction force during running based on vertical accelerations and lower limb joint angles. It must be noted that in the current study only direct IMU signals were used to estimate the KJF without providing joint kinematics. Additionally, our ANN was applied on a wide range of movements tasks, whereas Wouda and colleagues [5] focused only on running. With respect to the comparison of different movements, especially movements with continuous double support, such as bilateral vertical jumping, showed reduced predictive power. Overall, KJF play a crucial role in the context of knee injury and progression of chronic degenerative joint diseases [1,2]. Ultimately, the findings of this study can help (1) to study the relationship between force measures and injury in the natural environment, which is essential to establish effective injury prevention strategies and (2) to monitor an athlete's or patient's workload in order to prevent overuse.

References

34. Weiss K, Whatman C. 2015. Biomechanics associated with patellofemoral pain and ACL injuries in sports. In *Sports Med.* 2015, vol. 45: 1325.
35. D'Lima DD, Fregly BJ, Patil S, Steklor N, Colwell Jr CW. 2012. Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. In *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2012, vol. 226(2), p. 95-102.
36. Camomilla V, Bergamini E, Fantozzi S, Vannozzi G. 2018. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. In *Sensors* 2018, vol. 18(3): 873.
37. Ren L, Jones RK, Howard D. 2008. Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. In *J. Biomech.* 2008, vol. 41(12), p. 2750-2759.
38. Wouda FJ, Giuberti M, Bellusci G, Maartens E, Reenalda J, Van Beijnum BJF, Veltink PH. 2018. Estimation of vertical ground reaction forces and sagittal knee kinematics during running using three inertial sensors. In *Front. Physiol.* 2018, vol. 9: 218.

Effect of Different Knee Braces in ACL-deficient Patients

¹Anne Focke, ¹Hannah Steingrebe, ¹Felix Möhler, ¹Steffen Ringhof, ¹Stefan Sell, ²Wolfgang Potthast, ¹Thorsten Stein

¹Karlsruhe Institute of Technology, Karlsruhe, Germany

²German Sport University Cologne, Cologne, Germany

Email: anne.focke@kit.edu

Introduction

Ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL) are the most common ligament injuries of the knee [1]. Typical injury mechanisms for ACL ruptures include movements combining high valgus moments with substantial internal or external rotations [2]. Consequences of ACL ruptures are biomechanical and neuromuscular changes with impact on joint kinematics [1,3]. These changes can lead to compensation mechanisms resulting in altered patterns of muscular activity [4] or secondary injuries and chronic diseases of the overloaded structures (e.g. osteoarthritis) [5]. Irrespective of the treatment method after ACL ruptures, braces are a simple and useful aid to immobilize the knee joint in case of acute ruptures and to prevent excessive joint movements. Additionally, braces are frequently used during the rehabilitation process, primarily to improve stability during activity and thus to prevent secondary injuries. Traditional functional knee braces are designed as rigid shells with a hinge joint and straps to mechanically guide and support the knee joint during motion. Besides the sole mechanical stabilization, recent approaches included sensorimotor aspects which might have the potential to better fulfil stabilization tasks during dynamic situations. Studies comparing rigid braces with soft braces show conflicting results and most of these studies used simple movements tasks such as jump, balance or strength tests [6,3]. Although these tasks may represent traditional and common tests in clinical or laboratory settings, they merely do not represent everyday activities and, furthermore, do not strain the knee joint in the frontal and transverse plane. Additionally, information regarding joint kinematics of the lower extremities in ACL patients is still rare. Therefore, the purpose of this study was to investigate the influence of two different braces (rigid vs. soft) on knee joint angles in ACL-deficient patients using two movement tasks that provoke movements in the frontal and transverse planes.

Methods

A total of 17 subjects with ACL-deficient knees participated in this study (10 females, 7 males; age: 44.4 ± 11.5 years). Knee instability as the most important inclusion criterion was assumed when two of the following three criteria were fulfilled: (i) side-to-side difference in knee laxity ≥ 3 mm evaluated by use of the KT-1000TM arthrometer (MEDmetric, San Diego, California), (ii) limb symmetry score below 85% during the single hop test for distance [7], and (iii) limb symmetry score below 85% during the timed hop test [7]. Subjects performed two movement tasks: level walking and a 180° cutting movement. For the walking task, subjects walked at a velocity of 5 km/h ($\pm 5\%$) over a tiltable plate (pronation) in the middle of the walkway. Tilting of the plate was controlled by a custom made software program and triggered by an infrared timing gate. The tilting of the plate was initiated with two different delay conditions, whereby the plate either tilted before (predictive) or while (reactive) the subjects stepped on the plate. For the second task, the subjects performed a 180° cutting movement on the plate after walking with a predetermined velocity of 7 km/h ($\pm 5\%$). The plate embedded in the middle of the walkway was fixed in a straight position. Measurements were performed under three different conditions: injured leg with rigid brace, injured leg with soft brace, and injured leg without brace. The order of the three conditions was randomized for all subjects. Finally, for each test condition and movement task, three successful trials were measured and averaged. Kinematic data were captured with a ten-camera digital optical motion capture system (Vicon Motion Systems; Oxford Metrics Group, Oxford, UK). Knee joint kinematics during stance phase on the plate were calculated with alaska Dynamicus (insys GmbH, Chemnitz, Germany). Since the braces are primarily intended to prevent extreme movements in the frontal and transverse planes and thus to prevent secondary injuries, the maximum knee joint angles in these planes were compared between the three brace conditions by using one-way repeated measures ANOVAs and Holm-Bonferroni corrected pairwise comparisons.

Results

Figure 1 shows the knee joint kinematics in sagittal, frontal and transverse plane during stance phase of all movement tasks.

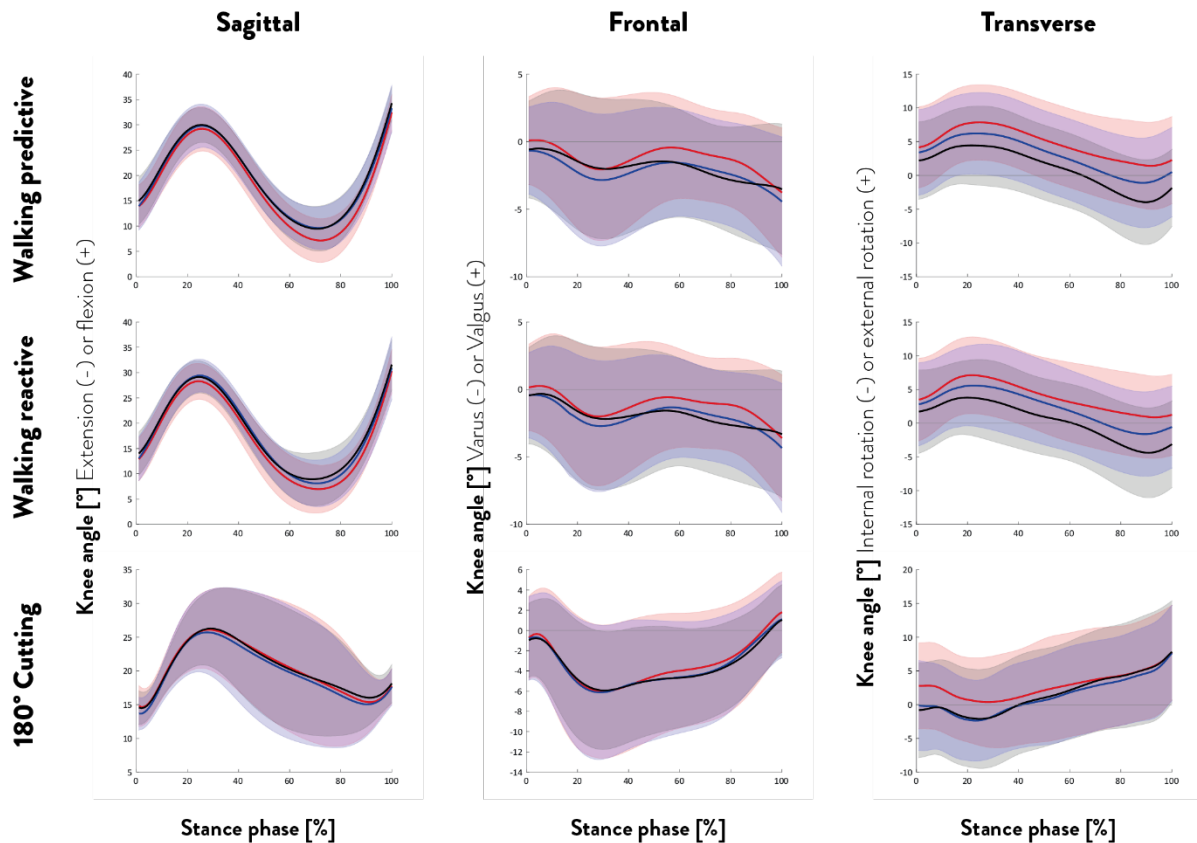


Fig 1. Knee joint kinematics (mean $\pm$ standard deviation) of all three movement tasks in sagittal, frontal and transverse plane during stance phase. Red= without brace, black= rigid brace, blue=soft brace.

For predictive walking, the maximum valgus and the maximum external rotation angle in the knee were significantly reduced with both braces compared to the non-braced condition (Table 1). For reactive walking, the maximum valgus angle was significantly smaller for both braces compared to the non-braced condition, however, the maximum external rotation angle was significantly reduced only with the rigid brace compared to the non-braced condition (Table 1). For the 180° cutting movement, the maximum valgus angle was significantly reduced only for the rigid brace, whereas the maximum external rotation angle was not significantly different between the three conditions (Table 1).

Table 1. Mean values and standard deviations of knee joint angles during stance phase of walking (predictive and reactive) and cutting with respective *p*-values and effect sizes.

	rigid	soft	without	ANOVA	rigid vs. soft	rigid vs. without	soft vs. without
variable	mean (sd)	mean (sd)	mean (sd)	<i>p</i> (η_p^2)	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
Walking predictive							
frontal							
max.	0.07 (4.19)	-0.05 (3.66)	0.83 (3.73)	0.005 (2.78)*	0.699	0.016*	0.006*
transverse							
max.	5.09 (5.48)	6.72 (5.60)	8.26 (5.35)	<0.001 (0.400)*	0.061	<0.001*	0.040*
Walking reactive							
frontal							
max.	0.15 (4.10)	0.09 (3.51)	0.79 (3.66)	0.024 (0.208)*	0.837	0.030*	0.030*
transverse							
max.	4.32 (5.42)	6.08 (5.74)	7.49 (5.46)	0.001 (0.364)*	0.064	0.003*	0.064
Cutting 180°							
frontal							
max.	1.45 (3.21)	1.55 (3.64)	2.17 (3.79)	0.018 (0.222)*	0.730	0.018*	0.064
transverse							
max.	8.70 (7.26)	8.54 (6.41)	8.72 (6.71)	0.979 (0.001)			

sd = standard deviation;

sagittal: (+)=flexion, (-)=extension; frontal: (+)=valgus, (-)=varus; transverse: (+)=external rotation, (-)=internal rotation;

* level of significance ≤ 0.05

Discussion

For the walking conditions both braces reduced maximum knee joint angles in frontal plane, shifting the knee into a more pronounced varus position. Likewise, both braces were able to reduce the maximum external rotation angle in the knee, although the reduction tended to be greater for the rigid brace than for the soft brace. Thus, both braces were able to reduce joint positions observed during typical injury mechanisms for ACL ruptures. This is not in line with a previous study of Singer and Lamontagne [8]. However, they tested healthy subjects who may be less susceptible to effects of the braces than ACL-deficient patients [8]. For the 180° cutting movement, provoking high external knee rotations, only the rigid brace could reduce the valgus angle in frontal plane and no effects of the braces were found in transverse plane.

Even if a higher mechanical guidance of the rigid brace due to its shells, straps and hinge joints leads to a higher degree of protection, the soft brace comprises the lateral rails of the rigid brace and the stretchable stocking fabric of a bandage providing a mechanical stabilization with potentially improved proprioception and neuromuscular control [9]. It should also be noted that despite the more pronounced effects of the rigid brace, there were no significant differences between the two braces in any condition. Thus, regarding the fact that patients often report discomfort using rigid braces [8], both braces have their advantages without being superior to the other and might be able to reduce secondary injuries.

Future studies should continue to include ACL patients and use stressful movement tasks that sufficiently challenge the knee joint in different planes. To further investigate the effect of different brace concepts, the analysis of joint kinetics and muscle activity might help to gain information regarding the prevention of chronic diseases and the effect on neuromuscular processes.

References

39. Palm H, Brattinger F, Stegmueller B, Achatz G, Riesner H, Friemert B. 2012. Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. In *Knee*. 2012, vol. 19(5), p. 664-671.
40. Hughes G, Watkins J. 2006. A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. In *Sports Med*. 2006, vol. 36(5), p. 411-428.
41. Beynnon BD, Fleming BC, Churchill DL, Brown D. 2003. The effect of anterior cruciate ligament deficiency and functional bracing on translation of the tibia relative to the femur during nonweightbearing. In *Am J Sports Med*. 2003, vol. 31(1), p. 99-105.
42. Roberts D, Ageberg E, Andersson G, Fridén T. 2007. Clinical measurements of proprioception, muscle strength and laxity in relation to function in the ACL-injured knee. In *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007, vol. 15(1), p. 9-16.
43. Anriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. 2004. A Framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. In *Ann Biomed Eng*. 2004, vol. 32(3), p. 447-457.
44. Strutzenberger G, Braig M, Sell S, Boes K, Schwameder H. 2012. Effect of brace design on patients with ACL-ruptures. In *Int J Sports Med*. 2012, vol. 33(11), p. 934-939.
45. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. 1991. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. In *Am J Sports Med*. 1991, vol. 19(5), p. 513-518.
46. Singer JC, Lamontagne M. 2008. The effect of functional knee brace design and hinge misalignment on lower limb joint mechanics. In *Clin Biomech*. 2008, vol. 23(1), p. 52-59.
47. Giotis D, Zampeli F, Pappas E, Mitsionis G, Papadopoulos P, Georgoulis AD. 2013. The effect of knee braces on tibial rotation in anterior cruciate ligament-deficient knees during high-demand athletic activities. In *Clin J Sport Med*. 2013, vol. 23(4), p. 287-292.

Experimental framework for quantifying the effect of load on superior glenohumeral translation

^{1,2}Felix Malzner, ^{1,3,4}Corina Nüesch, ¹Stefan Loske, ¹Werner Vach, ^{1,5}Laurent Audige,
¹Andreas M. Müller, ^{1,3,4}Annegret Mündermann

¹Department of Orthopaedics and Traumatology, University Hospital Basel; ²Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sports University Cologne; ³Department of Biomedical Engineering, ⁴Department of Clinical Research, University of Basel; ⁵Schulthess Clinic Zurich

Email: felixmalzner@t-online.de

Introduction

In patients with rotator cuff tears, the unopposed pull of the deltoid muscle may cause superior translation of the humeral head in relation to the glenoid.

To date, superior glenohumeral translation is measured on single plane radiographs¹. The aim of this study was to establish an experimental framework for quantifying the effect of load on superior glenohumeral translation in rotator cuff patients compared to asymptomatic subjects using 3D motion analysis and single plane fluoroscopy.

Methods

Subjects signed informed consent before participating in this pilot study approved by the institutional review board. 3D motion analysis was performed for bilateral 30° frontal plane abduction movement in upright position with extended elbow with and without a handheld weight of 3 kg. Retroreflective markers were placed on the upper extremity according to the ISB guidelines². Subsequently, single plane fluoroscopic images were taken for the unloaded and loaded 30° frontal plane abduction condition in static positions of the dominant shoulder. The MATLAB software package U.L.E.M.A. with coordinate systems defined according to ISB guidelines² was used to calculate the centre of rotation of the glenohumeral joint (GHJC) for the 3D motion data. On the fluoroscopic images, the GHJC was determined according to Poppen & Walker³ (Fig. 1). The perpendicular distance of the GHJC to the medio-lateral axis of the thorax coordinate system respective the height of the corresponding acromion (AC) was measured for both methods. Superior glenohumeral translation was defined as the difference between this distance for the loaded and unloaded positions. Limits of agreement were evaluated using Bland-Altman-Plots⁴.

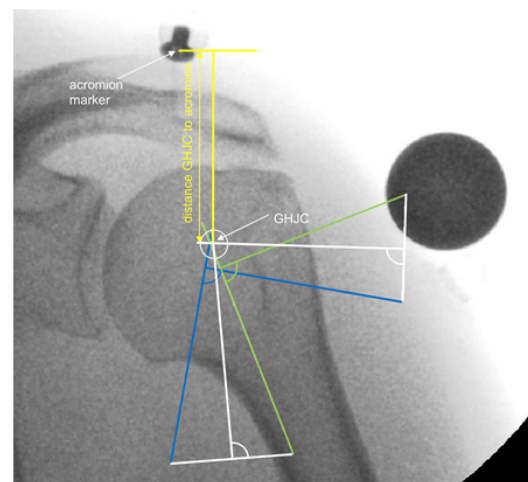


Fig. 1. Example fluoroscopic image with the geometric evaluation of the glenohumeral joint rotation centre (GHJC) according to Poppen & Walker³

Results

In this study, we completed measurements for twelve asymptomatic subjects (6 female, 6 male; age, 60 ± 10 years; body mass index, $24.7 \pm 1.25 \text{ kg/m}^2$). Load-induced superior glenohumeral translation was $0.0 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ for the 3D motion analysis and $1.0 \text{ mm} \pm 1.3 \text{ mm}$ in the fluoroscopic images. The mean difference between the two methods was 0.95 mm , and the limits of agreement were -2.98 and 1.07 (Fig. 2).

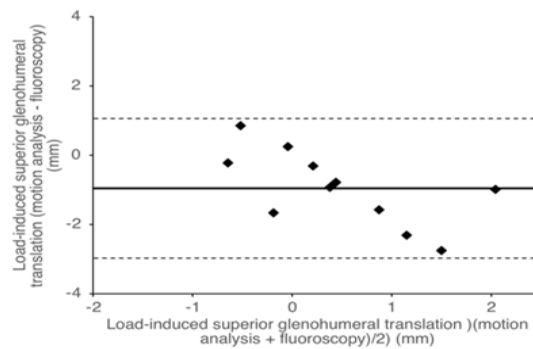


Fig. 2. Limits of agreement for motion analysis based and fluoroscopy based glenohumeral translation

Discussion

These results indicate that in asymptomatic persons load application leads to little or no superior glenohumeral translation at 30° of frontal plane abduction. These results show the feasibility of the established experimental framework, although motion analysis based glenohumeral translation may underestimate fluoroscopy based glenohumeral translation. We will now apply this framework for quantifying differences in load-induced superior glenohumeral translation between patients with isolated complete supraspinatus tear, patients with combined complete supraspinatus and either partial infraspinatus or partial subscapularis tear, and age-matched asymptomatic persons.

References

1. Yamaguchi, K., Sher, J.S., Andersen, W.K., Garretson, R., Uribe, J.W., Hechtman, K. and Neviaser, R.J., Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2000, 9(1), 6–11.
2. Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veegeer, H.E.J., Makhsous, M., van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W. and Buchholz, B., ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand, *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(5), 981–992.
3. Poppen, N.K. and Walker, P.S., Normal and abnormal motion of the shoulder, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 1976, 58(2), 195–201.
4. Martin Bland, J. and Altman, D., Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *The Lancet*, 1986, 327(8476), 307–310.

Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsunterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Seite bei Patienten mit einer Hüft-Totalendoprothese – bestimmt mithilfe eines neuartigen Diagnostikgeräts (Pilotstudie)

¹John, St., ¹Weizel, D., ²Orlowski, ²K., Mrkor, K., ¹Edelmann-Nusser, J., ¹Witte, K.

¹Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg, Deutschland

²Technische Hochschule Brandenburg, Brandenburg, Deutschland

Email: Stefanie.John@ovgu.de

Einführung

Patienten mit hochgradiger Coxarthrose leiden zum Teil unter starken Schmerzen sowie Bewegungseinschränkungen und muskulärer Schwäche der unteren Extremitäten (Bijlsma et al., 2011). Durch das Einsetzen eines künstlichen Hüftgelenks können die Schmerzen häufig genommen werden und die Patienten zeigen sich mit dem Ergebnis der Operation zufrieden (Jones et al., 2000). Ob die durch die jahrelange Schonhaltung induzierten muskulären Defizite und Bewegungseinschränkungen auch Jahre nach der Hüftarthroplastik bestehen bleiben, ist umstritten. Um potenzielle Seitendifferenzen bei verschiedenen Krankheitsbildern zu untersuchen, wurde ein neuartiges Diagnostikgerät entwickelt. Mithilfe dessen können Symmetrieverhältnisse bezüglich isometrischer Maximalkraft der Hüft- und Beinmuskulatur, des Bewegungsumfangs des Hüft- und Kniegelenks sowie der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit quantifiziert werden.

Ziel dieser noch laufenden Studie ist das datenbasierte Erfassen möglicher Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsunterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Seite bei Probanden nach unilateraler Hüft-Totalendoprothese (Hüft-TEP).

Methode

Im betrachteten Untersuchungszeitraum nahmen vier Probanden (3 weiblich, 1 männlich; Alter: $Y = 68,25 \pm 1,09$ Jahre) an der Untersuchung teil. Alle Probanden wurden vor 4 bis 5 Jahren mit einer Hüft-TEP einseitig (zweimal rechts und zweimal links) versorgt. Für die Beweglichkeits- und Kraftmessungen des Hüftgelenks und der hüftumgebenden Muskulatur wurden die Probanden im Diagnostikgerät oberhalb des Beckenknochens fixiert, um Ausweichbewegungen mit dem Oberkörper zu vermeiden. Die Bewegungsumfänge wurden in einer aktiv ausgeführten Bewegung mit einem Beschleunigungssensor (PLUX-Wireless Biosignals S.A, Lissabon) gemessen, welcher am distalen Ende des jeweiligen Oberschenkels lateral platziert wurde. Dadurch wurden die maximalen Bewegungswinkel der Hüft-Flexion, -Extension und -Abduktion erfasst. Die anschließende Kraftmessung erfolgte isometrisch in die gleichen Bewegungsrichtungen und wurde um die Adduktion ergänzt. Ein in das Zugseil integrierter Kraftaufnehmer (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) lieferte die Kraftwerte. Die Gleichgewichtsfähigkeit wurde im Einbeinstand mit einer in das Gerät integrierter Kraftmessplatte (PLUX-Wireless Biosignals S.A, Lissabon) untersucht. Alle Daten wurden über eine eigens geschriebene Software aufgenommen und ausgewertet.

Ergebnisse

Bei der Beweglichkeit zeigt sich, dass die Flexion und Extension auf der TEP-Seite im Mittel 1,5 % bis 6,6 % schlechter ist als auf der nicht-operierten Seite. In Abduktionsrichtung ist der Bewegungsumfang auf der TEP-Seite mit fast 10 % Differenz größer als auf der nicht-operierten Seite (siehe Tabelle 1).

Bei der Kraftanalyse der hüftumgebenden Muskulatur ist die Flexion die einzige Krafrichtung, die mit 6 % Differenz auf der TEP-Seite stärker ist. Die Extensions-, Adduktions- und Abduktionskraft zeigen auf der nicht-operierten Seite höhere Werte. Die mittleren Differenzen liegen hier bei 7 % bis 10 % (siehe Tabelle 1). Beim Längenvergleich der Center of Pressure (COP)- Länge im 10-sekündigen Einbeinstand wird sichtbar, dass die COP-Länge auf der TEP-Seite um 12,5 % länger ist als auf der nicht-operierten Seite (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Darstellung der mittleren Differenzen zwischen TEP und nicht-operierter Seite bei Beweglichkeit, Kraft und COP-Länge

	Differenz [%] zur nicht-operierten Seite
Beweglichkeit	
Flexion	-6,65
Extension	-1,54
Abduktion	+9,9
Kraft	
Flexion	+6,4
Extension	- 7,6
Adduktion	-8,1
Abduktion	-9,9
Gleichgewicht	
COP-Länge	+12,5

Diskussion

Vier bis fünf Jahre nach Einsetzen der Hüft-TEP sind in der Beweglichkeit des Hüftgelenks Unterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Seite vorhanden. Bei der Abduktion erreichten die Probanden auf der TEP-Seite einen höheren Abduktionswinkel als auf der nicht-operierten Seite. Die Abduktion ist eine der ersten Bewegungsrichtungen, die bei Coxarthrose-Patienten eingeschränkt ist (Häkkinen et al., 2010). Durch den künstlichen Gelenkersatz scheint dieses Defizit kompensiert. Die Gelenkwinkel in den anderen beiden Bewegungsrichtungen Flexion und Extension zeigen noch ein leichtes Defizit seitens der operierten Seite. Bei der Analyse der Hüftmuskulatur ist zu erkennen, dass in Extensions-, Adduktions-, und Abduktionsrichtung ein Kraftdefizit von 7 % bis 10 % auf der TEP-Seite besteht. In der Studie von Rasch et al. (2010) wurden bei Patienten zwei Jahre nach der Hüftarthroplastik ebenfalls noch bestehende Seitendifferenzen in der Hüftmuskulatur detektiert. Die Seitendifferenz zwischen operierter Seite und nicht-operierter Seite war auch hier in der Abduktion am größten. Das Kraftdefizit der Abduktoren auf der TEP-Seite könnte auch den längeren Weg des COPs im Einbeinstand auf der operierten Seite erklären, da Arvin et al. (2015) in seiner Studie postulierte, dass die Hüftabduktorenkraft mit der Gleichgewichtsfähigkeit positiv korreliert.

Die ersten Ergebnisse der Pilotstudie weisen auch Jahre nach Erhalt eines neuen Hüftgelenks auf Defizite der operierten Seite im Bereich der Beweglichkeit, Kraft und des Gleichgewichts hin. Auffällig ist, dass die Beweglichkeit in der Abduktion nach der Operation wiederhergestellt ist, aber in diese Bewegungsrichtung das größte Kraftdefizit besteht. Da die Stärke der Hüftabduktoren nicht nur positiv mit der Gleichgewichtsfähigkeit

korreliert, sondern nach Foucher et al. (2018) auch mit dem physischen Aktivitätslevel nach der TEP, sollte nach erfolgter Hüftarthroplastik dem Training der Hüftabduktoren besondere Bedeutung zukommen.

Literatur

1. Bijlsma, J. W., Berenbaum, F., & Lefeber, F. P. (2011). Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *The Lancet*, 377(9783), 2115-2126.
 2. Jones, C. A., Voaklander, D. C., Johnston, D. W., & Suarez-Almazor, M. E. (2000). Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. *The Journal of rheumatology*, 27(7), 1745-1752.
 3. Häkkinen, A., Borg, H., Kautiainen, H., Anttila, E., Häkkinen, K., Ylinen, J., & Kiviranta, I. (2010). Muscle strength and range of movement deficits 1 year after hip resurfacing surgery using posterior approach. *Disability and rehabilitation*, 32(6), 483-491.
 4. Rasch, A., Dalén, N., & Berg, H. E. (2010). Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta orthopaedica*, 81(2), 183-188.
 5. Arvin, M., Hoozemans, M. J., Burger, B. J., Rispen, S. M., Verschueren, S. M., van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2015). Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults. *Gait & posture*, 42(4), 545-549.
- Foucher, K. C., Cinnamon, C. C., Ryan, C. A., Chmell, S. J., & Dapiton, K. (2018). Hip abductor strength and fatigue are associated with activity levels more than 1 year after total hip replacement. *Journal of Orthopaedic Research*®, 36(5), 1519-1525.

Session 4a: Lokomotion und posturale Kontrolle

Gait initiation in upslope walking

¹Lisa Claußen, ²Gerda Strutzenberger, Maria Flecker, ²Hermann Schwameder

¹Institute of Sports and Sport Science, University of Kassel, Kassel, Germany

²Department of Sport Exercise and Science, Paris Lodron University of Salzburg, Salzburg, Austria

Email: lisa.claussen@uni-kassel.de

Nicht publiziert auf Wunsch der Autoren.

Not published by request of the authors.

Assessment of Achilles Tendon Length During Walking and Running: A new in vivo approach

^{1,2}Mohamad Reza Kharazi, ^{1,2}Sebastian Bohm, ^{1,2}Adamantios Arampatzis

¹ Department of Training and Movement Sciences, Humboldt-Universität zu Berlin, Germany

² Berlin School of Movement Sciences, Humboldt-Universität zu Berlin, Germany

Email: mohamadreza.kharazi@hu-berlin.de

Introduction

Tendons are the bridge connection of the muscles and the bones and transfer muscle forces to the skeleton. The elastic properties of tendons promote not only storage and release of strain energy but may also decouple the length trajectories of fascicles and muscle-tendon unit (MTU) with smaller operating ranges of the fascicles, beneficial for force production during movements according to the force-length-velocity relationships [1]. Indeed, it has been shown that tendon lengthening and recoil contributes to locomotion, i.e. walking and running. However, in human research tendon length was either derived indirectly by a simple two-planar model [2] that likely not reflects the MTU appropriately or experimentally by a combination of ultrasound to measure the position of the origin at the muscle-tendon junction (MTJ) and the insertion on the calcaneus bone by marker-based motion capturing. Though the latter approach as applied may incorporate several simplifications: 1) the tendon length is measured as a straight line from origin to insertion while it is rather a curved path [3, 4] and 2) potential displacements of the skin underneath the marker on the calcaneus bone [5] as well as 3) the distance from the MTJ to the skin surface are not taken into account. Therefore, we present an experimental approach to investigate the effect of the curved path of the tendon, skin-to-bone displacements and MTJ-skin projection on the tendon length during walking and running on a preliminary dataset. We expected that the mentioned simplifications compromise the precise determination of the Achilles tendon length.

Method

One participant with 190 cm height, 84 kg weight and 21 years old, normal gait and no history of lower extremity injury participated in this study (9 more participants are planned).

The participant walked and ran in 0.7 and 2.5 m/s, respectively, while an ultrasound transducer (6 cm) was attached above the MTJ of the gastrocnemius medialis muscle using a flexible cast, capturing with 146 Hz. Eight reflective foil markers with 5 mm in diameter were positioned on the skin from the calcaneus bone (insertion of AT) to the edge of the transducer in two centimeter intervals, to elaborate the curved shape of the AT that runs longitudinally underneath the skin (Figure 1A). Furthermore, reflective markers on the toe, medial and lateral epicondyle and malleoli, as well as femur axis were placed to calculate ankle and knee joint angle, respectively. Several gait cycles passed for warm up in each speed and a total of twelve-step cycles was recorded. A custom made tripod (Figure 1A) was attached on top of the ultrasound transducer to be able to project the MTJ into the global coordination system of the Vicon system. During post-processing of the ultrasound images three points were used to reconstruct the skin surface and the shortest distance between this curve and the tracked MTJ was used to project the MTJ to skin surface (Figure. 1B)

Potential skin to bone displacements were elaborated with a 3 cm ultrasound transducer (30 fps), that visualized a sound absorptive marker that was placed on the skin to an anatomical landmark on the calcaneus bone (insertion area of AT) throughout a passive rotation of the ankle joint by a Biodex dynamometry (5°/s). Skin-to-bone displacements as a function of the heel angle (angle calculated with heel, ankle joint center and the knee joint center) were analysed and then referenced to the ankle joint angles during walking and running.

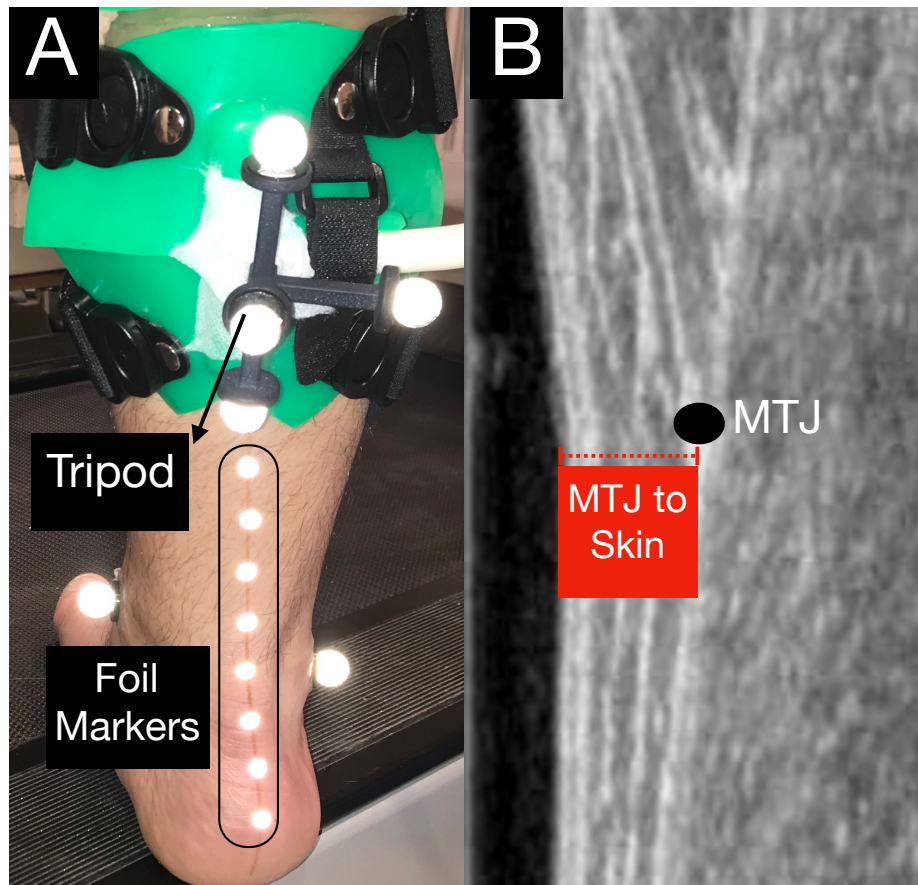


Figure 4. (A) Illustration of the placement of the foil markers modeling the curved path Achilles tendon underneath the skin and the tripod attached on top of the ultrasound transducer. The transducer fixed with a custom made flexible cast. (B) Ultrasound Image with specified the position of the MTJ and it's distance to skin surface.

Results

The AT length in both walking and running is illustrated in Figure 2. As can be seen the AT length calculated by the curved-shape approach is longer than the straight line approach, while the maximum difference between both approaches was 4 mm in walking and 3.5 mm in running. The effect of the skin-to-bone movement was up to 0.43 mm in walking and running. Finally, maximum difference of MTJ position with respect to skin corresponded to 2.3 mm for walking and 3.4 mm for running.

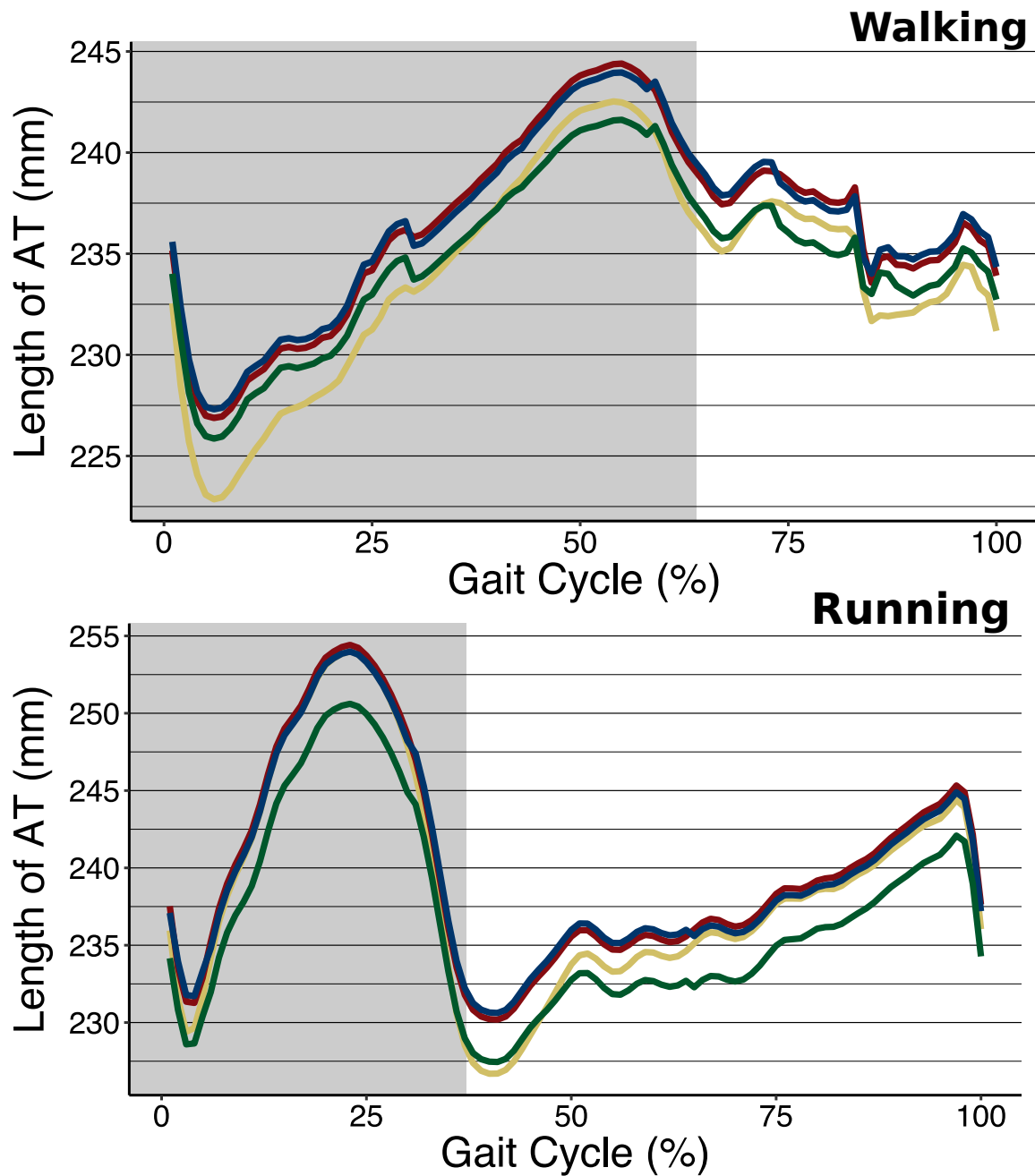


Figure 5. The length of the Achilles tendon was calculated by four approaches, 1) straight line (yellow line): the distance between calcaneus marker and the MTJ) coordination, 2) curve shape (red line): a linear model fitted to the eight tiny reflective foil markers and MTJ, then the length of the arch was calculated as AT length, 3) skin artifact (Blue Line): The AT length with correction of skin movement artifact 2, 4) MTJ to Skin Correction (Green Line): AT length with corrected MTJ coordination by projection to skin surface 2. The shaded area is the mean of stance phase across all steps.

Discussion

Our finding from one preliminary participant suggest that the AT length calculated based on the curve path approach is longer than the straight line approach in every phase of the gait, indicating an underestimation of AT length by the currently established straight-line method. The effect of skin movement artifact of heel marker was small for the investigated participant while the influence of the MTJ position to the skin surface on AT length calculation was notable. In conclusion, precise AT length determination may need to take the curved path approach and MTJ to skin displacements into account.

References

1. Roberts, T.J., et al., *Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work*. Science, 1997. 275(5303): p. 1113-1115.
2. Fukunaga, T., et al., *In vivo behaviour of human muscle tendon during walking*. Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences, 2001. 268(1464): p. 229-233.
3. Arampatzis, A., G. De Monte, and K. Karamanidis, *Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2008. 18(3): p. 503-508.
4. Stosic, J. and T. Finni, *Gastrocnemius tendon length and strain are different when assessed using straight or curved tendon model*. European journal of applied physiology, 2011. 111(12): p. 3151-3154.
5. Lichtwark, G. and A. Wilson, *In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping*. Journal of Experimental Biology, 2005. 208(24): p. 4715-4725.

Energy cost of running under hypogravity in well-trained runners and triathletes: A biomechanical perspective

¹Olaf Ueberschär, ^{1,2}Daniel Fleckenstein, ¹Frank Warschun, ¹Nico Walter, Jan C. Wüstenfeld, ^{1,3}Bernd Wolfarth, ^{4,5}Matthias W. Hoppe

¹Institute for Applied Training Science (IAT); Leipzig, Germany

²German Athletics Association; Dortmund, Leipzig, Darmstadt, Germany

³Department of Sports Medicine, Humboldt University / Charité –
Universitätsmedizin, Berlin

⁴Department of Movement and Training Science, University of Wuppertal;
Wuppertal, Germany

⁵Department of Orthopaedics, Trauma and Hand Surgery, Klinikum Osnabrück GmbH;
Osnabrück, Germany

Email: ueberschaer@iat.uni-leipzig.de

Introduction

Hypogravity running has become a popular training tool in competitive and recreational distance running and triathlon. So-called lower body positive pressure treadmills (LBPPTs) like the AlterG® are employed for rehabilitative, compensatory, submaximal and supramaximal endurance- and/or speed-oriented exercise sessions. While physiological adaptations to hypogravity running are well studied and understood, some biomechanical effects are surprising: As shown recently [1], tibial acceleration load is counter-intuitively not attenuated by hypogravity unloading, while, literally paradoxically, leaps become flatter under reduced gravity. To explain these effects from a biomechanical point of view, Polet and co-workers recently developed an energetic model for hypogravity running that differentiates between vertical and swing phase costs [2, 3]. They validated the model with recreational athletes at a constant jogging speed of 7.2 km h⁻¹. The present study was conducted to refine that model for well-trained athletes at running speeds of 12–22 km h⁻¹ and gravity levels relevant for competitive athletes.

Methods

Fifteen well-trained male runners and triathletes (30.2 ± 6.8 years, peak oxygen uptake 60.2 ± 3.8 ml kg⁻¹ min⁻¹) ran three incremental treadmill tests starting at 12 km h⁻¹ with steps of +2 km h⁻¹ until volitional exhaustion at gravity levels of 100 %, 80 % and 60 % in randomised order (Fig. 3). Energy expenditure was continuously monitored by spirometry and lactate measurements. Energy costs per step and metre, ratios of vertical and swing phase contributions as well as aerobic and anaerobic fractions were derived. Temporal gait structure was assessed by two 3D inertial measurement units fixed non-invasively at the distal tibiae.

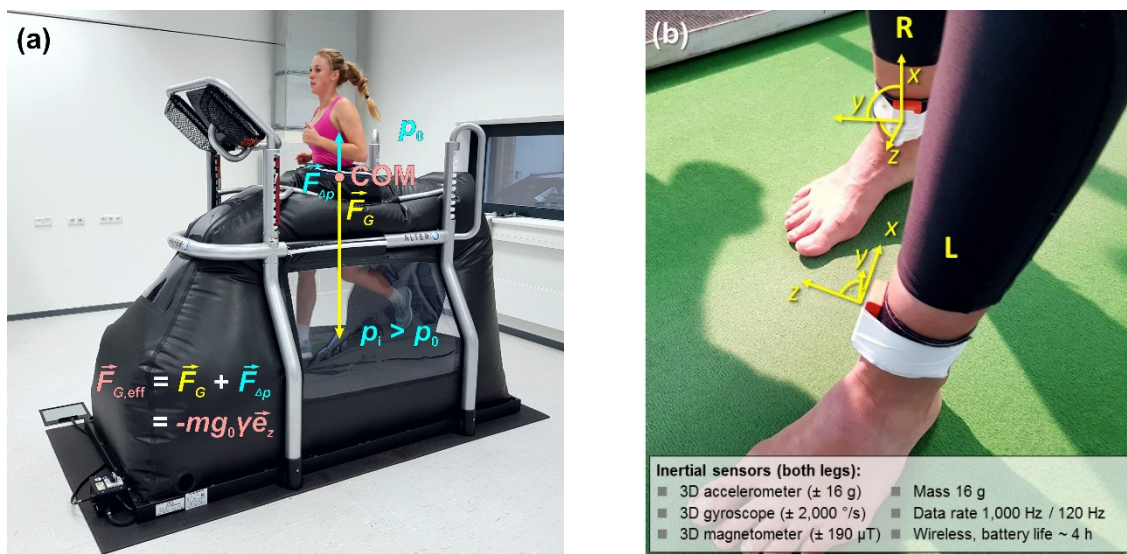


Fig. 3. Measurement setup. The employed hypogravity treadmill AlterG® and tibial inertial measurement units. **(a)** Lower body positive pressure treadmill unloading principle: By the positive pressure difference between inside and outside the LBPPT chamber (black), a positive pressure gradient force acts on the centre of mass of the athlete in opposite direction as gravity, resulting in a reduced effective weight force. **(b)** Inertial measurement units fixed anteromedially at the distal tibiae of the runners to measure tibial accelerations.

Results

Mean step periods became smaller under hypogravity by -3 % and -7 % at 80 % and 60 % effective gravity ($p < 0.001$), while stance periods were not significantly attenuated. Throughout gravity levels, running speed induced a drop in step period by on average -1 % per +1 km h⁻¹. Flight height and vertical take-off speed decreased for lower gravity levels ($p < 0.001$) and for higher running speeds ($p < 0.001$). Energy costs per step were attenuated under hypogravity approximately to the level of unloading, i.e. to 79±2 % and 66±2 % at 80 % and 60 % gravity ($p < 0.001$), and grew for higher running speeds ($p < 0.001$), cf. Fig. 4. An analogous hypogravity dependence was found for energy costs per metre with reductions to 75±3 % and 58±3 % at 80 % and 60 % gravity, respectively ($p < 0.001$). Interestingly, energy cost per metre increased with running speed with the onset of substantial anaerobic lactic energy metabolism ($p < 0.009$). Based on our experimental data, the energetic model was refined, so that energy costs were accurately predicted.

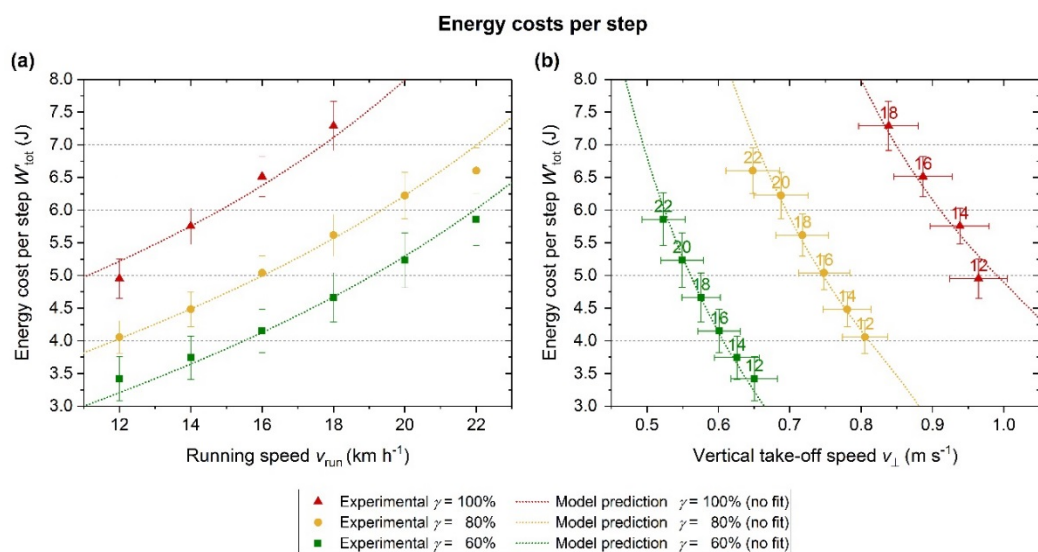


Fig. 4. Total energy costs per step. **(a)** Total energy cost W'_{tot} as a function of gravity level (colours) and running speed. **(b)** As a function of gravity level and vertical take-off speed. Numerical labels on the data points denote corresponding running speeds. In both panels, dotted lines depict the fixed-parameter model prediction derived below; no additional numerical fitting was done.

Discussion

An enhanced, semi-empirical energetic model has been developed that well describes energy expenditure and related biomechanical implications for LBPPT running at speeds relevant to competitive distance running and triathlon. Anaerobic energy contributions led to an increase in energy cost per metre for running speeds above 16–18 km h⁻¹ ($p < 0.001$), irrespective of hypogravity unloading. Moreover, for all gravity levels and running speeds, some converging trends were observed that might reflect general adaptations in running motor control for implicit optimisation of locomotion efficiency. In summary, the outcome of this research might help sports scientists and practitioners to design LBPPT training programmes for specific training stimuli, e.g. conditioning of anaerobic energy metabolism. [4]

References

1. Fleckenstein, D., Ueberschär, O., Wüstenfeld, J.C., Warschun, F., Fichtner, I., Falz, R., Wolfarth, B. 2019. Increase of tibial mechanical stress during running at same physiologic cost in well-trained athletes on the body-weight supported treadmill AlterG. In *Sports Biomechanics* 2019, vol. (3rd revision submitted)
2. Polet, D.T., Schroeder, R.T., Bertram, J.E.A. 2017. Reducing gravity takes the bounce out of running. In *The Journal of Experimental Biology* 2017, vol. 221
3. Polet, D.T., Schroeder, R.T., Bertram, J.E.A. 2018. Correction: Reducing gravity takes the bounce out of running (doi:10.1242/jeb.162024). In *The Journal of Experimental Biology* 2018, vol. 221(17).
4. Ueberschär, O., Fleckenstein, D., Warschun, F., Walter, N., Wolfarth, B., Hoppe, M.W. 2019. Energy cost of running under hypogravity in well-trained runners and triathletes: A biomechanical perspective. In *International Journal of Computer Science in Sport* 2019, vol. (under review)

Neuromuscular organization and robustness of postural control in presence of perturbations

¹⁻²Victor Munoz-Martel, ¹⁻²Alessandro Santuz ¹⁻², Antonis Ekizos, ¹⁻²Adamantios Arampatzis

¹Humboldt Universität zu Berlin, Berlin, Germany

²Berlin School of Movement Science, Berlin, Germany

Email: v.munozmartel@hu-berlin.de

Introduction

Maintaining balance is a necessary requirement for most activities and critical for human locomotion¹. Daily life activities involve unexpected perturbations which challenge the system to modify its control strategies². Challenging balance conditions and perturbations have been proposed as the most effective exercise interventions to reduce the fall risk in older adults³. In our group we have found that perturbation-based training programs, focusing on exercising mechanisms of dynamic stability on unstable conditions, have the potential to enhance muscle strength as well as sensory information processing within the motor system during sudden and static balance tasks⁴. However, there is little information about how skeletal muscles are organized to control the body in the presence of perturbations. Increasing knowledge about the responses to cope challenging conditions will help us to understand the possible neural mechanisms responsible for the reported positive effects of perturbation based interventions on fall prevention.

The main purpose of the current study was to investigate the modular organization of the neuromuscular system during a balance task in the presence of perturbations. We hypothesized a reorganization of the time-dependent activation coefficients (motor primitives) in order to increase motor output's robustness (ability to cope with errors)^{2,5}, and a general conservation of the time-invariant muscle weightings (motor modules).

Methods

Fifteen young, healthy participants (11 males, 4 females, age 28.7 ± 5.2 years, height 1.75 ± 0.11 m, weight 67.2 ± 10.8 kg) were asked to shift from a double- to a single-leg standing (SLS), maintain the position for 3 s, return to the bipedal position and, after 1 s, repeat the task. Timing was aided by a metronome. Participants performed 50 cycles on two different surfaces: hard uniform stable ground (SG) and a damped oscillating unstable platform (Unstable Ground – UG) (Postorumed. Haider GmbH, Germany). The order of conditions was randomized.

Local dynamic stability was assessed by means of the Maximum Lyapunov exponent (MLE) from 16 reflective markers placed on the spine and both lower limbs. Muscle synergies were extracted from EMG activities of 13 ipsilateral lower limb muscles using non-negative matrix factorization. Full width at half maximum and centre of activity² were used as metrics for comparing SG and UG motor primitives. A two-way ANOVA with repeated measures, followed by a Tukey post-hoc analysis with false discovery rate p-value adjustment² was used to compare motor primitives and modules. Differences in the MLE were performed through a one-way ANOVA with repeated measurement.

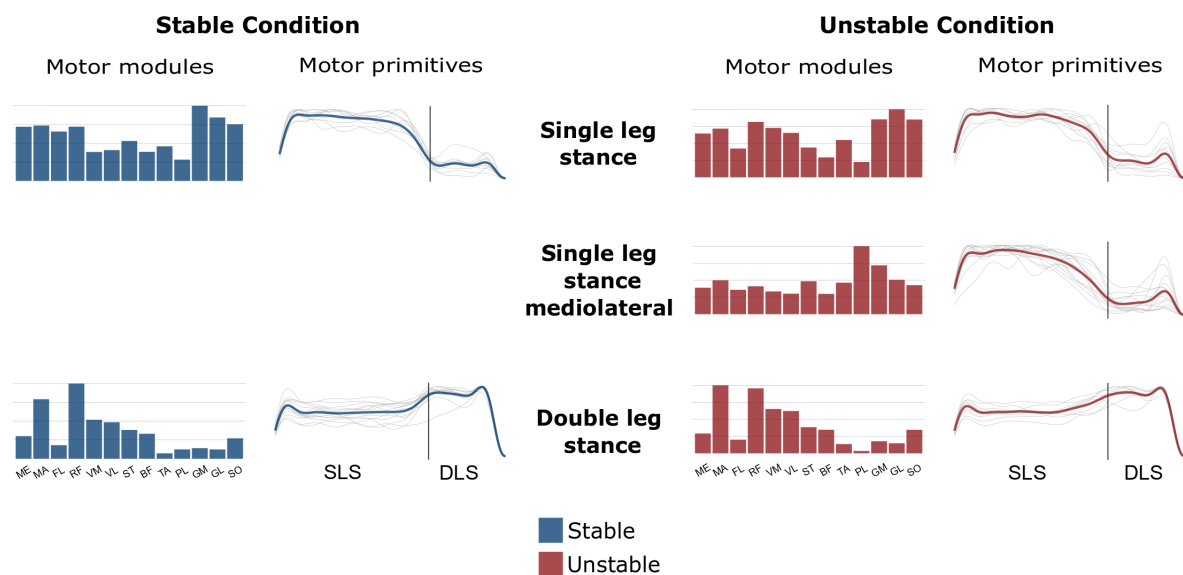
Results

The MLE were significantly higher in the unstable condition at the ankle ($p = 0.030$) and significantly lower at the spine ($p = 0.006$). There were no differences for the hip ($p=0.444$) nor knee ($p=0.754$) among conditions (Table 1).

Table 1: MLE Results for different segments on stable and unstable ground conditions

Segment	Maximum Lyapunov exponent			
	Stable	Unstable	Δ (s – u)	p. value
Spine	92.3 ± 9.6	81.2 ± 9.4	-11.9%	0.006*
Hip	89.2 ± 11.2	86.8 ± 13.5	-2.7%	0.444
Knee	89.3 ± 18.6	88.2 ± 17.4	-1.3%	0.754
Ankle	142.7 ± 54.0	158.4 ± 70.7	11.0%	0.030*

In general, two synergies were able to reconstruct the measured EMG activity during the task in the SG condition. One synergy was functionally referred to the SLS and showed a major involvement of hip abductors, hip extensors and plantar flexor muscles. The other synergy functionally related to the DLS with a main contribution of knee extensor, knee flexor and *hip extensor muscles* (Figure 1). In the UG condition we extracted one additional synergy which was related to the SLS and was mainly characterized by the contribution of mediolateral stabilizers of lower leg. Motor primitives and motor modules showed no differences for the two synergies shared by SG and UG (Figure 1).

Figure 1: Extracted synergies for the investigated postural task on stable and unstable ground conditions

Discussion

A continuous increased stability from the distal (ankle joint) to proximal (spine) segments in both SG and UG was found. The neuromuscular system not only increased the stability of the trunk in relation to the ankle joint, but also attained a more pronounced proximal stability in the presence of distal perturbations. Our results show that a very simple organization of the neuromuscular system is sufficient to maintain the postural control in double and single stance on both, stable and unstable ground surfaces. In the SG two synergies were sufficient to describe the modular organization of the task, one for each stance, and achieve the functional goal of keeping

the upright posture. In the unstable condition the increased challenge of postural stability was solved adding one extra synergy during the single leg stance. This new synergy was characterized by a dominant contribution of the shank muscles, especially *peroneus longus*. Distal muscles are more sensitive to perturbations⁶ because of specific morphological and anatomical properties (i.e. short fascicles, long tendons and large pennation angles) compared to more proximal muscles allowing them to react to perturbations even at low level forces⁷.

The ability to maintain specific functionalities by changing the mode of operations in a flexible way is a main characteristic of robust adaptations. Considering the observed addition in the number of synergies as a modification of the states of the system we can assume that functionality is maintained, but the modular organization to control the task under unstable conditions was changed. Modularity of motor control is often presented as a biological design principle that allows robust responses⁵. Considering the mechanical constraints of the task (i.e. maintain upright standing position in one and two legs in stable and unstable undergrounds) and the fact that a task-specific mechanical goal is likely to be reflected in a task-specific muscle synergy^{8,9}, our results support the idea that the addition of a new synergy in the presence of perturbations increases the system's robustness (i.e. ability to cope with errors) by means of adding a co-existing synergy with a different, but complementary goal.

References

1. Toebe, M. J. P., Hoozemans, M. J. M., Furrer, R., Dekker, J. & van Dieën, J. H. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait Posture* **36**, 527–531 (2012).
2. Santuz, A., Ekizos, A., Eckardt, N., Kibele, A. & Arampatzis, A. Challenging human locomotion: stability and modular organisation in unsteady conditions. *Sci. Rep.* **8**, 2740 (2018).
3. Hamed, A., Bohm, S., Mersmann, F. & Arampatzis, A. Follow-up efficacy of physical exercise interventions on fall incidence and fall risk in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sport. Med. - Open* **4**, 56 (2018).
4. Hamed, A., Bohm, S., Mersmann, F. & Arampatzis, A. Exercises of dynamic stability under unstable conditions increase muscle strength and balance ability in the elderly. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **28**, 961–971 (2018).
5. Kitano, H. Biological robustness. *Nature Reviews Genetics* **5**, 826–837 (2004).
6. Biewener, A. A. & Daley, M. A. Unsteady locomotion: integrating muscle function with whole body dynamics and neuromuscular control. *J. Exp. Biol.* **210**, 2949–2960 (2007).
7. Azizi, E. & Brainerd, E. Variable gearing in pennate muscles. *Proc.* **105**, 3–8 (2008).
8. d'Avella, A. & Bizzi, E. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *PNAS* **102**, 3076–3081 (2005).
9. Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M. & Ting, L. H. Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *J. Neurophysiol.* **96**, 1530–1546 (2006).

Mentale Ermüdung erhöht die Dual-Task-Gangvariabilität bei älteren Menschen

¹Martin Behrens, ¹Anett Mau-Möller, ²Alexander Lischke, ¹Martin Gube, ¹Volker Zschorlich & ¹Matthias Weippert

¹Universität Rostock, Rostock, Deutschland

²Universität Greifswald, Greifswald, Deutschland

Email: martin.behrens@uni-rostock.de

Einführung

Mentale Ermüdung ist ein psychobiologischer Zustand, der durch langandauernde kognitive Beanspruchung induziert wird und aus dem Empfindungen wie Müdigkeit und fehlende Energie resultieren. Es konnte gezeigt werden, dass mentale Ermüdung verschiedene Aspekte des täglichen Lebens negativ beeinflussen kann, wie z. B. die Leistungsfähigkeit am Arbeitsplatz und bei Ausdauerbelastungen. Die Auswirkungen von mentaler Ermüdung können sich auf subjektiver, physiologischer und Verhaltensebene zeigen. Die subjektive Dimension beinhaltet verstärkte Empfindungen von Müdigkeit und Energielosigkeit sowie eine reduzierte Motivation und Stimmung. Physiologisch kann sich mentale Ermüdung als veränderte Aktivierung spezifischer zerebraler Areale und des autonomen Nervensystems manifestieren. Auf Verhaltensebene konnte gezeigt werden, dass mentale Ermüdung zur Reduktion der Leistungsfähigkeit führt, die sich z. B. in einer reduzierten Präzision und erhöhten Reaktionszeit äußern kann (Boksem & Tops, 2008; Van Cutsem *et al.*, 2017).

Verschiedene Studien zeigen, dass altersbedingte chronisch beeinträchtigte kognitive Funktionen mit einer schlechten Gangleistung älterer Menschen assoziiert sind, die wiederum das Sturzrisiko erhöht. Es ist jedoch nicht bekannt, ob eine akute Reduktion der kognitiven Funktionen mittels der Induktion mentaler Ermüdung die Gangperformanz von Menschen moduliert. Deshalb wurden in der vorliegenden Studie erstmalig die Auswirkungen von mentaler Ermüdung auf die Single- und Dual-Task-Gangleistung bei jüngeren und älteren Menschen untersucht.

Methode

Sechzehn jüngere (8 Frauen; 8 Männer; 25 ± 1 Jahre; 70 ± 13 kg; $1,74 \pm 0,11$ m) und 16 ältere (10 Frauen; 6 Männer; 72 ± 4 Jahre; 73 ± 11 kg; $1,69 \pm 0,11$ m) gesunde Probandinnen und Probanden nahmen an der Studie teil. Es wurden psychometrische Maße sowie Gangparameter vor und nach einer randomisiert zugeteilten (I) mentalen Ermüdungsintervention (Durchführung des Stop-Signal-Tasks für 90 min) und (II) Kontrollintervention (Betrachtung des Dokumentarfilms „Unsere Erde“ für 90 min) erhoben. Die psychometrischen Maße beinhalteten die akute subjektive Ermüdung (Profile of Mood States – Fatigue), die Stimmung (Multidimensional Mood Questionnaire) und die psychophysiologische Last (Herzfrequenzvariabilitätsmaße [HRV]) während der Interventionen. Während der Ganganalyse wurden räumlich-zeitliche Gangparameter (OptoGait) unter Single- und Dual-Task-Bedingungen gemessen (Gehen + Subtraktionsaufgabe). Die Daten wurden mittels einer ANOVA mit Messwiederholung (Zeit [pre, post] x Bedingung [mentale Ermüdung, Kontrolle] x Gruppe [jung, alt]) analysiert.

Ergebnisse

Die psychometrischen Daten zeigten für beide Gruppen eine erhöhte akute subjektive Ermüdung und veränderte Stimmung nach der mentalen Ermüdungsaufgabe ($P \leq 0,016$). Die HRV-Indizes änderten sich gruppenspezifisch (geringere low frequency power bei den Älteren), aber ebenfalls nur während der mentalen Ermüdungsbedingung ($P \leq 0,033$). Es wurden signifikante Zeit x Bedingung x Gruppe Interaktionen ($P \leq 0,054$) für die Dual-Task-Gangvariabilität (Variationskoeffizient [CV]) folgender Parameter gefunden: CV_{speed} , $CV_{\text{stride length}}$, $CV_{\text{double support time}}$, $CV_{\text{stance time}}$ und $CV_{\text{swing time}}$. Die Post-Hoc Analysen zeigten eine signifikante Zunahme der

genannten Gangvariabilitätsparameter über die Zeit in der mentalen Ermüdungsbedingung und ausschließlich für die älteren Teilnehmer.

Diskussion

Die vorliegende Studie zeigte erstmalig, dass mentale Ermüdung die Dual-Task-Gangleistung älterer Menschen negativ beeinflussen kann. Ursachen könnten altersbedingte strukturelle und funktionelle Veränderungen des Gehirns sein, die per se zu einer kompensatorisch erhöhten und zusätzlichen Aktivierung von Gehirnarealen, sowie einer schlechteren Dual-Task-Gangleistung im Vergleich zu jungen Menschen führen (Li *et al.*, 2018). Die zusätzliche Beanspruchung dieser Gehirnareale durch eine mentale Ermüdungsaufgabe scheint die Gangvariabilität älterer Menschen unter Dual-Task-Bedingungen weiter zu erhöhen. Dieser Effekt wurde bei den jungen Probandinnen und Probanden nicht beobachtet. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die jungen Erwachsenen die kognitive Interferenzaufgabe in einem mental ermüdeten Zustand bewältigt haben, ohne dass (I) die Verarbeitungskapazität für die motorische Aufgabe (Central Capacity Sharing Model) und/oder (II) die sequentielle neuronale Verarbeitung der motorischen und kognitiven Interferenzaufgabe (Bottleneck Model) vermindert waren (Leone *et al.*, 2017).

Vor dem Hintergrund, dass eine erhöhte Gangvariabilität mit einem erhöhten Sturzrisiko älterer Menschen assoziiert ist, deuten unsere Ergebnisse darauf hin, dass die Empfänglichkeit älterer Menschen für mentale Ermüdung ein neuer intrinsischer Risikofaktor für Stürze sein könnte. Demnach sollte die mentale Ermüdung gemessen und ihr potenzieller Einfluss auf die Gangparameter berücksichtigt werden, wenn Dual-Task-Ganganalysen im Labor oder in der Klinik durchgeführt werden (Behrens *et al.*, 2018). Zudem sind weitere Experimente erforderlich, um die neurophysiologischen Korrelate der verschlechterten Dual-Task-Gangleistung aufzudecken und den Einfluss von mentaler Ermüdung auf die Gangleistung von Patienten mit neurologischen Erkrankungen und hoher Ermüdungsprävalenz (Fatigue) zu untersuchen.

Literatur

- Behrens M, Mau-Moeller A, Lischke A, Katlun F, Gube M, Zschorlich V, Skripitz R & Weippert M (2018). Mental Fatigue Increases Gait Variability During Dual-task Walking in Old Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 73, 792-797.
- Boksem MA & Tops M (2008). Mental fatigue: costs and benefits. *Brain Res Rev* 59, 125-139.
- Leone C, Feys P, Moumdjian L, D'Amico E, Zappia M & Patti F (2017). Cognitive-motor dual-task interference: A systematic review of neural correlates. *Neurosci Biobehav Rev* 75, 348-360.
- Li KZH, Bherer L, Mirelman A, Maidan I & Hausdorff JM (2018). Cognitive Involvement in Balance, Gait and Dual-Tasking in Aging: A Focused Review From a Neuroscience of Aging Perspective. *Front Neurol* 9.
- Van Cutsem J, Marcora S, De Pauw K, Bailey S, Meeusen R & Roelands B (2017). The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance: A Systematic Review. *Sports Med* 47, 1569-1588.

Session 4b: Klinische Biomechanik II

Individuelle Computermodellierung der Lendenwirbelsäule – eine moderne Methode für die Analyse von Rückenbeschwerden

Karin Gruber, Nicolas Damm, Robert Rockenfeller

MTI Mittelrhein, Universität Koblenz-Landau, Campus Koblenz, Deutschland

Email: gruber@uni-koblenz.de

Einführung

Die Wirbelsäule ist ein Grundgerüst und zugleich sehr bewegliches Element des menschlichen Skelettsystems, wobei sich interindividuell eine breite Variation in der Ausprägung der Doppel-S-Form zeigt. Hohe mechanische Belastungen im Alltag und im Sport können zu degenerativen Veränderungen und Verengungen des Wirbelkanals durch Bandscheibenvorfall oder Wirbelgleiten sowie Verschleiß an den Facettengelenken, insbesondere in der Lendenwirbelsäule (LWS) führen. Die Folge sind mehr oder weniger starke Rückenschmerzen, von denen auch Aktive im Leistungs- und Breitensport betroffen sind. In der medizinischen Diagnostik erfolgt die Untersuchung mittels bildgebender Verfahren, wie CT, MRT und Röntgenaufnahmen meist nur statisch und vorwiegend im Liegen. Damit ist es schwer, die individuell bei einem Betroffenen vorliegenden biomechanischen Bewegungsmuster zu erkennen und damit eine bessere Abschätzung des Verlaufs von degenerativen Wirbelsäulenveränderungen sowie eine optimale individuelle Therapieplanung zu ermöglichen. Hier kann die Biomechanik einen entscheidenden Beitrag zur Schließung der Lücke zwischen Diagnostik und Therapie leisten. Wir schlagen eine Methode vor, die auf Eingabeparametern aus der diagnostischen Röntgen- und CT-Bildgebung basiert und in der ein individualisierbares biomechanisches Computersimulationsmodell der menschlichen LWS zum Einsatz kommt, mit dem sich neben der individuellen Bewegungssimulation viele weitere Parameter, wie z.B. der Druck in der Bandscheibe sowie Kräfte in den Ligament- und Muskelstrukturen bestimmen lassen. Zudem wird der Einfluss der Krümmung auf die mechanische Belastung der einzelnen Strukturen der LWS untersucht.

Methode

Aus den CT-Aufnahmen (3D) von drei Patientenwirbelsäulen unterschiedlicher Krümmung (Hyperlordose, Regulär, Hypolordose) werden die Wirbeloberflächen segmentiert. Die Oberflächendaten der LWS werden mittels eines selbstentwickelten Transfer-Verfahrens direkt in ein Multi-Body-Simulations (MBS)-Modellierungstool übertragen, so dass die Positionierung und die genauen Abstände der Bandscheibenfächer sowie der Facettengelenke erhalten bleiben. In die MBS-Computermodelle werden entsprechende Kraftelemente für die Weichteilstrukturen von Bandscheiben, Ligamenten und Facettengelenksflächen implementiert, so dass jeweils ein Computermodell der Patienten-LWS entsteht.

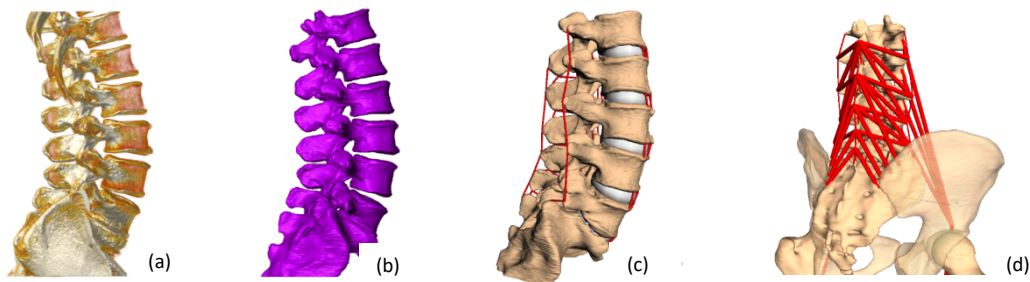


Abb.1: (a) Klinische CT-Aufnahme der LWS (b) Segmentierte Wirbeloberflächen (c) Übertragung der Daten in Computermodell mit den physikalischen Kraftelementen für Ligamente, Bandscheiben und Facettengelenke (d) Implementierung der Muskelzüge des M.psoas major und der Mm multifidi.

Die Materialeigenschaften entstammen bisher aus den in der biomechanischen Literatur angegebenen Ergebnissen experimenteller Messungen an Sektionsgut. Sie liefern ein erstes Maß für die biologischen Parameter. Zusätzlich werden Kraftelemente nach den Hill'schen Muskelgleichungen implementiert. Da direkt am Patienten keine Bestimmung der individuellen Materialparameter durch Messungen innerhalb des Körpers möglich ist, entwickelten wir eine indirekte Bestimmungsmethode für das individuelle Computermodell. Durch eine Überlagerung der segmentierten 3D-Wirbeloberflächen auf die Neutral- und Endpositionen in Flexion und Extension von 2D-Röntgenaufnahmen erhält man die Zielpositionen für die Wirbel des individuellen Computermodells. Das Modell wird durch die Einwirkung äußerer Kräfte für den Oberkörper sowie die Aktivierung der Muskulatur in Flexion und Extension bewegt und die Materialparameter so angepasst, dass die vorgegebenen Endpositionen optimal erreicht werden, d.h. die Differenzen bei der Überlagerung der Wirbel minimiert werden. Durch diese Anpassung der Materialparameter speziell an das Bewegungsverhalten des lebenden Patienten erhält man ein individuelles Computermodell zur Bewegungssimulation und Belastungsberechnung (vgl. Abb. 1a-d).

Ergebnisse

Die Berechnungen mit den individuellen Computermodellen liefern für Größen aus experimentellen Messungen oder Rechnungen mit Finite-Elemente-Modellen in der biomechanischen Literatur, wie z.B. dem intradiskalen Druck bei Belastung mit der Gewichtskraft des Oberkörpers, vergleichbare Resultate in gleicher Größenordnung. Zunächst ohne den Einfluss von Muskelkräften zeigen die Modellrechnungen für die LWS mit Hyperlordose eine geringere Belastung der Bandscheiben, dafür größere Belastung in den Facettengelenken, während die LWS mit Hypolordose eine gegenteilige Tendenz aufweist. Die LWS mit regulärer Krümmung weist Belastungen im mittleren Bereich auf. Die Aktivierung von Muskelkräften ermöglicht die Stabilisierung und kann die Belastungsunterschiede ausgleichen. Auch für diesen Fall sind die Kräfte sowohl in den passiven Strukturen als auch die Muskelkräfte individuell berechenbar.

In der klinischen Anwendung konnten für erste Fälle die Bewegungen, wie sie in Röntgenfunktionsaufnahmen anhand von 3 Bildern in den Positionen für Extension, Normalstellung und Flexion vorlagen, vollständig simuliert werden und die Deformationen und Kräfte in den Bandscheiben und Facettengelenken bestimmt werden.

Diskussion

Die vorgestellte Methode eröffnet neue Möglichkeiten zur Bestimmung individueller Parameter aus den routinemäßig aufgenommenen Daten der bildgebenden Verfahren der modernen Medizin. Diese können für die Erstellung individueller Computermodelle zur Bewegungssimulation und Belastungsberechnung genutzt werden, die insbesondere in der medizinischen Diagnostik und Therapieplanung Anwendung finden können.

Literatur

1. Haeufle D, Guenther M, Bayer A, and Schmitt S. 2014. Hilltype muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. J Biomech. 2014, 47(6), p.1531-1536
2. Rohlmann A, Zander T, Rao M, Bergmann G. 2009. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. J Biomech 42(10), p. 1520-1526
3. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE, 1999. New In Vivo measurement of pressure in the intervertebral disc in daily life. *Spine*. 24 (8), p.755-62.

Dynamische Gang- und Wirbelsäulenanalyse nach endoprothetischem Gelenkersatz während der orthopädischen Rehabilitation

^{1,2}Thomas Jöllenbeck, ^{1,2}Juliane Pietschmann

¹Klinik Lindenplatz, Institut für Biomechanik, Bad Sassendorf, Deutschland

²Universität Paderborn, Department Sport & Gesundheit, Paderborn, Deutschland

Email: thomas.joellenbeck@klinik-lindenplatz.de

Einführung

In Deutschland wurden 2017 rund 235.000 Hüftgelenke (Hüft-TEP) und 175.000 Kniegelenke (Knie-TEP) implantiert [1]. Untersuchungen konnten zeigen, dass während der Rehabilitation (Reha) zwar deutliche Fortschritte hinsichtlich wesentlicher Gangparameter wie z.B. Gangtempo, Schrittlängen oder Standphasendauer erzielt werden, das Gangbild aber nicht nur zum Abschluss der Reha [2], sondern auch Jahre später noch deutliche Defizite aufweist [3], die sich in Asymmetrien zwischen operierter (op) und nicht-operierter (nop) Körperseite ausdrücken. Als Schlüsselparameter zu einer zielgerichteten Ansteuerung und Normalisierung des Gangbildes konnten auf op-Seite nach Hüft-TEP deutlich reduzierte Flexions- und Extensionsbewegungen im Hüftgelenk verbunden mit kompensatorisch vermehrten Beckenkippbewegungen sowie nach Knie-TEP stark reduzierte Flexions-Extensions-Bewegungen des Kniegelenkes beim Bodenkontakt identifiziert werden [4]. Die ebenfalls defizitären Bodenreaktionskräfte als Gesamtergebnis aller Aktivitäten des Körpers sind lediglich als Folge daraus zu werten.

Die mit den aufgezeigten Asymmetrien verbundenen Fehlstellungen und Mehrbelastungen können auch die Statik und Dynamik der Wirbelsäule sowie contralateraler Gelenkpartner beeinträchtigen. Als Spätfolgen werden Schmerzen, Fehlhaltungen oder übermäßige Abnutzungen in anderen Gelenken erwartet, ohne dass belastbare Daten in der Literatur vorliegen [2, 5]. Erstmals durchgeführte Wirbelsäulenanalysen zeigen zum Ende der Reha in den statischen Parametern, dass sich Asymmetrien im Gangbild nach Gelenkersatz auch auf die Wirbelsäule auswirken und Kompensationen dem Bewegungsvermögen entsprechend in allen 3 Dimensionen stattfinden, d.h. lateral durch vermehrte Lordosierung, frontal durch vermehrte Seitabweichung (Hüft-TEP) bzw. Lotabweichung (Knie-TEP) und transversal durch vermehrte Oberkörperrotation [6, 7]. Aktuell ist eine erste Analyse der dynamischen Parameter, d.h. der Wirbelsäulenbewegung in ihrem Verlauf und in den einzelnen Segmenten abgeschlossen und die Ergebnisse der Studie sollen in der Folge vorgestellt werden.

Methode

An der Studie nahmen 35 Patienten nach Hüft-TEP (HT: 14m, 21w; 57,0J; 173,1cm; 81,9kg; BMI 27,8) und 23 Patienten nach Knie-TEP (KT: 7m, 16w; 58,0J; 173,0cm; 90,3kg; BMI 30,3), jeweils in der Anschlussheilbehandlung (AHB) mit erlaubter Vollbelastung, sowie 38 Probanden (19m, 19w; 54,2J; 174,0cm; 72,9kg; BMI 24,0) ohne orthopädische Einschränkungen als altersadäquate Vergleichsgruppe (AVG) teil. Mit den Patienten wurde zu Beginn (3./4. Tag) und am Ende (17./18. Tag) der Reha sowie mit der AVG 1-mal eine biomechanische Ganganalyse auf einem instrumentierten Laufband (Zebis: FDM, 3D-Bewegungsanalyse) sowie eine statische und dynamische Wirbelsäulenvermessung (Diers 4D motion) durchgeführt (Abb. 1). Nach 5-minütiger Eingewöhnungsphase wurden die Vpn gebeten, erst ein Wohlfühltempo (v1), dann ein zügiges Gangtempo (v2), das sie sich aktuell zutrauen, selbst einzustellen. Die kinetischen und kinematischen Gangparameter wurden erfasst. Da sich die Patienten für die Wirbelsäulenvermessung weitgehend entkleiden und der Raum aus messtechnischen Gründen verdunkelt werden musste, wurde die Wirbelsäulenanalyse unmittelbar im Anschluss in einem separaten Raum mit identischen Gangtempi durchgeführt. Ein positives Ethikvotum lag vor.

Ergebnisse

Aus Platzgründen werden nur die Ergebnisse des zügigen Gangtempos vorgestellt. Zum Ende der Reha zeigt sich nach Hüft-TEP statisch nur die Rumpfneigung verbessert (-1,9°, p<.001) und normalisiert. Kyphosewinkel (+3,5°), Lordosewinkel (+4,6°) und Oberflächenrotation (+0,9°) bleiben gegenüber AVG vergrößert (p<.047). Nach Knie-

TEP sind zum Ende der Reha statisch Rumpfneigung (-1,6°) und Oberflächenrotation (-2,9°) zwar verbessert ($p < .022$), bleiben jedoch gegenüber AVG vergrößert (Rumpfneigung +5,6°, Oberflächenrotation +1,3°; $p < .005$).

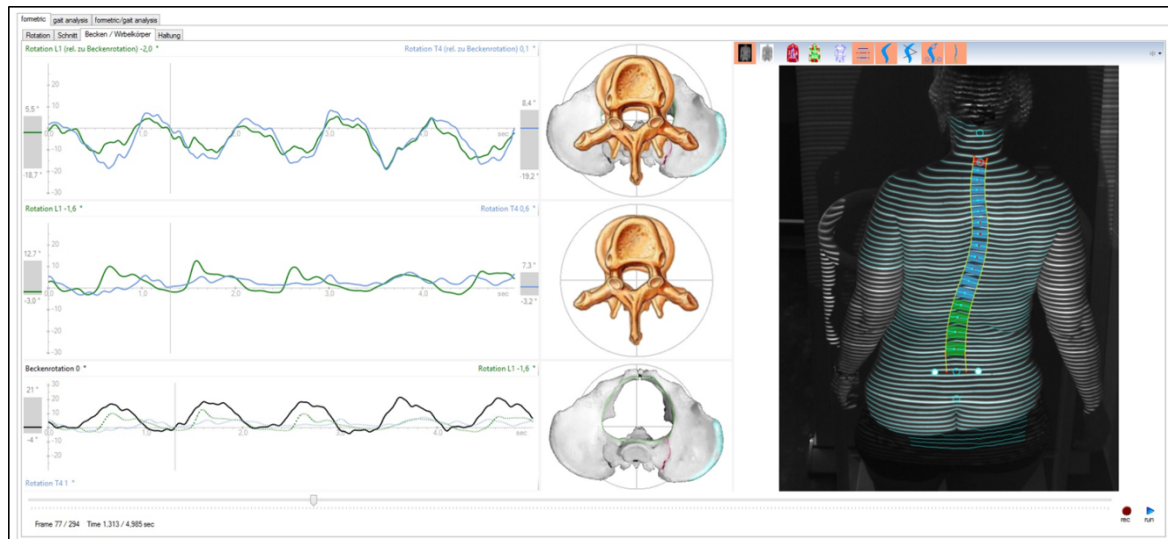


Abb. 1: Diers 4Dmotion; links: Bewegungsverlauf Becken/Wirbelkörper; rechts: aktuelles Videobild von dorsal mit Streifenprojektion und hervorgehobener Wirbelsäule; Bsp. nach Hüft-TEP, Tempo v2: 4,3 km/h.

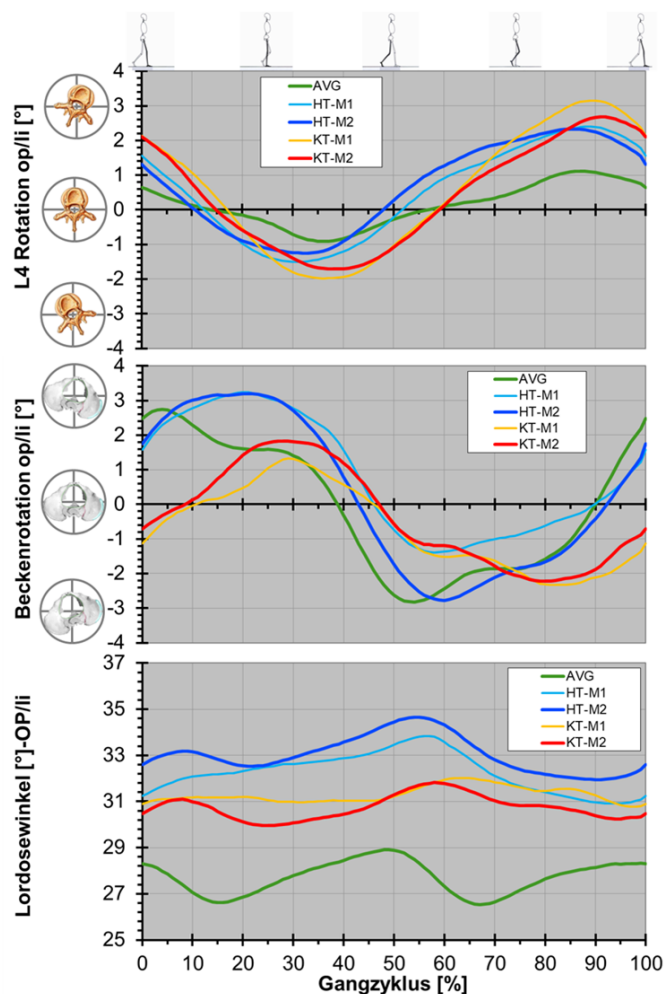


Abb. 2:
Bewegungsverlauf der Wirbelsäule nach Hüft- und Knie-TEP am Beispiel des Lordosewinkels sowie der Rotation von Becken und Wirbelkörper L4 im Gangzyklus bezogen auf op-Seite, bei AVG auf links; Hüft-TEP (HT) und Knie-TEP (KT) zu Messzeitpunkt 1 (-M1) und 2 (-M2); kleine Schaubilder zeigen die zugehörigen Rotationsrichtungen von Becken und L4.

Im Bewegungsverlauf der Wirbelsäule nach Hüft- und Knie-TEP zeigen sich im Vergleich zur AVG große Auffälligkeiten, die nicht aus den statischen Mittelwerten hervorgehen (Abb. 2).

Nach Hüft-TEP zeigt die Lotabweichung einen durchgängig leicht auf op-Seite geneigten Oberkörper mit zudem vermehrter Seitverlagerung während der Einbeinstandphase. Das Becken zeigt eine vermehrte Anteversion auf op-Seite bis zum Mittelstütz. Die Wirbelkörperrotation nimmt in Relation zur AVG zunächst von L4 aufsteigend bis Th8/Th7 ab und ist um ca. 10° phasenverschoben, um danach weiter bis Th1/Vp wieder zuzunehmen und im Verlauf etwa die AVG zu erreichen. Weiterhin zeigt sich eine durchgängig vermehrte und leicht phasenverschobene, d.h. verzögerte Lordosierung.

Nach Knie-TEP wird eine deutlich vermehrte Rumpfvorneigung und anhand der Lotabweichung auch ein durchgängig leicht auf op-Seite geneigter Oberkörper sichtbar. Das Becken zeigt bei reduziertem Bewegungsumfang eine deutlich verzögerte Anteversion auf op-Seite von der Vorschwungphase bis zum Mittelstütz. Die Wirbelkörperrotation nimmt in Relation zur AVG zunächst von L4 aufsteigend bis Th10 ab, um danach weiter bis Th1/Vp wieder zuzunehmen, ohne jedoch die AVG zu erreichen. Weiterhin zeigt sich eine durchgängig vermehrte und phasenverschobene, d.h. verzögerte Lordosierung.

Diskussion

Die auch zum Ende der Reha nach Hüft- und Knie-TEP noch verbleibenden deutlichen Asymmetrien im Gangbild, gekennzeichnet durch Seitenunterschiede zwischen op- und nop-Seite in vielen Parametern sowie vor allem in den Bewegungsverläufen von Kniegelenk, Hüftgelenk und Becken als Schlüsselparameter [2, 4], ließen Auswirkungen auch auf die Wirbelsäule vermuten [2, 5], die kürzlich in Form von Kompensationen in allen 3 Dimensionen auch in einer statischen Wirbelsäulenanalyse erstmals aufgezeigt werden konnten [6, 7]. Die dynamische Analyse der Wirbelsäulenparameter in ihrem Verlauf lässt nun erkennen, inwieweit sich Asymmetrien im Gangbild nach Hüft- und Knie-TEP auf die Wirbelsäulenbewegung auswirken.

Die Bewegungsverläufe zeigen, dass op-seitig reduzierte Bewegungsumfänge und Kontrakturen in Hüft- und Kniegelenk sowohl durch eine vermehrte (Hüft-TEP) bzw. verzögerte (Knie-TEP) Beckenanteversion als auch durch eine vermehrte Lordosierung kompensiert werden, was wiederum in den weiteren Wirbelkörpern bis Th1/Vp ausgeglichen wird. Hinzu kommt eine anhaltende Schonhaltung, die sich auch an einer durchgängigen Oberkörperseitneigung hin zur op-Seite ausdrückt.

In Konsequenz sind Folgeschäden in der Wirbelsäule zu vermuten, sofern das Gangbild nicht nachhaltig korrigiert und Asymmetrien abgebaut werden können. Die Vermutung wird in der Praxis dadurch unterstützt, dass die meisten Patienten im Gespräch auch bereits über Wirbelsäulenbeschwerden berichten, die jedoch bisher durch die aktuelle Hüft- oder Knie-Problematik überdeckt wurden.

Hieraus lässt sich in Ergänzung zur herkömmlichen Bewegungstherapie die Notwendigkeit eines zielgerichteten Gangtrainings zur Ansteuerung der Schlüsselparameter ableiten, das noch weit über den Reha-Zeitraum hinaus in den Alltag integriert werden muss, wenn das Gangbild nachhaltig und dauerhaft normalisiert und Folgeschäden damit weitgehend vermieden oder zumindest reduziert werden sollen. Erste erfolgreiche Studien hierzu mit auditivem Feedback (Sonifikation) zeigen mögliche Lösungswege für diese hochanspruchsvolle Aufgabe [4].

Literatur

48. Beeres M. 2018. Stand und Entwicklung des künstlichen Gelenkersatzes in Deutschland. Berlin. www.bvmed.de/de/technologien/bewegungsapparat; Zugriff: 29.10.2018.
49. Jöllenbeck T. 2015. Ganganalyse. In: Stein V., Greitemann B. (Hrsg.): Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. 2. Aufl., Berlin: Springer, 20–33.
50. Schmitt-Sody M., Pilger V., Gerdesmeyer L. 2011. Rehabilitation und Sport nach Hüfttotalendoprothese. In *Der Orthopäde* 2011, 40: 513-519.
51. Jöllenbeck T, Pietschmann J. 2019. Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz – zurück zum normalen Gang, aber wie? In *Bewegungstherapie und Gesundheitssport* 2019, 35: 1-11 (in Druck).
52. Schönle C. 2004. Rehabilitation. Stuttgart: Thieme; 2004.
53. Jöllenbeck T., Pietschmann J. 2017. Statische und dynamische Wirbelsäulenanalyse bei Patienten nach Hüft-TEP während der stationären Rehabilitation. In *GMS Publishing House* 2017, doi: 10.3205/17dkou510.

54. Jöllenbeck T., Pietschmann J. 2018. Gang- und Wirbelsäulenanalyse bei Patienten nach Knie-TEP während der stationären Rehabilitation. In *GMS Publishing House* 2018, doi: 10.3205/18dkou454.

The impact of a passive unilateral lower limb exoskeleton on human balance control

¹Steffen Ringhof, ²Isabel Ehrenberger, ²Jonas Beil, ²Tamim Asfour, ¹Thorsten Stein

¹BioMotion Center, Institute of Sports and Sports Science, Karlsruhe Institute of Technology,
Karlsruhe, Germany

²High Performance Humanoid Technologies, Institute for Anthropomatics and Robotics,
Karlsruhe Institute of Technology, Karlsruhe, Germany

Email: steffen.ringhof@kit.edu

Nicht publiziert auf Wunsch der Autoren.

Not published by request of the authors.

Evaluation of gait automaticity in people with Multiple Sclerosis using fNIRS: A pilot study

¹Kim-Charline Broscheid, ^{2,3,4}Juliane Lamprecht, ^{2,3,4}Michael Sailer, ¹Lutz Schega

¹Otto von Guericke University Magdeburg, Germany

²MEDIAN Neurological Rehabilitation Center Magdeburg, Germany

³MEDIAN Rehabilitation Center Flechtingen, Germany

⁴Institute for Neurorehabilitation affiliated to OVGU Magdeburg, Germany

Email: kim.broscheid@ovgu.de

Introduction

Locomotion is an important capability associated with activities of daily living and influences the quality of life directly. People suffering from an inflammatory disease with neurodegenerative component such as Multiple Sclerosis (MS) are often impaired in locomotion and over 41% of these people with MS (pwMS) have gait deficits [1]. Many studies have already addressed MS induced changes in gait pattern [2], but the compensatory cognitive processes during walking are still not widely investigated. In this respect, gait automaticity defined as “[...] the ability of the nervous system to successfully coordinate movement with minimal use of attention-demanding executive control resources” [3] is a decisive factor. Automaticity and executive control are essential to execute movements. The respective characteristics and the relation to each other can be changed by different parameters. As learning progresses, automaticity increases and executive control decreases [4]. In contrast, a loss of automaticity can be triggered by a damaged central nervous system, impaired proprioception or tactile somatosensory disorder [3] as it can be found in pwMS. The compensatory dependence on the increasing executive control of the movement can thus overload the available central attention capacity [5–7] resulting in decreased movement automaticity paired with an increased risk of falling. In order to reduce the risk of falling at an early stage, it is important to understand the underlying mechanisms of gait automaticity more profoundly. So far, gait automaticity could only be evaluated via the error rate or the time required for dual-task execution. In this context, functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) is a promising emerging measurement technique. In contrast to conventional systems such as functional magnetic resonance imaging, it is a portable system that can be used in motion and additionally is relatively robust to motion artefacts. Since this system has been used in only few gait studies [8] and in even fewer studies addressing pwMS [9, 10], the primary goal of this pilot study is to create a methodological foundation for further studies regarding gait automaticity. Therefore, our first objective is to evaluate the test-retest reliability of the fNIRS system in pwMS.

Methods

20 pwMS between 18 and 60 years with a confirmed MS diagnosis according to the revised McDonald criteria [11] and an Expanded Disability Status Scale (EDSS) of 4.5 maximum and 20 healthy age-matched controls (HC) without any orthopedic or neurological limitations will be included. To date, ten pwMS have been successfully tested (8 female/2 male; 36.3 ± 10.9 years old; $EDSS\ 2.1 \pm 1.2$). All participants walk a 12 m track back and forth over 12:30 min on two consecutive days. The fNIRS measurement protocol is build up on blocks due to the system requirements consisting of a baseline (standing) and an action (walking) interval alternating every 30 sec (Figure 1).

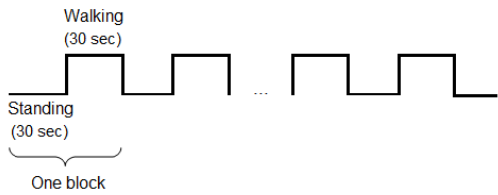


Figure 6 Block design of the fNIRS measurement protocol

The primary outcome is the oxy- and de-oxyhemoglobin concentrations (HbO/HbR) in the prefrontal cortex (PFC) (right/left/medio dorsolateral PFC (r/l/mDLPFC) (Brodmann area (BA) 9 & 46), r/l/m frontopolar cortex (r/l/mFPC) (BA 10) and r/lBroca (BA 45)). Therefore, the mean HbO and HbR for each area are calculated for the time intervals of 0-15 sec and 15-30 sec due to the time-delayed hemodynamic response. The secondary outcomes are gait parameters such as minimum toe clearance, step length and gait velocity. Additionally, the Fatigue Scale of Motor and Cognitive function [12], the 12-Item Multiple Sclerosis Walking Scale [13], the modified 6-min walk test [14] and the qualitative expert assessment of fatigability (video) are recorded.

The data processing is done with the software “HOMER2 2.8” [15] and post processed by self-developed algorithms in Matlab R2017b. The statistical analysis is performed with the IBM SPSS (version 22). To verify the test-retest reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) estimates and their 95 % confidence intervals are determined based on a mean-rating (k=2), absolute-agreement, 2-way mixed-effects model [16]. An ICC smaller than 0.40 represents a poor, between 0.40 and 0.59 a fair, from 0.60 to 0.74 a good and above 0.75 an excellent reliability [17].

Results

The mean values of the HbO (15-30 sec) excluding the negative values (test/retest r/l DLPFC (BA9) and mFPC; retest mDLPFC) range between 0.002 (lFPC) and 0.260 (lDLPFC(BA46)). The mean values of the HbR vary from -0.084 to -0.018. For the time interval 0-15 sec, the mean HbO values are only negative for the test/retest mFPC. All the other areas lie between 0.099 and 0.274/-0.050 and -0.012 for the first test (HbO/HbR) and 0.105 and 0.209/-0.089 and -0.014 for the retest (HbO/HbR).

The test-retest reliability (15-30 sec) for the HbO of the lDLPFC (BA9&46) is fair (ICC: 0.450/0.359) and good for the rDLPFC (BA9) and l/rBroca (ICC: 0.646/0.643/0.593). Furthermore, a fair reliability for the HbR of the rDLPFC (BA9&46), the lDLPFC (BA9) as well as the r/lFPC were observed. For the time interval 15-30 sec, only the r/lFPC show a fair reliability for the HbO mean values. Whereas the ICCs of the HbR indicate a fair reliability for the lDLPFC (BA9) and rFPC, a good reliability for the mDLPFC, the rBroca and an excellent reliability for the mFPC.

Discussion

The results indicate that the mean HbO from standing (baseline) to walking has not increased for all areas. Some areas even had negative mean values. This could be because the cortical activation during walking may not differ much from that during standing in pwMS. Moreover, the test-retest reliability seems to be better for the HbR than for the HbO. A study by Dravida et al. [18] focusing on digit-manipulation tasks has revealed exactly the opposite. Our conflicting results might derive from the hitherto comparably small sample size, the special cohort and the different motion task. To the best of our knowledge, there are no directly comparable studies so far. In order to further elaborate these results, we will additionally calculate the area under the curve and the slope coefficient [19]. To improve the test-retest reliability factors such as fatigability/fatigue and the kinematic gait parameters will also be taken into account.

References

1. LaRocca NG. Impact of walking impairment in multiple sclerosis: Perspectives of patients and care partners. *Patient*. 2011;4:189–201. doi:10.2165/11591150-000000000-00000.

2. Comber L, Galvin R, Coote S. Gait deficits in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2017;51:25–35. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.09.026.
3. Clark DJ. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Front Hum Neurosci*. 2015;9:246. doi:10.3389/fnhum.2015.00246.
4. Rochester L, Baker K, Hetherington V, Jones D, Willems A-M, Kwakkel G, et al. Evidence for motor learning in Parkinson's disease: acquisition, automaticity and retention of cued gait performance after training with external rhythmical cues. *Brain Res*. 2010;1319:103–11. doi:10.1016/j.brainres.2010.01.001.
5. Ojha HA, Kern RW, Lin C-HJ, Winstein CJ. Age affects the attentional demands of stair ambulation: evidence from a dual-task approach. *Phys Ther*. 2009;89:1080–8. doi:10.2522/ptj.20080187.
6. Dommes A, Cavallo V, Dubuisson J-B, Tournier I, Vienne F. Crossing a two-way street: comparison of young and old pedestrians. *J Safety Res*. 2014;50:27–34. doi:10.1016/j.jsr.2014.03.008.
7. Clark DJ, Rose DK, Ring SA, Porges EC. Utilization of central nervous system resources for preparation and performance of complex walking tasks in older adults. *Front Aging Neurosci*. 2014;6:217. doi:10.3389/fnagi.2014.00217.
8. Herold F, Wiegel P, Scholkmann F, Thiers A, Hamacher D, Schega L. Functional near-infrared spectroscopy in movement science: A systematic review on cortical activity in postural and walking tasks. *Neurophotonics* 2017. doi:10.1117/1.NPh.4.4.041403.
9. Hernandez ME, Holtzer R, Chaparro G, Jean K, Balto JM, Sandroff BM, et al. Brain activation changes during locomotion in middle-aged to older adults with multiple sclerosis. *J Neurol Sci*. 2016;370:277–83. doi:10.1016/j.jns.2016.10.002.
10. Chaparro G, Balto JM, Sandroff BM, Holtzer R, Izzetoglu M, Motl RW, Hernandez ME. Frontal brain activation changes due to dual-tasking under partial body weight support conditions in older adults with multiple sclerosis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017;14:1–10. doi:10.1186/s12984-017-0280-8.
11. Polman CH, Reingold SC, Banwell B, Clanet M, Cohen JA, Filippi M, et al. Diagnostic criteria for multiple sclerosis: 2010 Revisions to the McDonald criteria. *Annals of Neurology*. 2011;69:292–302. doi:10.1002/ana.22366.
12. Penner IK, Raselli C, Stöcklin M, Opwis K, Kappos L, Calabrese P. The Fatigue Scale for Motor and Cognitive Functions (FSMC): validation of a new instrument to assess multiple sclerosis-related fatigue. *Mult Scler*. 2009;15:1509–17. doi:10.1177/1352458509348519.
13. Hobart JC, Riazi A, Lamping DL, Fitzpatrick R, Thompson AJ. Measuring the impact of MS on walking ability: the 12-Item MS Walking Scale (MSWS-12). *Neurology*. 2003;60:31–6.
14. Leone C, Severijns D, Doležalová V, Baert I, Dalgas U, Romberg A, et al. Prevalence of Walking-Related Motor Fatigue in Persons With Multiple Sclerosis: Decline in Walking Distance Induced by the 6-Minute Walk Test. *Neurorehabil Neural Repair*. 2016;30:373–83. doi:10.1177/1545968315597070.
15. Huppert TJ, Diamond SG, Franceschini MA, Boas DA. HomER: A review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied Optics* 2009. doi:10.1364/AO.48.00D280.
16. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. 2016;15:155–63. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012.
17. Cicchetti DV. Guidelines, Criteria, and Rules of Thumb for Evaluating Normed and Standardized Assessment Instruments in Psychology. *Psychological Assessment*. 1994;6:284–90. doi:10.1037/1040-3590.6.4.284.

18. Dravida S, Noah JA, Zhang X, Hirsch J. Comparison of oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin signal reliability with and without global mean removal for digit manipulation motor tasks. *Neurophotonics* 2018. doi:10.1117/1.NPh.5.1.011006.
19. Mandrick K, Derosiere G, Dray G, Coulon D, Micallef JP, Perrey S. Utilizing slope method as an alternative data analysis for functional near-infrared spectroscopy-derived cerebral hemodynamic responses. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2013;43:335–41. doi:10.1016/j.ergon.2013.05.003.

Session 5: Sportbiomechanik II

IMU-basierte Bewegungsanalyse im Speer- und Diskuswurf

Veit Wank

Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen

Email: veit.wank@uni-tuebingen.de

Einführung

Die Qualität des Messplatztrainings von Spitzenathleten hängt wesentlich von den Informationen über die Kinematik bzw. Dynamik der Bewegungsabläufe ab, die an Messplätzen in relativ kurzer Zeit zur Verfügung gestellt werden sollten. Klassische kinematische Analysen benötigen in der Regel zu viel Zeit, bis die Daten vorliegen (z.B. 3D-videokinematische Messungen). Automatisierte kinematische Analysen, z.B. mit IR-basierten Trackern (z.B. Vicon) setzen eine aufwendige Vorbereitung der Athleten voraus und eignen sich für Bewegungsanalysen im Leistungssport nur bedingt. Inertialsensoren (IMU- inertial measurement Unit) haben in den letzten 10 Jahren großflächig in vielen Bereichen des Alltags Einzug genommen. Sie sind heute in sehr kleinen Bauformen mit hoher Messgenauigkeit verfügbar und kostengünstig. Daher bieten sie sich zur Unterstützung des Feedbacks bei der Bewegungsanalyse im Sport geradezu an. Die Herausforderung für ihren Einsatz besteht speziell in den Wurfdisziplinen vor allem darin, die üblicherweise geringen Messfrequenzen der IMU-Chips und die Messbereiche der Beschleunigungs- und Drehratensensoren von Standard-IMUs an die hier geforderten Ansprüche anzupassen. Zudem muss das Datenhandling für den Einsatz im Training komfortabel gemacht werden. Letztendlich sollte die Messelektronik so am bzw. im Gerät verpackt werden, dass der Sensor keinen maßgeblichen Einfluss auf die Flugeigenschaften der Wurfgeräte hat. Ziel dieser Studie war die Entwicklung und Erprobung eines Sensorsystems, das mit seinen Spezifikationen für den Einsatz zur Analyse der Hauptbeschleunigungs- und Flugphase im Speer- und Diskuswurf geeignet ist und den Anforderungen für den Einsatz im Messplatztraining genügt.

Methode

Für den mobilen Einsatz bei Bewegungsanalysen im Sport wurde auf der Basis eines Standard-IMU-Moduls der Fa. Humotion (Münster) ein Hochleistungsinertialsensorsystem entwickelt, das für die Analyse von hochdynamischen Bewegungen geeignet ist. Das System basiert auf einer Platine mit Standard-IMU, Messprozessor und Datenspeicher. Um die in den Wurfdisziplinen auftretenden Maximalbeschleunigungen und Maximaldrehgeschwindigkeiten erfassen zu können, wurde das System zusätzlich mit einem 3D-Beschleunigungssensor mit einem Messbereich von $\pm 100G$ und einem Drehratensensor mit einem Messbereich von $\pm 20000^\circ/s$ erweitert. Zudem wurde die Abtastrate der Daten durch Parallelisierung der Datenströme von 400Hz auf 800Hz erhöht. Dabei wurden 800Hz-Messdaten auf zwei Kanäle mit je 400Hz, was dem Messtakt der Standardunit entspricht, aufgeteilt. Die Stromversorgung der Messeinheiten erfolgt mit LiPo-Akkus. Das Messsystem wird über eine robuste USB-Verbindung gesteuert. Über diese Schnittstelle erfolgt auch das Auslesen der Messdaten auf einen PC. Während Disken genügend Raum für die Integration von Sensoren bieten, sind Größe und Gewicht bei Speer-Sensoren stark limitiert. Der hier entwickelte Speersensor (Abb.1, links) lässt sich einfach an jedem beliebigen Speer fixieren. Mit einer Anströmfläche von weniger als $2cm^2$ und einem Gewicht von nur 22g (inklusive Akku) hat er keinen nennenswerten Einfluss auf den Flug von Männerspeeren.

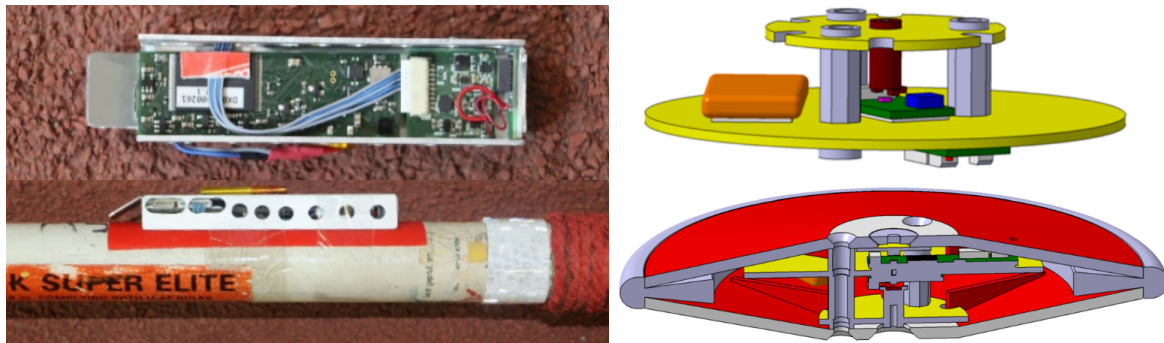


Abb.1: Speer-Sensor (links) und Integration der Sensorplatinen im Diskus (schematisch).

Ergebnisse

Die Sensoren wurden bei der Leistungsdiagnostik von Bundeskaderathleten im Speerwurf und Diskuswurf routinemäßig eingesetzt. Dabei konnte eine Reihe von bislang unzugänglichen Messgrößen, z.B. Zeitverläufe von Drehgeschwindigkeiten und Fliehbeschleunigungen beim Diskuswurf bzw. von Querbeschleunigungen und Drehgeschwindigkeit um die Längsachse beim Speerwurf erhoben werden, die maßgeblich in die Bewertung der Wurftechnik einfließen. Zudem bot das System erstmals einen Einblick in das Verhalten der Wurfgeräte während der Flugphase (Drehgeschwindigkeit, Vibration, Lageänderung).

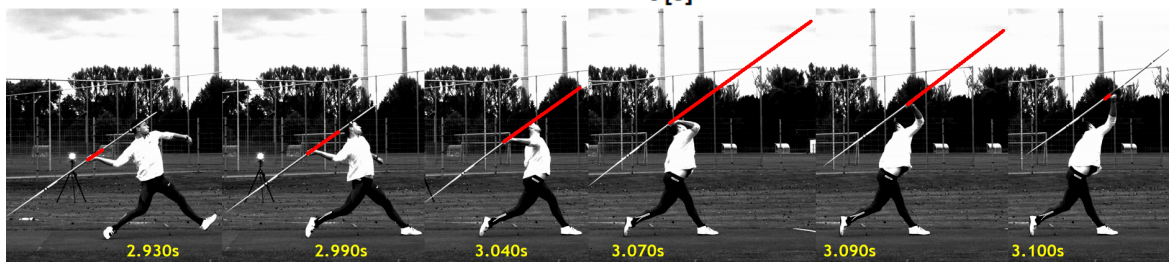
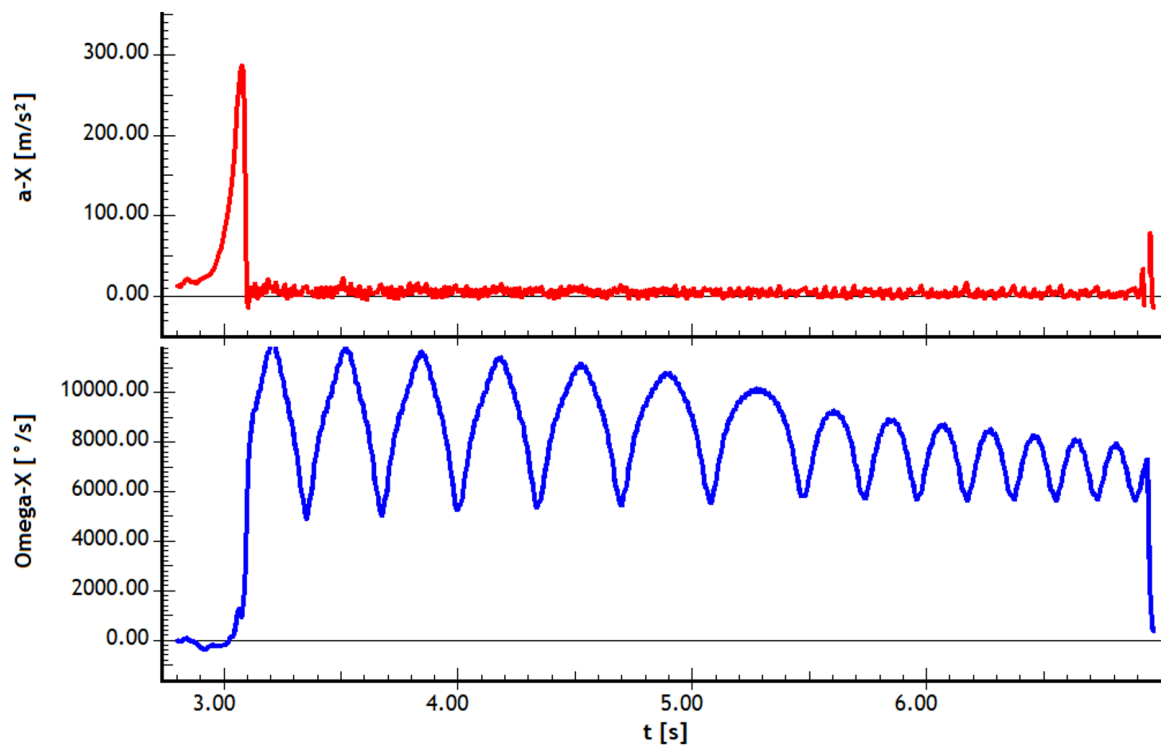


Abb.2: Verlauf der Axialbeschleunigung (rot) und der Längsachsendrehgeschwindigkeit (blau) eines Metallspeeres (Nemeth-95m-classic) während der Beschleunigungs- und Flugphase sowie die Visualisierung der

Längsachsenbeschleunigungsvektoren in Videobildphasen der finalen Beschleunigung vor dem Abwurf (unten) bei einem 73m-Trainingswurf von Thomas Röhler.

Diskussion

Die beschriebene Entwicklung ist in Bezug auf den Speerwurf die Fortsetzung von kabelgebundenen axialen Beschleunigungsmessungen, wie sie in den 1990er Jahren am IAT (u.a. Hinz & Dörr, 1991) bzw. am OSP Thüringen (Wank et al., 1996) eingesetzt wurden, jedoch mit einem beträchtlichen Fortschritt an Messkomfort und Messgenauigkeit sowie mit zusätzlichen Informationen (3D-Komponenten, Lage-Informationen usw.). Die bei Abwurf und Flug erhobenen Daten eröffnen perspektivisch die Möglichkeit, mit Lage- und Rotationsparameter des Speeres ohne größeren Messaufwand für die Leistungsdiagnostik zu ermitteln (Madgwick et al. 2011). Es gibt weltweit nur eine Veröffentlichung aus Finnland (Särkkä et al., 2016) mit einem vergleichbaren System, bei dem allerdings der Sensor konstruktionsbedingt in der Spitze des Speeres platziert wurde, so dass die Zeitverläufe der Beschleunigungskomponenten erheblich vom asymmetrischen Schwingungsverhalten des Speeres vor allem im Bereich um den Abflugzeitpunkt beeinträchtigt wurden. Die Messergebnisse unseres oben beschriebenen Speer-Sensors wiesen bei den axialen Beschleunigungsverläufen eine sehr gute Übereinstimmung mit 3D-kinematischen Referenzmessungen auf.

Während mit dem Sensordiskus im Vergleich zu 3D-kinematisch berechneten Radialbeschleunigungen und Drehgeschwindigkeiten in der Beschleunigungsphase vom Auftakt bis zum Abwurf ebenfalls gute Übereinstimmungen erzielt werden konnten, zeigten die tangentialen Beschleunigungen des Gerätes sowohl vom Zeitverlauf als auch von der Größe der Spitzenwerte kaum Ähnlichkeit mit kinematisch aus der Trajektorie berechneten Bahnbeschleunigungen des Diskus. Diese anfangs überraschende Erkenntnis führte dazu, dass mit weiteren Untersuchungen die Ursachen für dieses Phänomen gesucht wurden. Wie sich herausstellte, liegen diese in Corioliseffekten, die dadurch entstehen, dass der Diskus (mit Sensor) auf seiner Beschleunigungsbahn permanent seinen Bahnradius ändert. Dies führt zu einer radialen Geschwindigkeitskomponente in einem rotierenden Bezugssystem. Mit dieser Konstellation werden die Voraussetzungen für die Entstehung von Coriolisbeschleunigungen erfüllt, die mit Ihrer Wirkung exakt die Richtung der Tangentialbeschleunigung des Diskus treffen und die Messwerte verfälschen. Somit konnte mit dieser Studie leider nur gezeigt werden, dass die Messung der Bahnbeschleunigung mit im Diskus integrierten Sensoren in dieser Disziplin aus physikalischen Gründen nicht möglich ist.

Literatur

1. Wank, V., Falck, O. & Friedrichs, A. 1996. Leistungsdiagnostik im Speerwurf - zur Relevanz ausgewählter Parameter. In: Gollhofer, A.(Hrsg.): *Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik*. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Bd.71, Academia. Sankt Augustin, p. 287-296.
2. Särkkä, O., Nieminen, T., Suuriniemi, S., Kettunen, L. 2016. Augmented inertial measurements for analysis of javelin throwing mechanics. In *Sports Engineering*. vol.19, p., 219-227.
3. Hinz, L. & Dörr, J. 1991. Zur Unterstützung des Techniktrainings im Speerwurf durch biomechanische Untersuchungen. In *Lehre der Leichtathletik*. Vol. 30, p. 15-17.
4. Madgwick, S.O.H.; Harrison, A.J.L.; Vaidyanathan, A. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland(29 June–1 July 2011), p. 1–7.

Beschleunigungsmessung im Diskuswurf – Einsatz des Vmaxpro-Sensors am Handgelenk

¹Sophie Mattered, ²Guido Meyer, ³Marcel Blaumann, ¹Kerstin Witte

¹Otto-von-Guericke Universität, Magdeburg, Deutschland

²Olympiastützpunkt Sachsen-Anhalt, Magdeburg, Deutschland

³Blaumann & Meyer - Sports Technology UG, Magdeburg, Deutschland

Email: sophie.mattered@ovgu.de

Einführung

Der Diskuswurf zählt in Deutschland zu den erfolgreichsten Disziplinen der Leichtathletik. Das Erreichen einer maximalen Wurfweite stellt das Hauptziel dieser Disziplin dar. Untersuchungen bestätigen einen engen Zusammenhang zwischen der Ausprägung der Wurfweite und der Abwurfgeschwindigkeit des Diskus (vgl. Schlüter & Nixdorf 1983; Bartlett, 1992; Hay & Yu, 1995; Leigh, Gross, Li, & Yu, 2008). Die Maximierung der Abwurfgeschwindigkeit erfordert eine präzise Bewegungsausführung mit hoher Geschwindigkeit auf begrenztem Raum. Es ist davon auszugehen, dass der Einsatz moderner Sensortechnologien mit Echtzeitfeedback die Quantifizierung der Bewegungstechnik sowie die Effektivierung des sportlichen Trainings unterstützt und somit der Verbesserung der sportlichen Leistung dient.

Im Rahmen der Studie wurde die Möglichkeit untersucht den Vmaxpro Beschleunigungssensor zur Quantifizierung der Diskusbeschleunigung und -geschwindigkeit einzusetzen. Der Sensor ist im Langhanteltraining bereits etabliert und wurde in den Disziplinen Kreuzheben, Kniebeuge und Bankdrücken evaluiert (vgl. Blaumann, 2017 a, b, c).

Methode

Gegenstand der Untersuchung war der Vmaxpro Beschleunigungssensor (Fa. Blaumann & Meyer - Sports Technology UG). Der Sensor wurde am Handgelenk der Athleten befestigt. Die Anbringung des Systems am Diskus hätte nach Abwurf zu hohen Schäden am Sensor geführt, weiterhin wurde die Anbringung des Sensors am Handrücken von den Athleten abgelehnt, da diese zu einer Einschränkung der Bewegungsfreiheit der Hand geführt hätte.

Der 3D-Beschleunigungssensor weist einen Messbereich von 16 g auf. Das System verfügt über eine Applikation auf einem iOS-Endgerät. Mit der implementierten App sind technische Einstellungen, Beginn und Ende der Messaufnahme sowie die synchrone Aufnahme eines Videobildes möglich. Die Verläufe des 3D-Beschleunigungssensors sowie das aufgenommene Videobild werden nach Beendigung der Aufnahme bereitgestellt.

Die Daten des Sensors wurden mit dem Motion Capturing System Vicon evaluiert. Für die Untersuchung erklärten sich zwei männliche Athleten des SC Magdeburg mit internationaler Wettkampferfahrung bereit als Probanden zu agieren. Am Wurfarm des Athleten wurden sechs Marker sowie der Vmaxpro Beschleunigungssensor angebracht. Die Markeranbringung erfolgte am Acromium-clavicular Gelenk, Epicondylus lateralis, auf dem Os metacarpale tertium sowie rechts und links vom Sensor und am Mittelpunkt der Unterseite des Diskus. Aus Sicherheitsgründen wurde als Wurfgerät ein Labor-Diskus aus PU-Schaum nach Maßen des Wettkampfgeräts der Männer angefertigt. Dieser weist ein Gewicht von etwa 50 g auf.

Pro Proband wurden 12 Würfe ausgeführt (n=24). Davon wurden fünf Würfe mit fünfzigprozentiger Intensität und sieben Versuche mit voller Intensität ausgeführt.

Ergebnisse

Die aufgezeichneten Geschwindigkeits- sowie Beschleunigungsverläufe am Handgelenk und am Diskus wurden verglichen. Hierfür wurden lediglich die Daten des Motion Capturing Systems Vicon untersucht. Das Ergebnis zeigt eine hohe Übereinstimmung der Datenreihen. Der Vergleich der Geschwindigkeitswerte ergab eine mittlere Abweichung von $0,2 \pm 2,3$ m/s. Der Zusammenhang der Daten kann mit einem gemittelten

Korrelationskoeffizienten von $r=0,994 \pm 0,002$ als hoch angesehen werden. Der Zusammenhang der Beschleunigungsdaten am Handgelenk und am Diskus konnte statistisch nachgewiesen werden. So ergab die Korrelationsanalyse der Versuche ($n=24$) einen mittleren Korrelationskoeffizienten von $0,981 \pm 0,03$.

Weiterhin wurden mittels numerischer Integration die Geschwindigkeit für den Abwurfzeitpunkt berechnet. Diese wurden den ermittelten Daten des Vicon Systems gegenübergestellt. Die mittlere Differenz der Datenreihen beträgt $2,9 \pm 3,2$ %. Sie weisen einen Korrelationskoeffizienten von $0,981$ auf.

Der Vergleich zu Daten des Messdiskus des Instituts für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) zeigte deutliche Unterschiede im Zeitpunkt des Abwurfs. Durch die Integrierung eines Sensors in das Wurfgerät ist im Abwurfzeitpunkt keine wirkende Beschleunigung mehr erkennbar. Entgegen dieser Variante führt die Anbringung des Sensors am Handgelenk zu abweichenden Ergebnissen in diesem Zeitpunkt. Sonstige Verläufe sowie Ausprägungen weisen Ähnlichkeiten zu denen des Messdiskus auf.

Diskussion

Der Sensor stellt ein praktikables Trainingstool dar. Die einfache Handhabung sowie die Präsentation der Daten synchronisiert zum aufgenommenen Video in Echtzeit wurden von beteiligten Athleten sowie Trainern als zielführend erachtet.

Die Evaluation des Systems brachte gute Ergebnisse. Der Vergleich der Beschleunigungsdaten zu Ergebnissen des Messdiskus ergab eine hohe Übereinstimmung bis zum Abwurfzeitpunkt. Die unterschiedliche Anbringung des Sensors führt zu abweichenden Messergebnissen im Abwurfvorgang. Der Sensor am Handgelenk registriert im Abwurfzeitpunkt eine Senkung der Zentripetalbeschleunigung, welche auf ein Nachgehen nach dem Wurfgerät und ein damit verbundenes kurzzeitiges Verlassen der Kreisbahn schließen lässt. Dieses lokale Minimum konnte in allen Würfen unabhängig vom Wurfgerät und Vollständigkeit der Bewegung festgestellt werden und könnte somit eine Methode zur Detektion des Abwurfpunktes darstellen.

Die Übereinstimmung der Daten am Handgelenk und am Diskus konnte statistisch nachgewiesen werden. Die auftretenden Differenzen wurden in allen Würfen ($n=24$) im Abwurfzeitpunkt festgestellt. Durch das Herausrollen des Diskus aus der Hand im Abwurfvorgang wird der Diskus weiterhin durch die Finger beschleunigt weshalb Unterschiede auftreten. Die ermittelten Abwurfgeschwindigkeiten weisen noch zu große Differenzen auf. Die Methode der Geschwindigkeitsberechnung muss weiter optimiert werden.

Die Messungen mit weiteren Probanden sowie der Einsatz des Vmaxpro Beschleunigungssensors zeitgleich mit dem Messdiskus sind zukünftig vorgesehen.

Insgesamt stellt das System schon aktuell ein sinnvolles Trainingstool dar, welches weiterentwickelt werden sollte.

Literatur

Bartlett, R. M. (1992): The biomechanics of the discus throw. A review. *Journal of sports sciences* 10 (5), S. 467–510. DOI: 10.1080/02640419208729944.

Blaumann, Marcel (2017a). Systemevaluation von Vmaxpro in der Kraftübung Bankdrücken. Zugriff am 15.02.2018 unter <https://vmaxpro.de/wp-content/uploads/2018/01/171219-VBT-Bankdruecken.pdf>

Blaumann, Marcel (2017b). Systemevaluation von Vmaxpro in der Kraftübung Kniebeugen. Zugriff am 15.02.2018 unter <https://vmaxpro.de/wp-content/uploads/2018/01/171219-VBT-Kniebeugen.pdf>

Blaumann, Marcel (2017c): Systemevaluation von Vmaxpro in der Kraftübung Kreuzheben. Zugriff am 15.02.2018 unter <https://vmaxpro.de/wp88-content/uploads/2018/01/171219-VBT-Kreuzheben.pdf>

Hay, J. G.; Yu, B. (1995): Critical characteristics of technique in throwing the discus. *Journal of sports sciences* 13 (2), S. 125–140. DOI: 10.1080/02640419508732220.

Leigh, Steve; Gross, Michael T.; Li, Li; Yu, Bing (2008): The relationship between discus throwing performance and combinations of selected technical parameters. *Sports biomechanics* 7 (2), S. 173–193. DOI: 10.1080/14763140701841399.

Schlüter, Wolfgang; Nixdorf, Eberhard (1983). Kinematische Beschreibung und Analyse der Diskuswurftechnik. *Leistungssport* (6/84), 17–22.

Präzisionsanalyse eines IMU-basierten Verfahrens zur Bestimmung von Gelenkachsen

¹Sascha Schlechtweg, ¹Wilfried Alt

¹Universität Stuttgart, Stuttgart, Deutschland

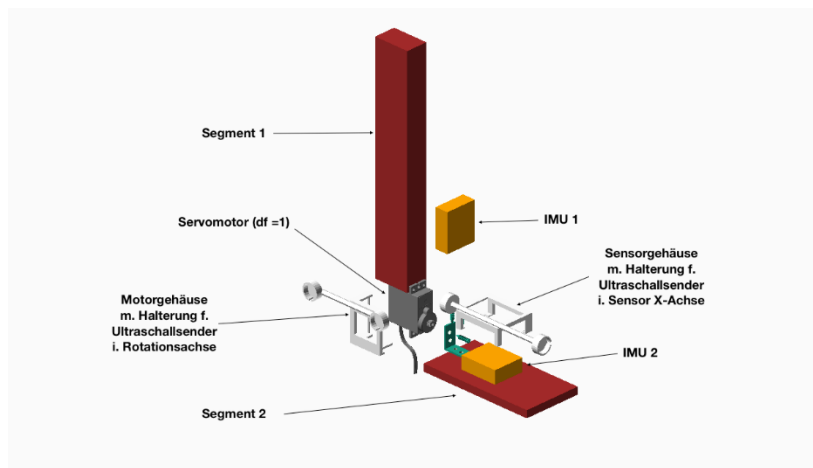
Email: sascha.schlechtweg@inspo.uni-stuttgart.de

Einführung

Zur Gelenkachsenbestimmung wurden verschiedene Verfahren entwickelt. In der Anwendung dieser Verfahren gilt es stets ein akzeptables Gleichgewicht zwischen Aufwand und Genauigkeit zu finden. Es liegt die Vermutung zugrunde, dass es, insbesondere am Sprunggelenk, zwischen der anatomischen Lage der Gelenkachsen und Überlastungen einen Zusammenhang geben könnte (Alt, 2001). Die Überprüfung dieser Annahme erfordert ein Verfahren mit dem Gelenkachsen in großer Zahl hinreichend genau beschrieben werden können. Ziel ist es ein neues, ökonomischeres Konzept auf Präzision zu überprüfen.

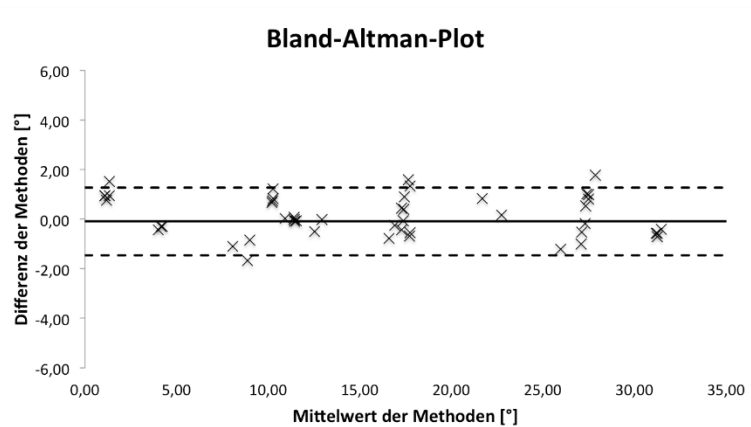
Methode

Das Verfahren basiert auf der Optimierung einer Kostenfunktion unter der Formulierung kinematischer Einschränkungen (Scharniergelenk) (Seel & Schauer, 2012). Zwei Inertialsensoren (IMU) werden 50 mal auf einem mechanischen Modell in einer zufälligen Orientierung angebracht. Als Referenz wird die räumliche Lage der Rotationsachse, sowie die x-Achse eines Sensors über ein ultraschallbasiertes Positionsmesssystem (Zebis XMS-20[®]) ermittelt. Bei Rotationen (90°) wird über die Winkelgeschwindigkeit die Lage der Rotationsachse in Bezug auf die x-Achse des bewegten Sensors bestimmt. Die Abweichung in Winkelgrad zwischen Referenz und dem neuen Verfahren wird über den RMSE (root-mean-squared-error), einen Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) und Bland-Altman-Plots statistisch quantifiziert.



Ergebnisse

Der RMSE bei 50 Versuchen ergab einen Fehlerindikator von 0.67°. Die mittlere Abweichung gegenüber dem Referenzsystem ist mit 0.04° marginal. Der ICC Daten aus beiden Systemen ergab ein $r=0.99$.



Diskussion

Die Rotationsachse konnte auch bei zufälliger Applikation der Sensoren mit hoher Genauigkeit dargestellt werden. Bemerkenswert ist zudem die kurze Messdauer. Im nächsten Schritt soll das Verfahren zur Bestimmung der unteren Sprunggelenkachse angepasst werden.

Literatur

1. Alt, W. 2001. Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung. *C.Maurer Druck & Verlag*.
2. Seel, T., & Schauer, T. 2012. Joint Axis and Position Estimation from Inertial Measurement Data by Exploiting Kinematic Constraints. In *IEEE Multi-Conference on Systems and Control* (pp. 0–4)

Das Mess- und Informationssystem Turmsynchronspringen – trainingswissenschaftliche Unterstützung des Absprungs

Niklas Noth, Thomas Köthe, Rolf Wagner

Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

Email: noth@iat.uni-leipzig.de

Einführung

Seitdem die Synchrondisziplinen im Jahr 2000 in das olympische Programm aufgenommen wurden, bestätigen die deutschen Synchronturnspringer ihr anhaltend hohes Niveau im internationalen Leistungsvergleich. Sie erzielten seit 2012 im Mittel bei den Olympischen Spielen und Weltmeisterschaften in den Leistungsmerkmalen Gesamtpunktzahl (91 %), Schwierigkeitsgrad (96 %) und Ausführungsqualität (92 %) hohe relative Punktzahlen zur Sieg- bzw. Maximalleistung (Köthe, 2009; Köthe & Noth, 2017). Damit das hohe Leistungsniveau bei der vorherrschenden internationalen Leistungsentwicklung (Erhöhung des Schwierigkeitsgrades) beibehalten werden kann, müssen die Athleten schwierigere Sprünge erarbeiten und ihre Bewegungsausführung zeitlich und räumlich wirkungsvoll aufeinander abstimmen. Besonderen Stellenwert erhält hier die Absprungsphase, da die Ausgangsbedingungen für einen synchronen Bewegungsablauf in der Flugphase geschaffen werden. Gleichzeitig ist der Absprung Bewertungsgegenstand der Synchronkampfrichter.

Die daraus resultierenden hohen Synchronisierungsanforderungen an die Athleten machen es erforderlich, dass, neben subjektiven Informationen der Trainer, zusätzlich objektive Informationen der Bewegungsausführung in den Trainingsprozess einfließen. Hierfür wurde das Mess- und Informationssystem Turmspringen (Noth & Köthe, 2014; Wagner, 1985), mit dem sich sportartspezifisch kinematische und dynamische Bewegungsparameter synchronisiert aufzeichnen lassen, für das Synchronturnspringen erweitert. Damit eine zielgerichtete trainingsmethodische Unterstützung im Synchronspringen möglich ist, wurden die leistungsbestimmenden Bewegungsparameter der Synchrondisziplinen in den Mittelpunkt der Entwicklung gestellt.

Erweiterung zum Synchronmessplatz

Das Mess- und Informationssystem (MIS) Turmsynchronspringen objektiviert Bodenreaktionskräfte mithilfe von zwei Kraftmessplatten (Kistler) und kinematische Bewegungsparameter mithilfe von Videodaten (Basler Aviator bis zu 100 Hz). Dazu zählen beispielsweise die Sprunghöhe h [m], der Drehimpuls L [Nms], der Drehmomentverlauf [Nm], ausgewählte Körperwinkel [°], die Winkelgeschwindigkeit in der Ausführungshaltung ω_{AF} [°/s] sowie Maxima des Brems- und Beschleunigungsstoßes F_x , F_y und F_z [N]. Die synchronisiert erhobenen Rohdaten stehen sofort für eine teilautomatisierte Auswertung zur Verfügung.

Voruntersuchungen zum Kamerastandpunkt erbrachten, dass aus baulicher und inhaltlicher Sicht die Aufnahmen mit einer einzelnen Kamera zu erfolgen haben. Diese Position ist um ca. 40° gegenüber der Bewegungsebene versetzt (Abb. 1) und macht eine Entzerrungskorrektur der Videodaten erforderlich.

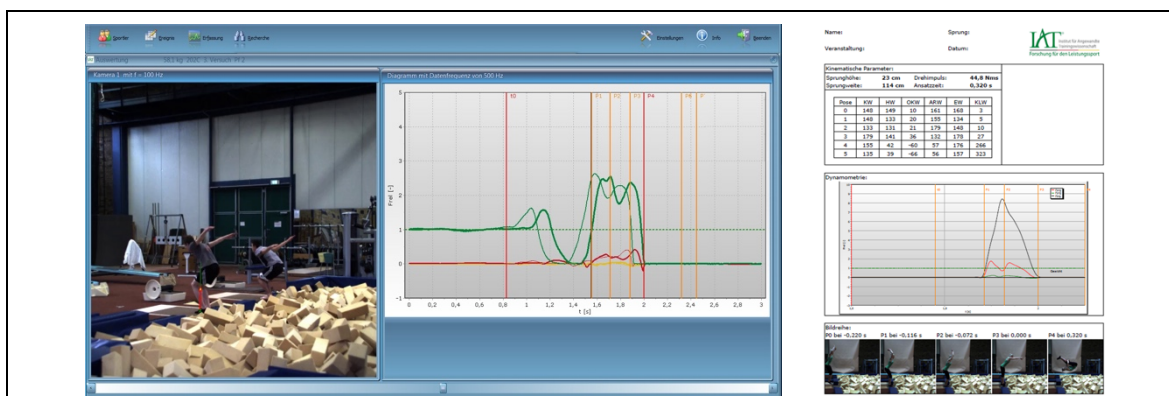


Abb. 1 Benutzeroberfläche des Auswertungsmoduls des MIS Synchronturnspringen und Datenblatt

Der Arbeitsablauf sieht vor, dass die Versuche als Einzelversuche ausgewertet werden, um sie in der Auswertung zeitlich synchronisiert wieder zusammenzuführen. Identisch zum Einzelmessplatz werden die Analyseergebnisse in einer zentralen Datenbank gesichert und können vom Trainingswissenschaftler, Trainer und Sportler an einem Informations-PC abgerufen werden. Des Weiteren werden für jeden Athleten auf einem Datenblatt alle wesentlichen Ergebnisse zusammengefasst dargestellt.

Trainingspraktische Anwendung

Die Wertungsbestimmungen schreiben vor, dass das räumliche und zeitliche Erscheinungsbild des Sprunges synchron ablaufen soll. Aus diesem Grund besteht die zentrale Anforderung an den Messplatz darin, Differenzen leistungsbestimmender Merkmale zwischen den Athleten zu objektivieren und darzustellen. In Anlehnung an Köthe und Fricke (2001) und die FINA-Regeln (FINA, 2013) werden die in Tab. 1 dargestellten Bewegungsparameter (Auswahl) für das Feedback ermittelt. Dabei wird zwischen Absprungsparametern und Parametern der Flug- und Eintauchphase differenziert.

Tab. 1. Ausgewählte Bewegungsparameter für das Feedback am Synchronmessplatz

Absprung	Flugphase
• Differenz des relativierten Drehimpulses L [Nms] • zeitliche Differenz beim Verlassen des Turmes Δt_{AB} [s] • Drehwinkeldifferenz beim Verlassen des Turmes $\Delta \alpha_{AB}$ [°]	• Zeitliche Differenz des Einnehmens der Ausführungshaltung Δt_{AN} [s] • Zeitliche Differenz des Eintauchzeitpunktes Δt_{ET} [s] • Differenz Sprungweite beim Eintauchen Δw_{ET} [m] • Differenz Sprunghöhe Δh [m] • Drehwinkeldifferenz zum Ansatzzeitpunkt $\Delta \alpha_{AN}$ [°] • Differenz der Winkelgeschwindigkeit $\Delta \omega_{AF}$ [°/s]

Mithilfe der hier aufgeführten Bewegungsparameter lässt sich das Training im Synchronturnspringen wissenschaftlich gestützt steuern, die Ursache-Wirkung-Beziehung für aufeinander abgestimmte Bewegungsabläufe tiefergehend analysieren und die Wirksamkeit von Trainingsübungen zu ihrer Verbesserung überprüfen.

Neue Fragestellungen ergeben sich bezüglich der Bedeutsamkeit der Bewegungsparameter. Es wird angenommen, dass in Abhängigkeit der Sprunggruppe unterschiedliche Beziehungen zwischen den Bewegungsmerkmalen und der Synchronqualität existieren. Diese sind in Folgestudien mithilfe einer Regressionsanalyse aufzuklären.

Literatur

- FINA. (2013). *FINA Handbook 2013 - 2017 - Constitution and Rules*. Lausanne: FINA.
- Köthe, T. (2009). Entwicklungstendenzen im Wasserspringen von den Olympischen Spielen 2000 bis zu den Olympischen Spielen 2008. *Z. Angew. Trainingswiss.*, 16(1), 122-136.
- Köthe, T. & Fricke, B. (2001). Der Leistungsfaktor Synchronität in den Disziplinen Synchronspringen im Wasserspringen. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 8(2), 95–113.
- Köthe, T. & Noth, N. (2017). *Analysen der Ergebnisse der Weltmeisterschaften 2017 und der Entwicklungen seit den OS 2012 im Wasserspringen*. Leipzig: IAT.
- Noth, N. & Köthe, T. (2014). Trainingswissenschaftliche Unterstützung des Absprunges im Turmspringen mit Hilfe eines Mess- und Informationssystems. In Maurer, L.K., F. Döhring, K. Ferger, H. Maurer, M. Reiser & H.H. Müller (Hrsg.), *Trainingsbedingte Veränderungen – Messung, Modellierung und Evidenzsicherung*. 10. gemeinsames Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft vom 17.-19. September 2014 in Gießen (Abstractband) (S.104). Hamburg: Feldhaus Edition.
- Wagner, R. (1985). Zum bisherigen Einsatz der Dynamometrie im Turmspringen. *Theorie und Praxis Leistungssport*, 6(23), 70-76.

INNOTRAMP - TrainINGS-INfOrmationssystem TRAMPolinturnen

¹Eleonore Siebold, ¹Michel Hackbarth, ²Marc Hansen, ¹Katja Ferger

¹Justus-Liebig Universität, Gießen, Deutschland

²HTV, Frankfurt, Deutschland

Email: eleonore.siebold@sport.uni-giessen.de

Einführung

Die aktuellen Bestrebungen der FIG (Fédération internationale de Gymnastique) zur Entwicklung videometrischer Systeme zur automatisierten Erkennung von Bewegungsabläufen (simi-Motion, VICON, etc.) stehen bei der Erkennung von Sprüngen auf dem Trampolin vor dem Problem, dass sich die Bewegung weiträumig auf eine Sprunghöhe von bis zu sechs Metern verteilt und durch überlagerte Längen- und Breitenachsenrotationen gekennzeichnet ist, die eine Auswertung erschweren. Darüber hinaus sind videometrische Systeme in der Anschaffung sehr teuer und für einen flächendeckenden Einsatz in Training und Wettkampf ungeeignet. Gegenwärtige Entwicklungen in der Sensortechnik ermöglichen es, selbst komplexe Ganzkörperbewegungen wie sie beim Trampolinturnen auftreten, messtechnisch zu erfassen und damit zum einen Hilfen bei der Bewertung der Bewegungsqualität zu geben, zum anderen aber auch automatisierte (Trainings-)Dokumentationen zu erstellen (BIPP-Projekt ZMVI4-070701/18). In einer Pilotstudie konnte gezeigt werden, dass die Analyse selbst komplexer Ganzkörperbewegungen bereits mit einfachen Beschleunigungssensoren und Gyroskopen, wie sie in handelsüblichen Smartphones verbaut sind, möglich ist¹.

Methode

Aufbauend auf den Erkenntnissen aus der Pilotstudie erfolgt derzeit die Weiterentwicklung eines sensorgestützten Systems zur automatischen Erkennung von Sprüngen auf dem Trampolin. Die verwendeten Units mit je 9 Sensoren (3 Beschleunigungssensoren, 3 Gyroskope, 3 Magnetfeldsensoren; USB und Bluetooth Schnittstelle, 33 GB Speicher, Akku und induktives Laden) nehmen die dreidimensionalen kinetischen Daten auf, über die die geturnten Sprünge dekodiert werden.

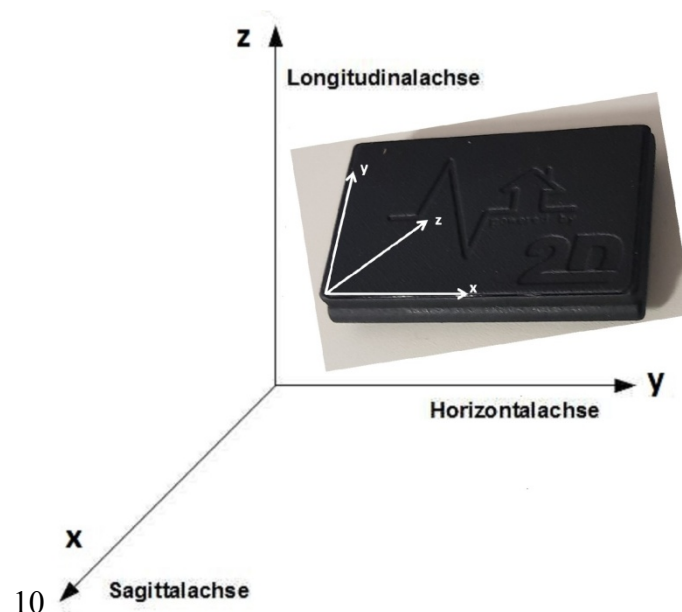


Abbildung 2: Sensor-Unit mit internem Koordinatensystem und Weltkoordinatensystem

Zur Übereinstimmung der Daten mit tatsächlichen Rotationen wurden Pflichtübungen und vorher festgelegte Übungsverbindungen von Kaderathlet*innen des OSP Bad Kreuznach analysiert. Für die Datenerhebung wurden die Sensoren am oberen Rücken der Aktiven befestigt, gleichzeitig wurden alle Übungen und Übungsverbindungen mit Video aufgenommen (Tabelle 1). Um die Übereinstimmung der verwendeten Sensor-Units zu überprüfen, wurden in einigen Versuchen zwei Sensoren am oberen Rücken befestigt.

Tabelle 1: Übersicht der absolvierten Sprünge

Kategorie	gehockte Ausführung (c)	gebückte Ausführung (b)	gestreckte Ausführung (a)
translatorische Bewegung entlang der Körperbreitenachse (KBA)	-	-	Strecksprung
translatorische Bewegung (KBA) und Rotationsbewegung um eine Körperachse	Salto vorwärts Salto rückwärts Doppelsalto rückwärts	Salto vorwärts Salto rückwärts	Fußsprungschraube Salto vorwärts Salto rückwärts
translatorische Bewegung (KBA) und Rotationsbewegung um zwei Körperachsen	Barani Fliffis Triffis Rudolf	Barani Fliffis Triffis Rudolf	Barani Fliffis Triffis Rudolf

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen zeigen, dass verschiedene Sprungarten wie Salto und Schraube identifiziert werden können. So geben zum Beispiel die Gyroskopdaten auf den drei Raumachsen Aufschluss darüber, ob ein Salto oder eine Schraube geturnt wurde. Die Orientierung der Achsen ist Abbildung 1 zu entnehmen, wobei zu beachten ist, dass das Sensorkoordinatensystem nicht mit dem Weltkoordinatensystem übereinstimmt und somit zunächst eine Umrechnung der Daten in das Weltkoordinatensystem stattfinden muss, bevor die Ergebnisse weiter interpretiert werden.

Die nachfolgende Abbildung zeigt exemplarisch die Datenverläufe eines gehockten Saltos. Dass es sich um einen einfachen Salto ohne Schraubenrotation handelt, ist daran zu erkennen, dass lediglich in der Querachse (y-Achse/grün) größere Schwankungen auftreten. In der Longitudinalachse (z-Achse/blau) sind die Schwankungen gering.

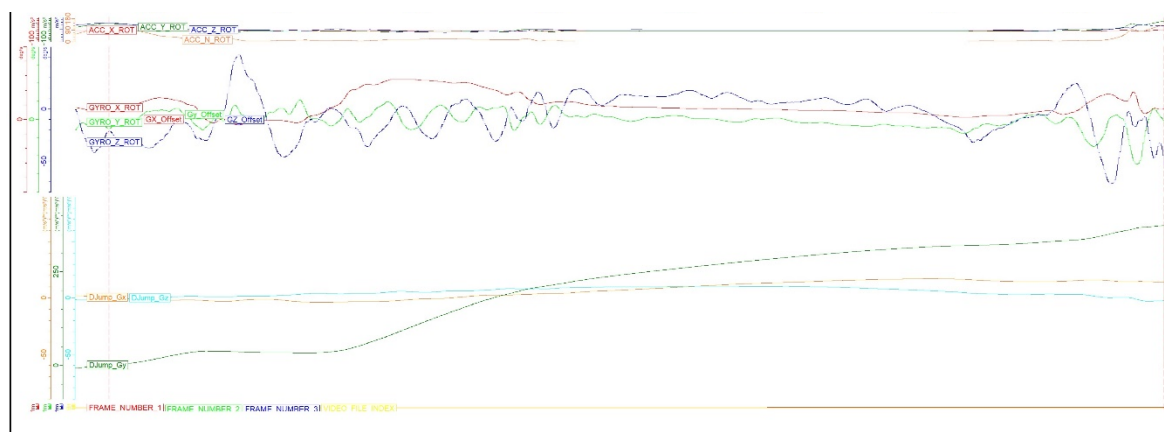


Abbildung 3: Sensordaten eines Saltos rw. gehockt

Zur Identifikation des Saltos wird die Winkeldifferenz zwischen Absprung und Landung (Winkelspanne) herangezogen. Bei einem einfachen Salto beispielsweise liegt die Winkeldifferenz auf der Querachse bei ungefähr 360°, wobei zu beachten ist, dass die Abweichungen von der erwarteten Winkelspanne bis zu 20° betragen können (vgl. Tab. 2). Unter Berücksichtigung der Winkeldifferenz konnten 78 der 82 aufgenommenen

und ausgewerteten Salti korrekt als Salto detektiert werden. Eine weitere Differenzierung nach Art der Ausführung konnte nur für gestreckt und gebückt sowie für gestreckt und gehockt vorgenommen werden.

Tabelle 2: Winkeldifferenzen für Salto rückwärts in gebückter, gehockter und gestreckter Ausführung

Sprungart	mittlere Winkeldifferenz			Anzahl der Sprünge gemessen	Anzahl der Sprünge korrekt detektiert
	x-Achse	y-Achse	z-Achse		
Salto b rückwärts gebückt	22,67°±12,52 °	354,43 °±4,92 °	25,76 °±10,55 °	36	34
Salto c rückwärts gehockt	26,78 °±10,52 °	364,55 °±9,13 °	20,31 °±5,52 °	22	22
Salto a rückwärts gestreckt	25,61 °±9,60 °	355,86 °±4,73 °	26,09 °±14,33 °	24	22

Die beobachteten Abweichungen können auf zwei Faktoren zurückgeführt werden. Zum einen führen ungenau ausgerichtete Sensoren zu diesen Abweichungen, die wiederum identifiziert und bei der Datenverarbeitung eliminiert werden können. Zum anderen führen ungenaue bzw. unsaubere Ausführungen bei Absprung und Landung der Aktiven zu Abweichungen von den erwarteten Ergebnissen. Anhand der Größe der Abweichungen der Messergebnisse von den erwarteten Ergebnissen können also auch Aussagen über die technisch korrekte Ausführung der Sprünge gemacht werden.

Diskussion

Insgesamt lässt sich festhalten, dass eine zuverlässige Identifikation einzelner Sprungarten anhand von einfachen Sensoren möglich ist. Allerdings treten bei der Identifikation bzw. Differenzierung zwischen der gehockten und gebückten Ausführung des Saltos Schwierigkeiten auf, während gestreckte Salti von Salti in gehockter oder gebückter Ausführung sicher unterschieden werden können. Hier sind weitere Ansätze zur Identifikation der Ausführung einer Sprungart nötig.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit, die sich aus den Messdaten der Sensoren ergibt, ist die Berechnung der Flugzeit bzw. die Bestimmung der Tuchkontaktzeit. Die noch bestehende und zu überwindende Schwierigkeit ist die Bestimmung der Zeitpunkte, die den Beginn und das Ende eines Sprunges definieren.

Das Trainings-Informationssystem INNOTRAMP soll automatisch jegliche Übungsformen (Vorübungen, einzelne Sprünge, Sprungverbindungen und ganze Übungen) erfassen und zusammen mit den quantitativen Merkmalen (Flughöhe, Tuchkontaktzeit sowie Lande-/Absprungsposition auf dem Gerät) automatisch in Trainingsprotokolle überführen.

Langfristig können hieraus individuelle Lernverläufe der Athleten erstellt und für eine leistungssteuernde Planung nutzbar gemacht werden. Das bedeutet, dass eine für die technisch-kompositorischen Sportarten bisher nur unzureichende Trainingswirkungsanalyse realisiert werden kann, die die im Prozess des Techniktrainings eingesetzten Trainingsmittel und Trainingsmethoden analysiert. Die hieraus gewonnenen Erkenntnisse können für zukünftige intraindividuelle leistungssteuernde Planungen des Techniktrainings der Kaderathlet*innen genutzt werden

Literatur

1. Trabert N, Ferger K. 2018. Fliffis, Triffis, Rudy - Sprungerkennung im Trampolinturnen. In *Thienes G (Ed). Turnen trainieren und vermitteln*, in progress.

Session 6: Sportbiomechanik III

Electromyographic profiles of the vastus medialis and gastrocnemius during single scull rowing in the field reflect short stretch-shortening-cycles: Potential impact on training.

¹Steffen, Held; ¹Tobias, Siebert; ¹Lars, Donath

¹Department of Intervention Research in Exercise Training, German Sport University
Cologne, Cologne, Germany

²Department of Motion and Exercise Science, University of Stuttgart, Stuttgart, Germany

E-mail: l.donath@dshs-koeln.de

Introduction

Addressing temporal and electromyographic characteristics of stretch-short cycles (SSC) are crucial for the conceptualization of discipline-specific testing and training. Accordingly, a differentiation between a slow (longer than 250 ms, such as countermovement jump, CMJ) and a fast SSC (shorter than 250 ms, such as drop jumps, DJ) needs to be considered within discipline-specific movement analyses (Schmidtbleicher, 1992; Duncan et al., 2009). Such approaches enable a more specific training-methodological differentiation of slow and fast SSC (Schmidtbleicher, 1992; Nicol et al., 2006; Gollhofer, 1987). Thus, the present study aimed at elucidating whether the SSC in rowing can be attributed to slow or fast SSC.

Methods

Ten male rowers of the national squad ($n = 10$, age: 22.8 ± 3.1 years, height: 190 ± 6 cm, weight: 82.1 ± 9.8 kg) were included in this cross-sectional study with repeated testing design. The study protocol has been approved by the local ethical committee. Countermovement jumps (CMJ; 5 scoring attempts, 2 min break), drop jumps (DJ; .032 m, 5 scoring attempts, 2 min break), low-intensity (EXA; 4x500m, 3 min break) and race-specific rowing (WSA; 4x500m, 2 min break) were completed. Surface electromyographic activity (sEMG) of vastus medialis (VM) and gastrocnemius (GM) were recorded using bipolar electrodes during rowing (single scull) and subsequently compared to muscle activity in slow (countermovement jump, CMJ) and fast (drop jump, DJ) SSC. In order to identify reflex activity, the elapsed time between the onset of EMG-activity and start of eccentric phase was monitored, with periods up to 120 ms assigned to the reflex-induced phase (RIA) and onsets before the start of eccentric phase as pre-activation phase (PRE) (Gollhofer, 1987; Bubeck et al., 2001). The EMS-onset determination is based on a full-wave rectification of the signal, application of a low-pass filter, and uses of a sliding window (25 ms) to determine when the amplitude of the signal exceeds three standard deviations over a baseline amplitude (Hodges, 1996). The EMG derivation were triggered via ground contact (during DJ, measured by contact-mat; Refittronic, Schmitten, Germany), center-of-mass (CoM) movement (during CMJ, measured by pull-wire sensor; Refittronic, Schmitten, Germany) and seat position (during rowing, measured by pull-wire sensor; Refittronic, Schmitten, Germany). Several one-way ANOVA (including subsequent Scheffé post-hoc tests) were computed to examine differences between DJ, CMJ and EXA, and WSA. One-sample Student's t-tests were performed to evaluate the differences in the EMG onsets (EMGGM and EMGVM,) from reference values (PRE and RIA). A p-Value below 0.05 was considered statistically significant.

Results

Notable muscular activity was observed during DJ (Fig. 1) before the start of eccentric phase (PRE, $p < 0.001$) as well as during the reflex-induced phase (RIA, $p < 0.001$). By contrast, neither the CMJ nor rowing revealed EMG activity in these two phases (Fig. 1). Only a late EMG response was observed in all examined muscle actions (DJ, CMJ, and rowing, $p < 0.001$). In addition, the EMG-onset at CMJ and rowing was considered in relation to the center-of-mass (CoM) turning-point (start of concentric phase). In this context, CMJ ($p < 0.05$) and race-specific rowing ($p < 0.05$) showed an EMG-onset during the eccentric phase (Fig. 1). The one-way ANOVA revealed significant difference ($p < 0.001$) between the groups (DJ, CMJ, EXA, and WSA), which are also confirmed in pairwise post hoc-tests.

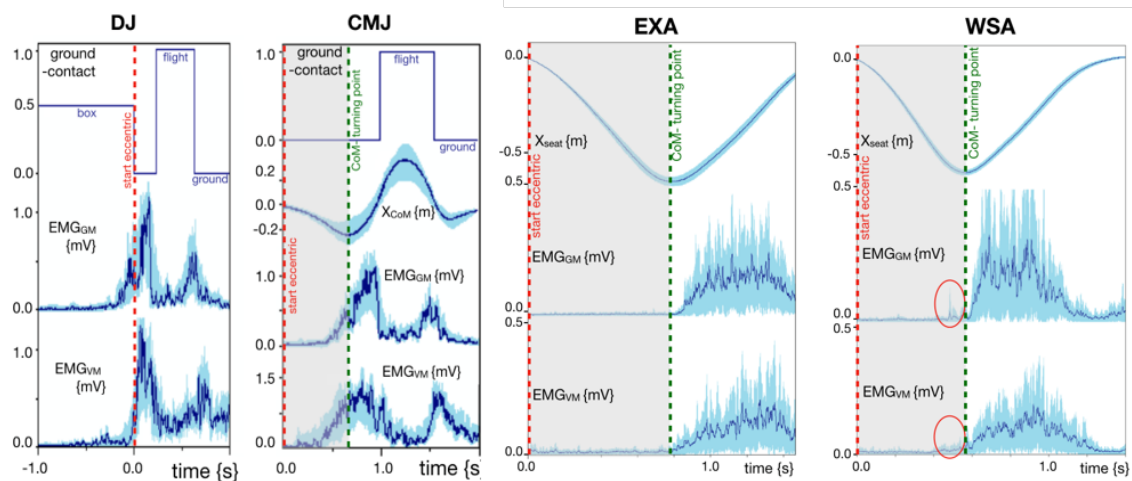


Figure 1: Exemplary presentation of EMG data (mean $\pm$ 95 % confidence interval) of subject 3 during drop jumps (DJ), countermovement jumps (CMJ), low (EXA) and race-specific (WSA) endurance intensity in the rowing-boat (EMG_{GM} $\triangleq$ m. gastrocnemius medialis EMG activity; EMG_{VM} $\triangleq$ m. vastus medialis EMG activity). In addition, ground contact measured using contact-mats (upper row) and center-of-mass trajectory (X_{SEAT} , X_{COM}) are plotted (CMJ, second row). The eccentric phase (gray), the start of eccentric phase (red), the center-of-mass (CoM) turning point (green) and the muscle-activity (red) during the eccentric phase (in rowing) are marked. Since DJ do not have X_{COM} -Data, only the start of eccentric phase (marked in red) can be identified in this case.

Discussion

In the current measurement, CMJ and race-specific rowing (WSA) show an EMG-onset during the eccentric phase. In contrast, the EMG-onset during DJ appears before the start of eccentric phase (before first ground contact). Basically, only in case of unpredictable muscle actions (e.g. twist one's ankle) a time-based EMG examination can be clearly separated between voluntary and reflex-induced muscle activity (Vogel, 2006). The pre-activation during DJ can be initiated quite deliberately (arbitrarily). However, since no EMG muscle activity was observed during the PRE and RIA phases (see Figure 1), meaningful reflex activity during rowing can be ruled out.

In general, the resulting muscular force, work and power during a SSC achieves much higher values, compared to an isolated concentric contraction (Bosco et al., 1987), which can also be confirmed for rowing (Held et al., 2018). This power enhancement during SSC can be attributed for example to the storage and release of elastic-energy (Bojsen-Moller et al., 2005), stretch-induced contractility enhancement (Seiberl et al., 2015), reflex activity and time-to-peak force (van Ingen Schenau et al., 1997a). Since muscle reflexes and pre-activation (before the start of eccentric phase) can be ruled out in the present EMG study, the storage (and delivery) of elastic energy induced by muscle pre-activation during the eccentric phase (only observable at WSA, Fig. 1) and, thus, the stretch-induced increase in contractility during the concentric phase might be responsible for the performance increase of SSC in rowing.

In conclusion, the SSC in rowing is most-likely attributable to a slow SSC, which is characterized by a lack of pre-activation and reflex-activity (Komi, 2003). These EMG-related findings might implicate that any forms of muscle

action in the fast SSC domain does not reflect discipline specific muscle actions and could hamper rowing performance enhancement during training and competitions.

References

1. Bojsen-Moller, J., Magnusson, S., Rasmussen, L., Kjaer, M. & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99, 986–994.
2. Bosco, C., Montanari, G., Ribacchi, R., Giovenali, P., Latteri, F., Iachelli, G., et al. (1987). Relationship between the efficiency of muscular work during jumping and the energetics of running. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 138–143.
3. Bubeck, D. & Gollhofer, A. (2001). Load induced changes of jump performance and activation patterns in free drop jump exercises and sledge jumps. *European Journal of Sport Science*, 1 (3), 1-17.
4. Gollhofer, A. (1987). *Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus*. Erlensee: SFT-Verlag.
5. Held, S., Siebert, T. & Donath, L. (2018). Electromyographic activity profiles of the vastus medialis and gastrocnemius during single scull rowing in the field reflect short stretch-shortening-cycles: Potential impact on training. Manuscript submitted for publication.
6. Hodges, P. & Bui, B. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101 (6), 511–519.
7. Komi, P.V. (2003). Stretch-Shortening Cycle. In: Komi, P.V., *Strength and Power in Sport* (2 ed., Vol. 3,). (p. 184-204). Oxford: Blackwell Science Publication.
8. Kubo, K., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87, 2090–2096.
9. Nicol, C., Avela, J. & Komi, P. (2006). The stretch-shortening cycle. *Sports Medicine*, 36 (28), 977-999.
10. Schmidtbleicher, D. (1992) Training for power events. In P.V Komi (Ed.), *The Encyclopaedia of Sports Medicine. Vol 3: Strength and Power in sport* (pp. 169-179). Oxford, UK: Blackwell.
11. Seiberl, W., Power, G.A., Herzog, W. & Hahn, D. (2015). The stretch-shortening cycle (SSC) revisited: residual force enhancement contributes to increased performance during fast SSCs of human m. adductor pollicis. *Physiology Replied*, 3.
12. van Ingen Schenau, G., Bobbert, M. & De Haan, A. (1997a). Mechanics and energetics of the stretch-shortening cycle: a stimulating discussion. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 484–496.
13. Vogel, T. (2006). *Influence of visual control over muscular preactivation and impact force of the lower extremity during drop jumps*. Dissertation. Zugriff am 30.10.2018 unter <https://freidok.uni-freiburg.de/data/3195>.

Maximum power in stretch-shortening-cycle during rowing

¹Steffen, Held; ¹Tobias, Siebert; ¹Lars, Donath

¹Department of Intervention Research in Exercise Training, German Sport University
Cologne, Cologne, Germany

²Department of Motion and Exercise Science, University of Stuttgart, Stuttgart, Germany

Email: s.held@dshs-koeln.de;

Introduction

As a basic principle, movement-speed and power-output of stretch-shortening-cycles (SSC) are generally trending towards an optimum (Komi, 2003). This is due to the force-velocity relation and the activation dynamics of the muscles (van Soest et al., 2000). An optimal-trend (between SSC-movement-speed and power-output) exists, if a particular movement-speed is necessary for a maximum power-output during the SSC. Consequently, if the SSC-movement is too fast or too slow, a maximum power-output cannot be generated (Komi, 2003). It is however unclear if relevant SSC movement-parameters in rowing, such as stroke-rate, *gearing* and *drag-factor*, have to be maximised to obtain maximum power-output or if an optimum relation emerges. The stroke-rate (number of rowing-cycles per minute; measured in strokes per minute - spm) determines the duration of the SSC. The *gearing* (ratio between inner and outer lever of the oar, Kleshnev, 2016) significantly determines the resistance-requirements during the propulsive-phase of rowing (Aktinsopht, 2010), which affects leg movement and SSC. Therefore, we intended to examine whether the relationship between the SSC-movement-speed and the leg-power-output during rowing follows the aforementioned optimal-trend.

Methods

Sixty-Nine experienced sub-elite young athletes performed sprint-series on (single scull; age: 20 ± 2 years, height: 186 ± 7 cm, weight: 84 ± 9 kg) and off the water (rowing-ergometer, $n = 30$, 19 ± 3 years, 185 ± 11 cm, 77 ± 19 kg). The study protocol has been approved by the local ethical committee. The sprint series (approx. 20 rowing-strokes, with 3-5 min break) are completed with varying stroke-rates (20, 25, 30, 35, 40, 45 spm) resp. *gearings* (inboard-length: 0.87, 0.88, 0.89, 0.90 m). *Gearing* changes are achieved by a variation of the inboard lever length. On the rowing-ergometer (model D, Concept 2, Morrisville, USA) the *drag-factor* (100, 120, 140, 160, 180 Ws^3/m^3) serves as a counterpart to gearing in the boat (Dudhia, 2007; Van Holst, 2008). A radio telemetry system (BioRowTel, Berkshire, GB) was used for data acquisition (12 bit, 100 Hz sampling frequency) of Rowing-power-output (P_{row} , accuracy $\pm 0.5\%$), leg-power-output (P_{leg} , accuracy $\pm 0.5\%$) and work-per-stroke (WPS, accuracy $\pm 0.5\%$). Several one-way ANOVA (including subsequent Scheffé post-hoc tests) were applied to statistically test differences between separate stroke-rate-, *gearing*- and *drag-factor*-measurements. Pearson correlation coefficients were calculated in order to define the relationships of the measured variables. A p-Value below 0.05 was considered statistically significant.

Results

The one-way ANOVA revealed significant increases of P_{row} ($p < 0.05$), P_{leg} ($p < 0.05$) and WPS ($p < 0.05$) during individual stroke-rate-, *gearing*- and *drag-factor*-measurements (boat and ergometer), which are also confirmed in pairwise post hoc-tests. Only WPS show no significant differences ($p = 0.99$) between separate stroke-rate measurements on the ergometer. P_{row} increases with stroke-rate for the ergometer-test ($r = 0.97$, $p < 0.001$) and the boat-measurements ($r = 0.98$, $p < 0.001$) by 2.7%/stroke and 4.4%/stroke, respectively (Fig. 1). Stroke-rate had a high impact on WPS ($r = 0.79$, $p < 0.001$) during boat-measurements, compared to no (or specifically no high) impact on WPS ($r = -0.10$, $p = 0.166$) during ergometer-measurements (Fig. 1). *Drag-factor* (ergometer: $r = 0.83$, $p < 0.001$) and *gearing* (boat: $r = 0.60$, $p < 0.001$) yielded moderate to high correlations to P_{row} (Fig. 1).

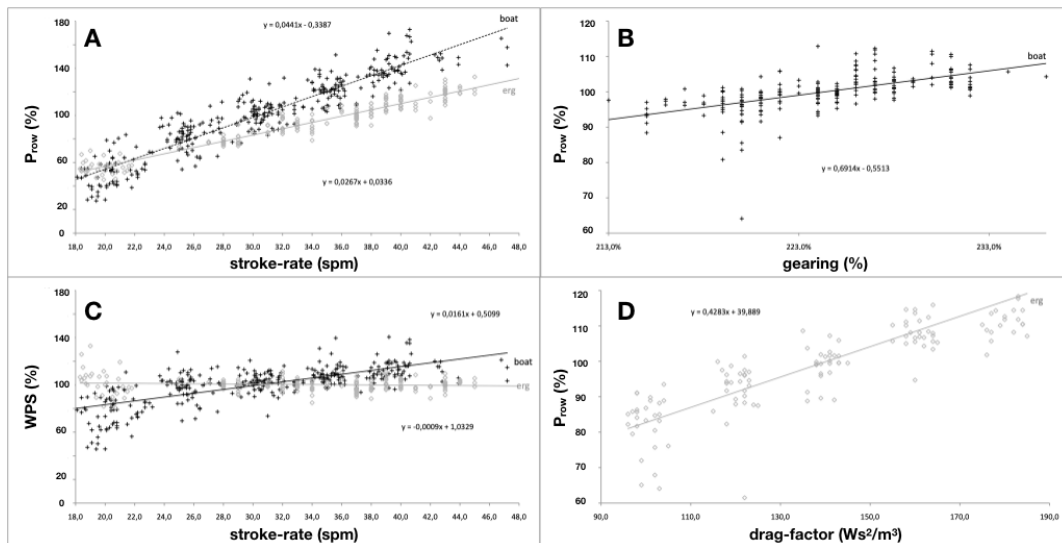


Figure 1: Influence of stroke-rate on individual rowing-power (P_{row}) (A) and individual work-per-stroke (WPS) (C). Additionally, impact of individual *gearing* (B) and *drag-factor* (D) on P_{row} are visualised. Boat measurements and ergometer-measurements were shown in black (crosses) and grey (circles) colour, respectively. The graphs each show the individual values of the entire subject-sample. Overall, linear fits were used.

Discussion

All outcomes on the boat and ergometer showed moderate to high positive correlations between rowing-power and stroke-rate, *gearing*, or *drag-factor*. Thus, a higher the stroke-rate and a harder the *gearing* lead to greater rowing-power and leg-power. It should be noted however that this maximum-trend is only valid for the sprint measurement range. Compared to aerobically dominated 2000m rowing-competition (Roth et al., 1983), the sprint measurement range represents a strongly different metabolic situation. What applies for the sprint-distance (maximum power at the expense of maximum energy-turnover) is not necessarily mandatory for the (aerobic) 2000m-distance. On the one hand, maximum (hard) gearing contradicts the subordinate role of maximum-strength for the 2000m-rowing-performance (Lawton, 2012), and on the other hand, due to mass inertia the stroke-rate is inevitably limited. Moreover, our findings underpin that the maximum-strength aspects in rowing dominates over reactive-force aspects. The long SCC-times (Held et al., 2018a) and the quasi-isokinetic conditions (Nolte, 1985) in rowing can be used as an explanation for this dominance. In addition, the maximum kinetic energy during the slide (in rowing) is 59.7 ± 19.5 % of the (maximum) potential energy for the drop jump (Held et al., 2018b). Thus, potential energy to be stored during rowing is less than in (drop) jumps. Nevertheless, the performance enhancement of SSC in Rowing (Held et al., 2018c) and the EMG-activity during eccentric phase (Held et al., 2018a) shows the relevance of SSC for rowing. Energy might be stored in the musculotendinous-system (Rode et al. 2009, Seiberl et al. 2015) and released during the concentric-phase. Accordingly, rowing should still be considered as a (slow) SSC rather than a purely concentric muscle-action.

In conclusion, the current research showed, that no optimum stroke-rate, *gearing* and *drag-factor* exist for maximum power-output in rowing (sprint measurement range). Accordingly, the measurements yielded maximum power-output for maximum stroke-rate, *gearing*, and *drag-factor*, which is in contrast to the optimal-trend of comparable parameters in other sport disciplines such as cycling (van Soest et al., 2000), swimming (Craig et al., 1979; Garland et al., 2009) and canoeing (Ho et al., 2012; McDonnell, 2013).

References

1. Aktinsopht, W. (2010). *Managing the Free Return Momentum*. Retrieved from <http://www.atkinsopht.com/row/freertn.htm>.
2. Craig, A. & Pendergast, D. (1979). Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Medicine and science in sports*, 11 (3), 276-283.
3. Dudhia, A. (2007, November 17). *Basic Physics of Rowing*. *Oxford University Atmospheric, Oceanic and Planetary Physics*. Retrieved from <http://eodg.atm.ox.ac.uk/user/dudhia/rowing/physics/index.html>.
4. Garland, S., Hiobs, A. & Kleshnev, V. (2009). Analysis of speed, stroke rate, and stroke distance for world-class breaststroke swimming. *Journal of Sports Sciences*, 27 (4), 373-378.
5. Held, S., Siebert, T. & Donath, L. (2018a). Electromyographic activity profiles of the vastus medialis and gastrocnemius during single scull rowing in the field reflect short stretch-shortening-cycles: Potential impact on training. Manuscript submitted for publication.
6. Held, S., Siebert, T. & Donath, L. (2018b). Maximum power in stretch-shortening-cycle during rowing. Manuscript submitted for publication.
7. Held, S., Siebert, T. & Donath, L. (2018c). 10% increased work- and power-outputs during stretch-shortening-cycle (SSC) in rowing, compared to isolated concentric contraction. Manuscript submitted for publication.
8. Ho, S., Smith, R. & Sinclair, P. (2012). *Effect of stroke rate on kinematic characteristics of simulated on-water dragon boat paddling*. 30 *International Conference on Biomechanics in Sports*. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5295>.
9. Kleshnev, V. (2016). *The Biomechanics of Rowing*. Ramsbury: Crowood Press.
10. Komi, P. (2003). Stretch-Shortening Cycle. In: Komi, P., *Strength and Power in Sport* (2 ed., Vol. 3,). Oxford: Blackwell Science Publication, 184-204.
11. Lawton, T. (2012). *Strength testing and training of elite rowers*. (Doctoral dissertation). Retrieved from <http://aut.researchgateway.ac.nz/bitstream/handle/10292/4599/LawtonT.pdf?sequence=3>.
12. McDonnell, Lisa (2013). *The effect of stroke rate on performance in flat-water sprint kayaking*. *Auckland University of Technology*. (Doctoral dissertation). Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/309666286_The_effect_of_stroke_rate_on_performance_in_flat-water_sprint_kayaking
13. Nolte, V. (1985). *Die Effektivität des Ruderschlages: biomechanische Modelle, Analysen und Ergebnisse*. Berlin: Bartels & Wernitz.
14. Rode, C., Siebert, T. & Blickhan, R., (2009). Titin-induced force enhancement and force depression: a 'sticky-spring' mechanism in muscle contractions? *J Ther Biol* 259, 350-360.
15. Roth, W., Hasart, E., Wolf, W. & Pansold, B. (1983). Untersuchungen zur Dynamik der Energiebereitstellung während maximaler Mittelzeitausdauerbelastung. *Medicine & Sports*. 23, 107 - 114.
16. Seiberl, W., Power, G.A., Herzog, W. & Hahn, D. (2015). The stretch-shortening cycle (SSC) revisited: residual force enhancement contributes to increased performance during fast SSCs of human m. adductor pollicis. *Physiology Replied*, 3.
17. Van Holst, M. (2008). *Rowing - Behind the Ergometer Display*. Retrieved from <http://home.hccnet.nl/m.holst/ErgoDisp.pdf>.
18. Van Soest, A. & Casius, L.J. (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32, 1927-1934.

Die Spezifität eines Kraft-Leistung orientierten Trainings für die Optimierung des Schlages im Baseball

¹Renzo Pozzo, ¹Andrea Berini, ¹Daniele Furlan

¹Medizin-Universität, Udine, Italien

Email: pore531@gmail.com

Einführung

Beim Schlagen des Balles (batting-swing) im Baseball ist das Zusammenspiel zwischen Präzision und hervorgebrachter mechanischer Leistung entscheidend. Die wichtigsten leistungsbestimmenden Faktoren für eine gute Performance des schlagenden Spielers (batters) sind eine hohe mechanische Leistung der Streckbewegung der Arme sowie eine feine Koordination der gesamten Muskelketten. Bei derartigen Bewegungsmustern wie Schlagen und Werfen eines Gegenstandes ist es dann entscheidend, die Geschwindigkeit der kinetischen Körperketten bestimmen zu können, d.h. deren Leistung-Widerstand-Profil. Über das Modell der kinetischen Ketten des Swings sind in der Literatur wenige Untersuchungen (Cross 2009, Fortenbaugh 2011) zu finden. Somit können die leistungsbestimmenden Hauptfaktoren im Krafttraining objektiv bestimmt werden. Zur Optimierung der individuellen Trainingsplanung, insbesondere bei Spieldisziplinen ist dies entscheidend wobei bekanntlich nicht so viel Zeit für langfristige Gestaltung von Trainingsbelastung bzw. –Adaptation zur Verfügung steht. Dementsprechend hat sich im Laufe von Jahrzehnten angewandter Trainingswissenschaft immer mehr das Leistung-Masse orientierte Krafttraining durchgesetzt (Dodd 2007). Ziel dieser Untersuchung war somit die Überprüfung eines speziellen Krafttrainings für die individuelle Verbesserung der schlagebedingten spezifischen Leistungs- und Geschwindigkeitseigenschaften von Hochleistung Baseballspielern.

Methode

Die Bewegungsanalyse des Swings wurde mittels 2 Videokameras (50Hz) und entsprechender Software (SIMI Motion) zur 3-D kinematischen Koordinatenbestimmung durchgeführt. Eine zusätzliche Videokamera (400 Hz) sorgte für die Aufnahme der Ballbewegung. Auf dem Griff des Schlägers wurde ein Zepp-Sensor (3-D Beschleunigung Messer) angebracht, um die 3-D Kinematik des gesamten Schlägers direkt zu ermitteln.

Die trainingsbezogenen Kraftübungen wurden kinematisch 2-D ebenso bewertet; dabei wurde auch das individuelle Leistung-Geschwindigkeit Profil (Pmax-Vmax) bei steigendem Widerstand bestimmt. Dafür wurde ein auf den Gravitationswiderstand (Seilzug Gerät mit verstellbarer Drehachse) angebrachter Geschwindigkeitsmesser (100 Hz) verwendet. Diese spezifischen Übungen bestanden aus: beidarmige Imitation des Swings mit gleichem Handgriff, separate linke und rechte Armführung des Swings. Zur Überprüfung der allgemeinen Kraftfähigkeit wurden die klassischen Kraftübungen Bankdrücken, Rudern am Seilzug und Beinpresse genauso getestet.

An der Untersuchung nahmen 12 Spieler der italienischen A-Liga teil, dabei wurden 2 Gruppen gebildet: experimentelle Gruppe (GR_EX, 21,0±2,4 J, 77,8±7,5 kg, 179,4±7,3 cm) und Kontrollgruppe (GR_KO, 21,5±2,6 J, 76,8±8,3 kg, 176,3±6,8 cm). Es wurden zwei grundsätzliche Testtermine festgelegt, vor (T1) der und nach der experimentellen Phase (T2 nach 2,5 Monate Training). Für die GR_EX wurden die Trainingseinheiten (TE) so aufgebaut, dass bei jeder spezifischen Übung der Athlet seine maximale Leistung erreichen sollte (3-4 Sätze á 4-6 Wiederholungen, ca. 90% Pmax). Es wurden 2-3 TE pro Woche absolviert. Die GR_KO absolvierte eine übliche Periodisierung mit allgemeinem Kraftaufbautraining und gleichen TE pro Woche. Die GR_KO absolvierte auch zusätzliche TE mit dem Schwerpunkt der Technikverbesserung des Swings, die beim GR_EX nur sporadisch durchgeführt wurden.

Ergebnisse

Technik des Swings: Bei der GR_EX wurden signifikante Verbesserungen bei dem kumulativen Vordehnungswinkel (8° an Schulter-Hüfte-Fuß Achsen), der Vordehnungsgeschwindigkeit der Schulter-Hüfte Achse ($60^\circ/\text{s}$) und der Hüfte-Fuß Achse ($50^\circ/\text{s}$) sowie der Winkelgeschwindigkeit bei der Armstreckung festgestellt (Tab.1). Ebenso signifikant ist die Verbesserung der Schlägergeschwindigkeit ($T_1=117 \text{ km/h}$, $T_2=130 \text{ km/h}$) und dessen Neigungswinkel über die Horizontale, was einer genaueren Führung des Swings entspricht. Das Timing der kinetischen

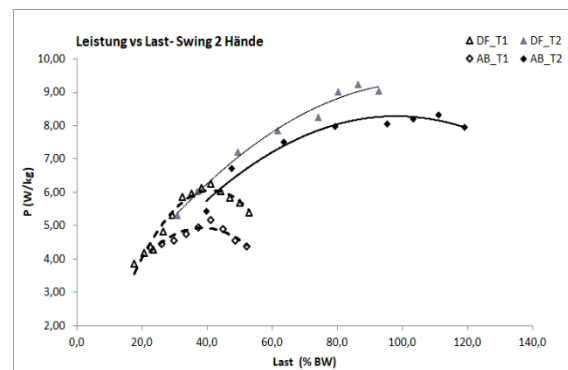
Tab.1. Winkelgeschwindigkeit (Grad/s) für Beugung und Streckung beim Swing

TEST	Gruppe		Beugung		Streckung	
			Ellbogen_re	Shulter_li	Ellbogen_re	Shulter_li
T_1	GR_EX	MW	-203,3	-87,9	693,8	235,2
		StAb	171,4	45,3	131,6	77,6
	GR_KO	MW	-306,2	-111,1	670,3	239,0
		StAb	185,3	12,2	131,6	94,0
T_2	GR_EX	MW	-277,0	-127,1	765,1	347,1
		StAb	150,2	38,3	82,5	55,7
	GR_KO	MW	-339,0	-119,4	679,1	259,2
		StAb	117,8	6,8	106,2	38,6

Kette wurde durch die zeitliche Reihenfolge der linearen Geschwindigkeitsmaxima der Hauptgelenke bestimmt. Es zeigte sich ein wesentlich koordinierteres Muster für GR_EX am T2.

Krafttraining: Die individuell bestimmbaren Profile der Leistung-Last Zusammenhänge haben gezeigt, dass nur durch eine genaue Definition der individuellen Kombination zwischen Widerstandsmasse und entsprechend maximalen Leistung eine Optimierung der Belastungsintensität zu erreichen ist, um eine Ökonomisierung von Trainingsperiodisierung zu gestalten. Abbildung 1 zeigt die Entwicklung der beidarmigen Imitationsübung am Seilzug von zwei Athleten (AB und DF), die beim Eingangstest (T1) deutlich unterschiedliche Leistungswerte bei gleicher Lastintensität (etwa 40% BW) vorzeigten und beim Ausgangstest (T2) eine ähnliche Steigerung der Leistungsmaxima erreicht haben.

Weiter Aspekte der Zusammenhänge zwischen den spezifischen Kraftübungen und der kinematischen Struktur des Swings werden ausführlich behandelt. Die meisten Verbesserungen der Leistung an den Seilzug Übungen wurden bei einer Last von ca. 30 kg erreicht.



Diskussion

Die vorgeschlagene Methodik eines intensiven leistungsorientierten und technikaffinen Krafttrainings zeigt deutliche Vorteile gegenüber der herkömmlichen, an Umfang orientierten Methodik. Abb.1. Leistung-Last Kurve für zwei Athleten

Die angewandte Kombination zwischen einer biomechanischen Technikanalyse und einer disziplinspezifischen Leistungsdiagnostik ist die Voraussetzung für die individualisierte Optimierung des Trainings. Dazu werden einzelne Beispiele ausführlicher dargestellt. Da positive Auswirkungen auf die Koordination und die Geschwindigkeit des Swings festgestellt wurden, ist eine kurzfristige Programmierung einer derartigen Methodik auch während der langdauernden Spielsaison denkbar.

Literatur

1. Cross, R. (2009). Mechanics of swinging a bat. *American Journal of Physics*, 77(1), 36-43.
2. Fortenbaugh D. (2011). The biomechanics of baseball swing. Dissertation University of Miami
3. Dodd, D.J. & Alvar, B.A. (2007). Analysis of acute explosive training modalities to improve lower-body power in baseball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1177-1182

Doppelstocktraining nach extensiver und intensive Intervallmethode zur Verbesserung der Schubleistung im Skilanglauf

**¹Hendrik Heger, ¹Corinna Coenning, ¹Benedikt Ferstl, ²Walter Rapp,
²Ralf Rombach, ¹Veit Wank**

¹Universität Tübingen

²Olympiastützpunkt Freiburg

Email: hendrik.heger@uni-tuebingen.de

Einführung

Im klassischen Skilanglauf hat die Doppelstockschubtechnik in den letzten zwei Jahrzehnten immer mehr an Bedeutung gewonnen. Seit Ende der 1990er Jahre wird vor allem bei Sprintwettbewerben und bei Wettbewerben auf Strecken mit geringer Profilierung von vielen Athleten fast ausschließlich diese Technik eingesetzt (Holmberg et al. 2005, Lindinger et al. 2009a, Halonen et al. 2014). Aber auch auf profilierten Strecken wird der Einsatz des Doppelstockschubs weiter forciert, so dass die Leistung zunehmend dadurch bestimmt wird, kurzfristig höchste Intensitäten (z.B. in Anstiegen) laufen zu können und anschließend abschüssige Streckenabschnitte zur Wiederherstellung eines weiterhin gut belastbaren Zustandes zu nutzen. Um diesbezüglich wettbewerbsfähig zu werden, sollten entsprechende Belastungen über intensive bis hochintensive Intervalle von mittlerer bis kurzer Dauer im Training gesetzt werden. Das Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einsatz der extensiven und intensiven Intervallmethode zur Steigerung der Maximalgeschwindigkeit in der Doppelstockschubtechnik zu vergleichen. Im Mittelpunkt der Betrachtung stand dabei die Überprüfung der Wirksamkeit intensiver Intervalle an der Grenze der Maximalgeschwindigkeit, die im Skilanglauf oft als individuelle Geschwindigkeitsbarriere bezeichnet wird. Diese hochintensive Trainingsform kann speziell auf dem Laufband, infolge von Bandgeschwindigkeitsvorgaben im Grenzbereich gut gesteuert werden. Im Rahmen der Untersuchung sollte geprüft werden, ob intensives Intervalltraining an der individuellen Geschwindigkeitsbarriere gegenüber extensiven Intervallen eine bessere Leistungsentwicklung bewirkt. Die Studie wurde vor allem mit dem Ziel durchgeführt, empirische Befunde für die Überarbeitung zukünftiger Trainingskonzepte im Skilanglauf zu bekommen.

Methode

Für diese Trainingsinterventionsstudie wurden 37 Läuferinnen und Läufer aus dem Skilanglauf Landeskader Baden-Württemberg (B-, C/D) gewonnen, die an verschiedenen Stützpunkten leistungsorientiert trainierten. Zur Überprüfung der Wirksamkeit des bandgesteuerten Lauftrainings nach der intensiven Intervallmethode an der Geschwindigkeitsbarriere (Laufband-Gruppe, LB) im Vergleich zu einem extensiven Intervalltraining auf der Rollerstrecke (Kontrollgruppe, KG) wurden zehn männliche (Alter: $15,0 \pm 1,8$ Jahre, Trainings-Jahre: $6,5 \pm 1,5$) und acht weibliche ($14,4 \pm 1,1$ Jahre, TJ: $6,4 \pm 1,9$) Athleten in die LB-Gruppe und zehn männliche ($15,7 \pm 1,7$ Jahre, TJ: $7,1 \pm 1,9$) und neun weibliche ($16,1 \pm 1,3$ Jahre, TJ: $7,3 \pm 1,2$) Athleten in die KG-Gruppe eingeteilt. Für die Zuordnung in die Gruppen war maßgebend, dass die Trainingseinheiten (TE) auf Laufband und Rollerstrecke regelmäßig durchgeführt werden konnten.

Die Studie bestand aus einem Pretest, sechzehn Interventions-TE, die in einem Zeitraum von sieben Wochen in das sonstige Trainingsprogramm eingebettet wurden, und einem Posttest. Die LB-Gruppe absolvierte je TE sieben Läufe über 80m auf dem Laufband mit Pausen von 1min zwischen den Läufen. Von Lauf zu Lauf wurde die Bandgeschwindigkeit, sofern möglich, geringfügig erhöht, so dass im Verlauf der TE die Geschwindigkeitsbarriere erreicht wurde. Jede zweite TE begann mit einer erhöhten Startgeschwindigkeit. Die Kontrollgruppe absolvierte ebenfalls sieben schnelle Läufe über 80m auf der Rollerstrecke mit je 2min aktiver Pause (Laufen mit niedriger Intensität). Als Richtlinie für eine extensive Intensität wurde hier das 1,1fache der im Pretest gemessenen Laufbestzeit über die 80m-Strecke genommen.

Pre- und Posttest fanden auf einem windgeschützten Abschnitt der Rollerstrecke statt. Der Test bestand aus einem 80m-Sprint in DP-Technik. Mit Hilfe von Doppellichtschranken wurden alle 20m die Laufzeiten gemessen.

Mit in die Stöcke integrierten Kraftaufnehmern mit Datenlogger wurden die axialen Stockkräfte aufgezeichnet. Bei etwa 50m wurde ein Streckenabschnitt von ca. 14m Länge mit einer Highspeed-Kamera (2048x1080 Pixel, 100fps) synchron zur Stockkraftmessung aufgenommen. Anhand der Bilddaten wurde die Kinematik des rechten Stocks vermessen. So konnten über die Stockwinkel aus den axialen Stockkräften bei in der Regel drei DP-Zyklen die vortriebswirksamen Horizontalkräfte bestimmt und die Vortriebseffizienz anhand eines Effizienzparameters (horizontaler Kraftstoß/axialer Gesamtkraftstoß) berechnet werden (Abb. 1).

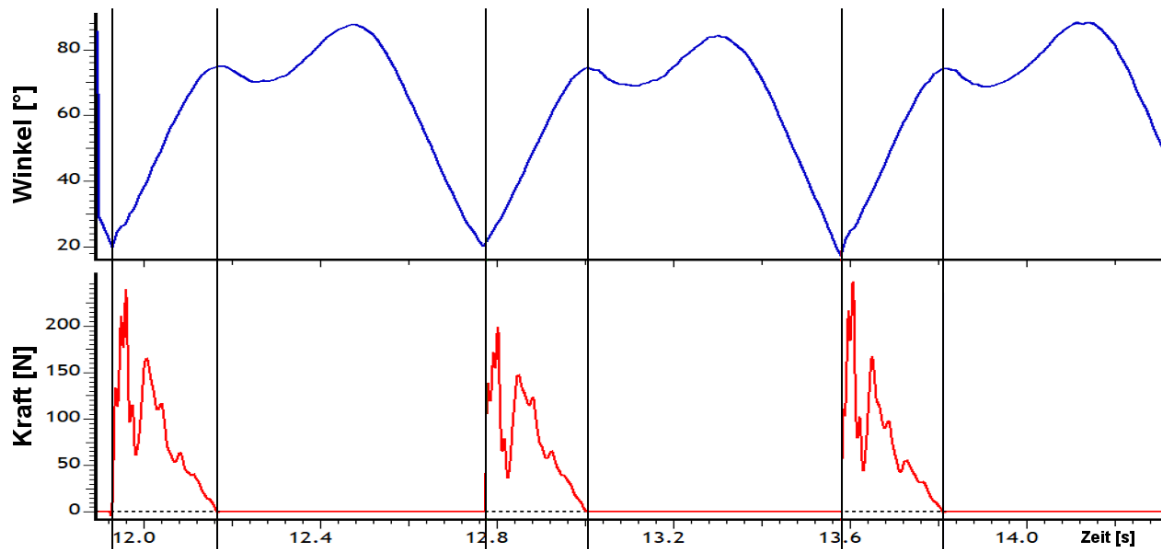


Abb. 1: Stockwinkel-Zeit-Verlauf und axialer Kraft-Zeit-Verlauf über drei Zyklen mit Kennzeichnung der Kontaktphase. Die vertikale Stockposition wurde als 0°-Winkel-Position definiert.

Die Auswertung bezog sich in erster Linie auf einen Mittelwertvergleich (Student-t-Test für abhängige Stichproben) der Laufzeit über 80m, der mittleren Laufgeschwindigkeit zwischen 40m und 60m und ausgewählter Parameter des Stockschubs, die anhand einer kombinierten 2D-Bewegungsanalyse mit axialer Stockkraftmessung bei den Testläufen bestimmt wurden.

Ergebnisse

Für die Laufzeiten über 80m und die erreichten Laufgeschwindigkeiten ergaben sich signifikante Verbesserungen in beiden Gruppen. Der Unterschied vom Pre- zum Posttest fiel in der LB-Gruppe, die auf dem Laufband an der individuellen Geschwindigkeitsbarriere trainiert hat (LB), deutlicher aus (Abb. 2). Die Läufer der LB-Gruppe steigerten ihre Laufzeit im Mittel von 14.25s auf 13.68s um durchschnittlich 0.57s, während sich die maximale Laufgeschwindigkeit von 6.36 auf 6.63m/s um 0.27m/s verbesserte. Die Laufzeiten der Kontrollgruppe (KG) entwickelten sich von 13.69s beim Ausgangstest auf 13.33s beim Posttest (durchschnittliche Steigerung um 0.36s). Die Laufgeschwindigkeit stieg von 6.62m/s auf 6.85m/s um 0.23m/s). Bei der Auswertung der Stockwinkel- und Stockkraftparameter konnte folgendes ermittelt werden. In beiden Gruppen ging die Zyklusfrequenz leicht, aber signifikant zurück. Dabei gab es keine signifikanten Unterschiede in der Stützzeit. Die höhere Vortriebsleistung wurde in beiden Gruppen in erster Linie durch signifikant höhere axiale Gesamtkraftstöße erbracht, wobei im insbesondere im ersten Teil des Kraftstoßes bei noch relativ geringem Stockwinkel höhere Kräfte wirksam wurden, so dass sich die Antriebseffizienz jeweils signifikant verringerte. Zwischen den Gruppen zeigte sich, dass die Leistungssteigerung in der LB-Gruppe im Vergleich zur KG statistisch nicht signifikant größer ausfiel.

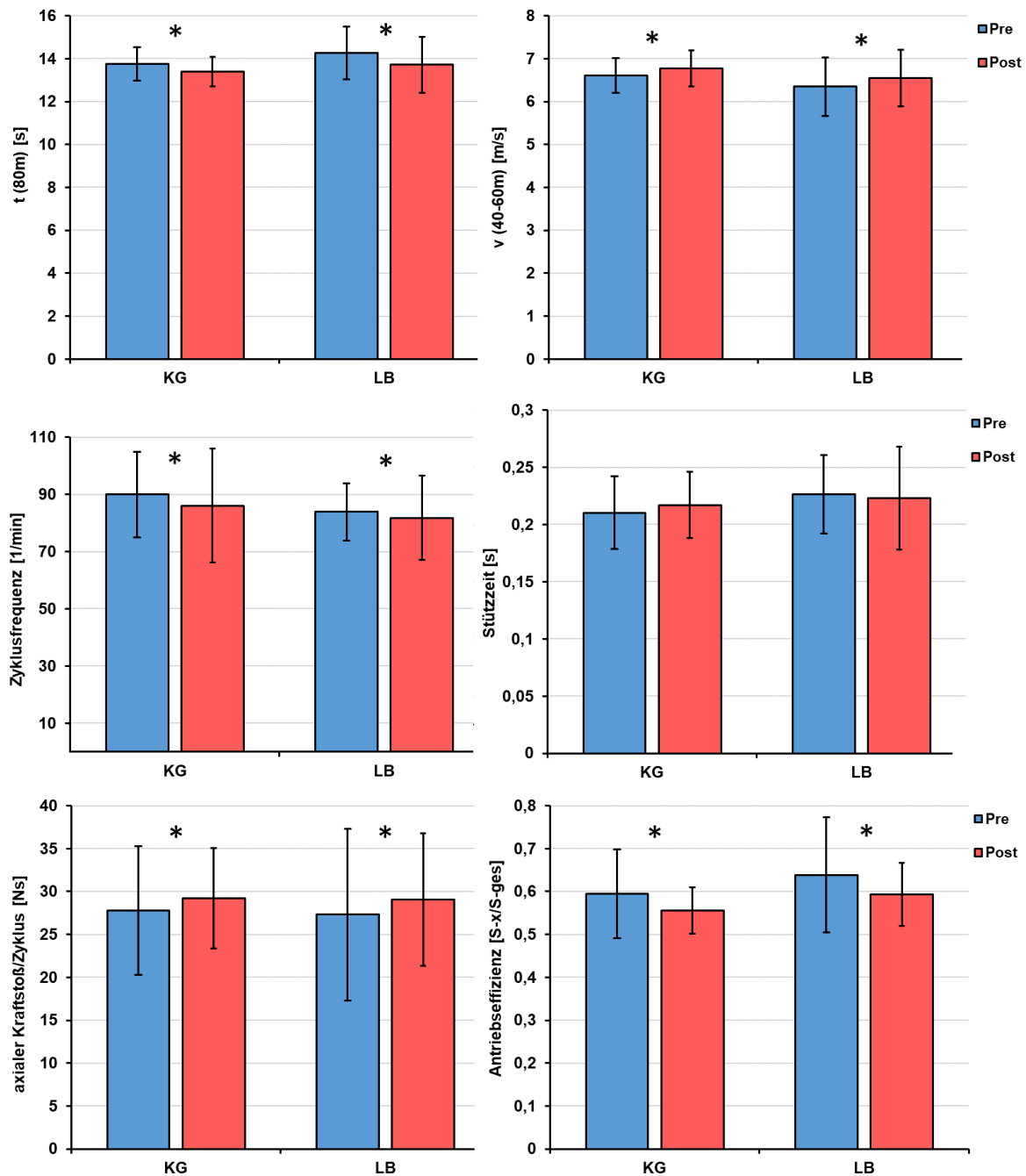


Abb. 2: Ergebnisse im Pre-Posttest-Vergleich (*p<0.05) für die Laufband-Gruppe (LB) und für die Kontroll-Gruppe (KG): Laufzeit über 80m (oben-links), Laufgeschwindigkeit zwischen 40m und 60m (oben-rechts), Zyklusfrequenz (Mitte-links), Bodenkontaktzeit der Stöße (Mitte-rechts), axialer Gesamtkraftstoß (unten-links) und Antriebseffizienz (unten-rechts)

Diskussion

Um die Wirksamkeit extensiver und intensiver Intervalle, in denen Laufgeschwindigkeiten im individuellen Grenzbereich angesteuert wurden, zu überprüfen, wurde das vorliegende Projekt konzipiert. Dabei wurde erwartet, dass die intensive Intervallmethode an der Geschwindigkeitsbarriere zu einer größeren Leistungssteigerung führt, als extensivere Trainingsformen und dass infolge der dabei gelaufenen Grenzgesehwindigkeiten positive Effekte hinsichtlich einer Steigerung der Maximalgeschwindigkeit auftreten würden. Die positiven Ergebnisse zeigten, dass sowohl die extensive als auch die intensive Methode zu einer Leistungssteigerung bezüglich Laufzeit und Laufgeschwindigkeit führte. Die mittlere Steigerung in der LB-Gruppe

war zwar größer als in der KG, allerdings konnte eine höhere Wirksamkeit der intensiven Methode aufgrund der doch relativ großen Streuung der Ergebnisse innerhalb der Gruppen nicht nachgewiesen werden.

Der Gewinn an Leistung kam bei fast unveränderter Stützzeiten vor allem über größere Kraftstöße zustande. Bei beiden Gruppen zeigte sich die Leistungsverbesserung bei einer reduzierten Antriebseffizienz. Das lässt darauf schließen, dass es bei impulsiven initialen Stockeinsätzen verhältnismäßig hohe Kraftstoßanteile in vertikaler Richtung gibt, die sich negativ auf den Antriebswirkungsgrad auswirken, aber hinsichtlich der günstigen Effekte aus der Nutzung von Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen in der initialen Stockphase durchaus positiv für den erreichten Gesamtfortschritt zu bewerten sind (Rapp et al. 2009, Lindinger et al. 2009b, Zoppirolli et al. 2013). Entsprechend gibt es auch internationale Bestrebungen, die Leitbilder für den Stockschub hin zu einer impulsiven Aufsatzphase zu modifizieren.

Literatur

1. Rapp, W., Lindinger S., Müller, E., Holmberg, H.-C. (2009). Biomechanics in classical cross-country skiing – past, present and future. In: Müller et al. (Eds.). *Science and Skiing IV*, Meyer and Meyer Sport, p. 630-640.
2. Halonen, J., Ohtonen O., Lemmettylä, T., Lindinger, S.J., Rapp, W., Häkkinen, K., Linnamo, V. (2014). Biomechanics of double poling when skiing on snow and using an ergometer. In E. Müller et al. (Eds.). *Science and Skiing VI*. Meyer and Meyer Sport, p. 387-395.
3. Holmberg, H.-C., Lindinger, S.J., Stöggl, T., Eitzlmair, E., Müller, E. (2005). Biomechanical Analysis of Double Poling in Elite Cross-Country Skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, p. 807-818.
4. Lindinger, S.J., Stoggl, T. (2009a). Control of speed during the double poling technique performed by elite cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), p. 210-220.
5. Lindinger, S.J., Holmberg, H.C., Müller, E., Rapp W. (2009b). Changes in upper body muscle activity with increasing double poling velocities in elite cross-country skiing. *European Journal of Applied Physiology*, 106(3), p. 353-363.
6. Zoppirolli, C., Holmberg H.-C., Pellegrini, B., Quaglia, D., Bortolan, L., Schena, F. (2013). The effectiveness of stretch-shortening cycling in upper-limb extensor muscles during elite cross-country skiing with the double-poling technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), p. 1512-1519.

Optimierung von Körpersegmentparametern zur Verbesserung der Abschätzung von invers-dynamisch bestimmten Bodenreaktionskräften bei Imitationssprüngen im Skisprung

¹Hermann Schwameder, ¹Josef Kröll, ¹Julian Fritz

¹Universität Salzburg, Salzburg, Austria

Email: hermann.schwameder@sbg.ac.at

Einführung

Aufgrund sportartspezifischer Faktoren werden im Techniktraining des Skisprungs häufig Imitationssprünge durchgeführt (Lorenzetti, et al., 2016; Schwameder, 2012; Schwameder, 2008). Zur Beurteilung der Qualität der Sprünge ist die betreffende Rückmeldung hinsichtlich biomechanischer Merkmale von großer Bedeutung. Besonders hilfreich wäre es, ein kostengünstiges und vielseitig einsetzbares System zur Verfügung zu haben, das neben der Körperkinematik auch Feedback über die Bodenreaktionskräfte mit hinreichend hoher Genauigkeit liefern würde. Für die Erhebung kinematischer Daten bieten sich hier Videoaufnahmen mit Aufnahmefrequenzen von 100 Hz an, aus denen die Segmentkinematik entweder markerbasiert oder markerlos (z.B. mit Hilfe von Silhouettenerkennung) bestimmt wird. Schwieriger stellt sich die Erhebung kinetischer Daten dar, da betreffende Systeme entweder nur stationär eingesetzt werden können oder mit relativ hohen Kosten verbunden sind. Daher bietet es sich an, die Bodenreaktionskräfte invers-dynamisch aus den kinematischen Daten zu bestimmen. Die Machbarkeit dieses methodischen Ansatzes auf der Basis von Motion-Capture-Daten für Imitationssprünge im Skisprung ist bereits nachgewiesen worden (Fritz et al., 2016). Es wird allerdings vermutet, dass die Differenzen zwischen den gemessenen und den invers-dynamisch berechneten Bodenreaktionskräften durch eine Optimierung der anthropometrischen Modelldaten reduziert werden kann. Die Ziele der Studie sind daher zu überprüfen, ob die Ergebnisse der invers-dynamischen Modellierung von der Wahl der anthropometrischen Modelle abhängig sind und ob durch eine individuelle Anpassung des bestpassenden anthropometrischen Modells weitere Verbesserungen des Modells erreicht werden können.

Methode

Neun Nachwuchsskispringer (Alter: 17±1; Masse: 64±5 kg, Körpergröße: 1.79±0.04 m, BMI: 20±1 kg/m²) nahmen an der Studie teil. Jeder Springer führte drei Imitationssprünge auf einer Kraftmessplatte (1000 Hz) durch. Die Kinematik wurde mit einem 10-IR-Kamerasystem (Vicon, 250 Hz) erfasst.

Der Körper wurde durch 14 Segmente mit Scharniergelenken modelliert. Die Segmentparameter (SP: Position der Segmentenschwerpunkte [com] und relative Segmentmassen [m]) wurden aus drei publizierten Modellen (De Leva, 1996 [M_{L1}], Zatsiorsky et al., 1985 [M_{L2}], Hanavan, 1964 [M_{L3}]) übernommen. Das Modell mit den besten Ergebnissen [M_{L2}] wurde verwendet, um eine individuelle Optimierung vorzunehmen (M_{indopt}). In einer Vorabanalyse wurde festgestellt, dass die Bewegungen des Rumpfes und der beiden Oberschenkelsegmente mehr als 65% des vertikalen Impulses erzeugen. Jedes andere Segment lieferte einen Beitrag von weniger als 10%. Daher wurden nur der Rumpf und die beiden Oberschenkelsegmente für die anthropometrische Optimierung des Vektors „sp“ herangezogen.

$$sp = (com_{ru}, m_{ru}, com_{os}, m_{os})^T \quad ru = Rumpf, os = Oberschenkel$$

Die Werte für „com“ und „m“ wurden in zehn gleichen Teilungsschritten variiert, wobei die Intervallgrenzen aus den publizierten Modellen abgeleitet wurden. Die Massen der restlichen Segmente wurden prozentual so aufgeteilt, dass sich wieder die Gesamtmasse ergab. Als Kostenfunktion für die Optimierung von „sp“ (sp_{opt}) wurde der „root mean square error (RMSE)“ zwischen den gemessenen (F_{FP}) und den invers-dynamisch berechneten (top-down) Bodenreaktionskräften (F_{ID}) verwendet (t: Zeitpunkte, T: Gesamtdauer des Absprungs). Die statistische Absicherung erfolgte mit Hilfe einer ANOVA mit Messwiederholung (p<0.05) und t-Tests mit Bonferroni-Korrektur.

$$sp_{opt} = \min(RMSE(sp)) = \min\left(\sqrt{\frac{1}{T} * \sum_{t=1}^T (F_{ID,t}(sp) - F_{FP,t})^2}\right)$$

Des Weiteren wurde eine qualitative Analyse für jedes Modell durch den Zeitverlauf der über die 27 Versuche gemittelten RMSE-Werte (ΔF) incl. Standardabweichung durchgeführt.

Ergebnisse

Die mittleren RMSE-Werte für die vier Modellvarianten incl. Standardabweichungen sind in Abb. 1 dargestellt. Die Modelle M_{L1} und M_{L3} unterscheiden sich hinsichtlich der Differenzen zwischen gemessenen und berechneten Bodenreaktionskräften signifikant von den beiden anderen Modellen mit Abweichungen von durchschnittlich 22 N bzw. 24 N. Durch die individuelle Optimierung wird eine signifikante Verbesserung um durchschnittlich 5 N erreicht.

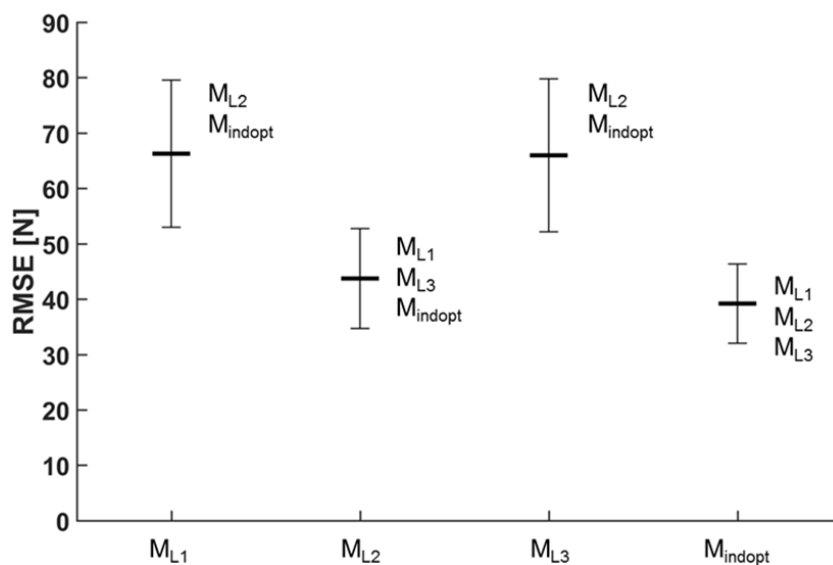


Abb. 1: RMSE (Mittelwert $\pm$ SD) zwischen F_{ID} und F_{FP} während der Absprungphase über alle Versuche (n=27)

Die mittleren Differenzen (Bänder der Standardabweichungen) zwischen den gemessenen und berechneten Bodenreaktionskräften über die gesamte Absprungphase für die vier Modelle sind in Abb. 2 dargestellt. Die größten Abweichungen zeigen sich bei allen Modellen im Bereich der letzten 60-100 ms der Absprungphase.

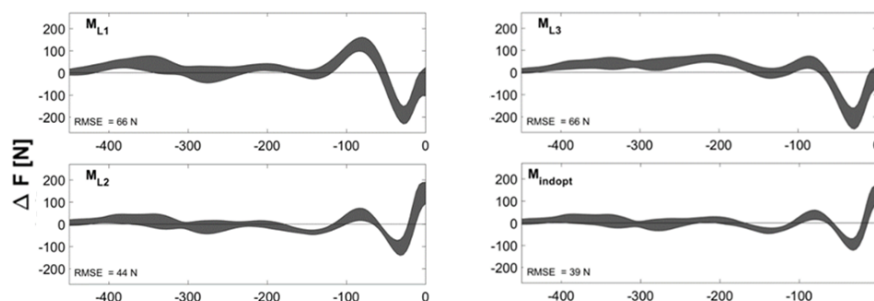


Abb. 2: Fehlerband ΔF (MW $\pm$ SD) zwischen F_{ID} und F_{FP} während der Absprungphase (n=27; t=0: Abflug)

Diskussion

Die Ziele der Studie waren es, den Effekt von Körpersegmentparametern auf die Genauigkeit der invers-dynamischen Modellierung durch Vergleich der gemessenen und berechneten Bodenreaktionskräfte bei

Skisprung-Imitationssprüngen zu untersuchen und festzustellen, ob durch eine individuelle Anpassung der anthropometrischen Modellparameter eine weitere Verbesserung der Modellierung möglich ist.

Generell wurde eine hohe Übereinstimmung bei allen Modellen festgestellt, wobei zu berücksichtigen ist, dass aufgrund der Vereinfachungen und Annahmen in der invers-dynamischen Modellierung eine vollständige Übereinstimmung ohnehin nicht erreicht werden kann. Das Modell von Zatsiorsky et al. (1985; [M_{L2}]) weist anthropometrische Eingangsgrößen auf, die die besten Übereinstimmungen zwischen den gemessenen und berechneten Bodenreaktionskräften bei Skisprung-Imitationssprüngen liefern. Die Unterschiede zu den beiden anderen der Literatur entnommenen Modellen sind beträchtlich. Die Abweichungen liegen in beiden Fällen um 50% höher. Durch eine individuelle Anpassung der anthropometrischen Eingangsparameter kann das Modell zusätzlich signifikant um mehr als 10% verbessert werden.

Daher kann die invers-dynamische Modellierung als eine Methode angesehen werden, die für die qualitative und quantitative Analyse von Imitationssprüngen hinsichtlich globaler dynamischer Parameter (Bodenreaktionskräfte) genutzt werden kann. Die Ergebnisse sind allerdings hoch sensitiv bezüglich der zugrundgelegten anthropometrischen Modelle. Demnach ist eine entsprechende Auswahl zu treffen. Eine individuelle anthropometrische Modellanpassung erhöht die Genauigkeit der Modellierung zusätzlich.

Für die Weiterentwicklung der Mess- und Auswertemethode wird es in weiterer Folge notwendig sein nachzuweisen, ob die gefundenen hohen Genauigkeiten auch bei kinematischen Eingangsdaten aus Videoaufzeichnungen möglich sind. Darüber hinaus gilt es zu festzustellen, welche Parameter aus der vorgestellten Methodik mit hinreichend hoher Genauigkeit erhoben werden können, um sie für die biomechanische Leistungsdiagnostik nutzen zu können.

Literatur

1. De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters *Journal of biomechanics* (Vol. 29, pp. 1223-1230).
2. Fritz, J., Kröll, J., Lindorfer, J. and Schwameder, H. (2016). Computation of ground reaction forces in ski jumping imitation jumps based on inverse dynamics. In E. Müller, J. Kröll, S. Lindinger, J. Pfusterschmied, J. Spörri and T. Stöggl (Eds.), *Science and Skiing VII Book of Abstracts*. University of Salzburg, Austria: Department of Sport Science and Kinesiology.
3. Hanavan, E. (1964). A mathematical model of the human body: DTIC Document.
4. Lorenzetti, S., Windmüller, S., Häberle, R., Müller, S., Ammann, F., Schödler, B. and Hübner, K. (2016). Relationship of squat jumps, imitation jumps and hill jumps in ski jumping from a biomechanical perspective. In E. Müller, J. Kröll, S. Lindinger, J. Pfusterschmied, J. Spörri and T. Stöggl (Eds.), *Science and Skiing VII Book of Abstracts* (pp. 75-76). University of Salzburg, Austria: Department of Sport Science and Kinesiology.
5. Schwameder, H. (2008). Biomechanics research in ski jumping 1991–2006. *Sports Biomechanics* (Vol. 7, pp. 114-136).
6. Schwameder, H. (2012). Challenges and issues in ski jumping biomechanics. In J. K. Erich Müller, Stefan Lindinger, Jürgen Pfusterschmied, Thomas Stöggl (Ed.), *Science and Skiing V* (Vol. 5, pp. 110-110). St. Christoph/Arlberg, Austria: Meyer & Meyer Sport.
7. Zatsiorsky, V. and Seluyanov, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations *Biomechanics IX-B* (pp. 233-239).

Postersession

The descending limb of in vivo force-length relation in the triceps surae

¹Denis Holzer, ¹Wolfgang Seiberl

¹Technical University of Munich, Biomechanics in Sports

Email: denis.holzer@tum.de

Introduction

A major functional characteristic of skeletal muscle is the force-length relation (f-l-r). Classic experiments on isolated muscle fibers have shown that isometric muscle force capacity first increases, levels and then decreases with increasing muscle length (Gordon, Huxley, & Julian, 1966). In vivo, however, anatomical constraints often limit the operating range of muscles. Studies on the triceps surae suggested that the human gastrocnemius muscle is limited to the ascending limb of the parabolic shaped f-l-r (Hahn, Olvermann, Richtberg, Seiberl, & Schwirtz, 2011; Maganaris, 2003). Although this is generally accepted to hold true for the functional range, we were interested in extreme ranges towards plateau region of the torque angle relation and beyond.

Therefore, the aim of the study was to determine the force-length characteristics of the medial gastrocnemius head in extreme dorsiflexed positions to allow an estimation of an optimal muscle fiber length.

Methods

Fourteen young male adults (age: 29±6 years, height: 180±4cm, weight: 79±5kg) with no musculoskeletal and neuronal impairments in the right lower limb performed maximum voluntary isometric plantar flexion contractions (MVCs) on an isokinetic dynamometer (IsoMed2000, D&R Ferstl GmbH, Germany). In a randomized order, MVCs were performed in nine ankle angle positions from 20° plantarflexion to 30° dorsiflexion. Additionally, three maximal voluntary dorsiflexion contractions were performed in the most plantarflexed position (20°). Throughout the measurements, subjects lay in a prone position with their knee and hip fully extended, and tightly secured by adjustable straps and shoulder pads. Surface electromyography was used to control for muscle activity levels of the lateral gastrocnemius, soleus and tibialis anterior (OT bioelettronica, Italy). Subject's right leg kinematics were recorded using a motion capture system (Vicon, Oxford, UK). Fascicle length of the medial gastrocnemius was recorded via a PC based ultrasound system at 61.5Hz (Echoblaster 128, UAB Telemed, Lithuania) using a 60mm linear probe operating at 7MHz (image depth 50mm). Ultrasound images were manually digitized using ImageJ (ImageJ v.1.48; National Institutes of Health, USA). The tendon excursion method was used to individually determine the Achilles tendon moment arm (An, Ueba, Chao, Cooney, & Linscheid, 1983). Medial gastrocnemius force was calculated from the total plantar flexion torque (corrected for passive moments) divided by the individual moment arm and weighted according to its anatomical proportion of the plantar flexors (15.9%; Fukunaga, Roy, Shellock, Hodgson, & Edgerton, 1996). Torque/force data was later normalized to the individual peak torque/force measured during MVCs. EMG data was full-wave rectified, filtered (4th order bandpass; 20-500Hz) and smoothened (500ms moving average). Additionally, EMG signals were individually normalized to the subject's highest voluntary activation peak value of all trials.

A one-way measures analysis of variance was used to identify potential differences in muscle activation, peak torque and muscle length at tested angular positions. Repeated contrasts tested post-hoc the development of torque and fascicle length measurements. All results in the figures and text are presented as mean and standard deviation (mean ± SD).

Results

The individual f-l-r of all participants reached its maximum within the range of motion tested in this study. On average the highest plantar flexion torques were measured at 20° dorsi flexion (285.6±44Nm) with the individual maximum between 10°-25° dorsiflexion. Gastrocnemius medialis muscle fascicle length continuously increased with increasing dorsi flexion ankle angle from 25.9±3.6mm to 48.1±8.7mm on average (figure 1). Peak torques

were recorded at a mean fascicle length of 40.2 ± 7.7 mm (20° dorsi flexion). Mean calculated moment arm was 46 ± 5.2 mm with individual moment arms ranging from 37.7 mm to 53.5 mm. Muscle activity of the tibialis anterior and gastrocnemius lateralis did not show significant differences at different ankle joint position. The soleus muscle activation was significantly reduced at the most plantarflexed position.

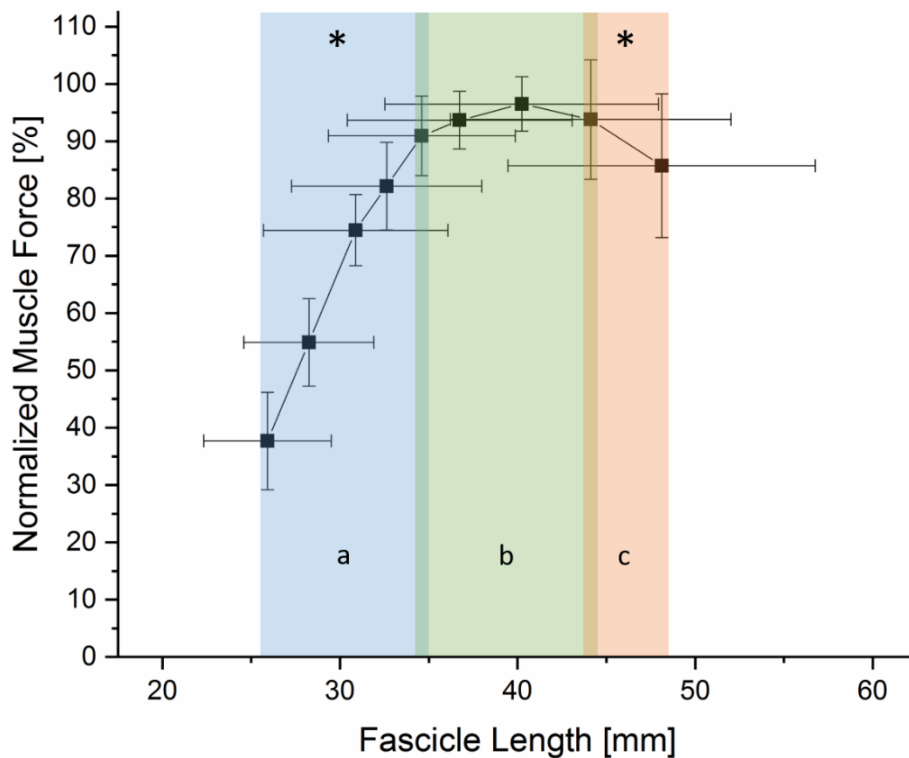


Figure 1: Mean normalized force length relation of the gastrocnemius muscle with ascending limb (a), plateau region (b) and descending limb (c). *statistically significant differences (repeated contrasts) in muscle force between the adjacent ankle joint conditions

Discussion

The f-l-r of the present study clearly showed the parabolic relation known from experiments on stimulated isolated muscle fibers (Gordon et al., 1966). Although force/torque values and fascicle lengths are comparable to previous work (Maganaris, 2003), the characteristics of plateau and descending limb are in contrast to data of previous studies (Hahn et al., 2011; Maganaris, 2003). Despite the fact that isolated subjects in studies by Winter & Challis (2008) and Herzog et al. (1991) were shown to operate on the plateau region or even descending limb of the f-l-r, in vivo triceps sura muscle action was generally thought to be limited to the ascending limb. One might argue that the decreasing forces in the more dorsiflexed ankle joint positions are due to the participant's inability to perform MVCs in the extreme ankle joint positions. EMG data, however, suggested that this is not the case as no significant differences in EMG were detected in that region. The only differences in muscle activation occurred in the soleus muscle in the most plantarflexed positions. This might be due to the electrodes moving over the tendinous part of the soleus.

In this study, optimal fascicle length regarding force production capacity was reached at 20° dorsi flexion what represented or even exceeded the most extreme dorsiflexion of the ankle joint analyzed in all other studies. The individual force length relations of all participants varied regarding force capacity, ankle joint angle at optimal fascicle length and slope of the ascending limb (figure 2). This suggests that this relation is highly individual and should be accessed individually rather than by mean values.

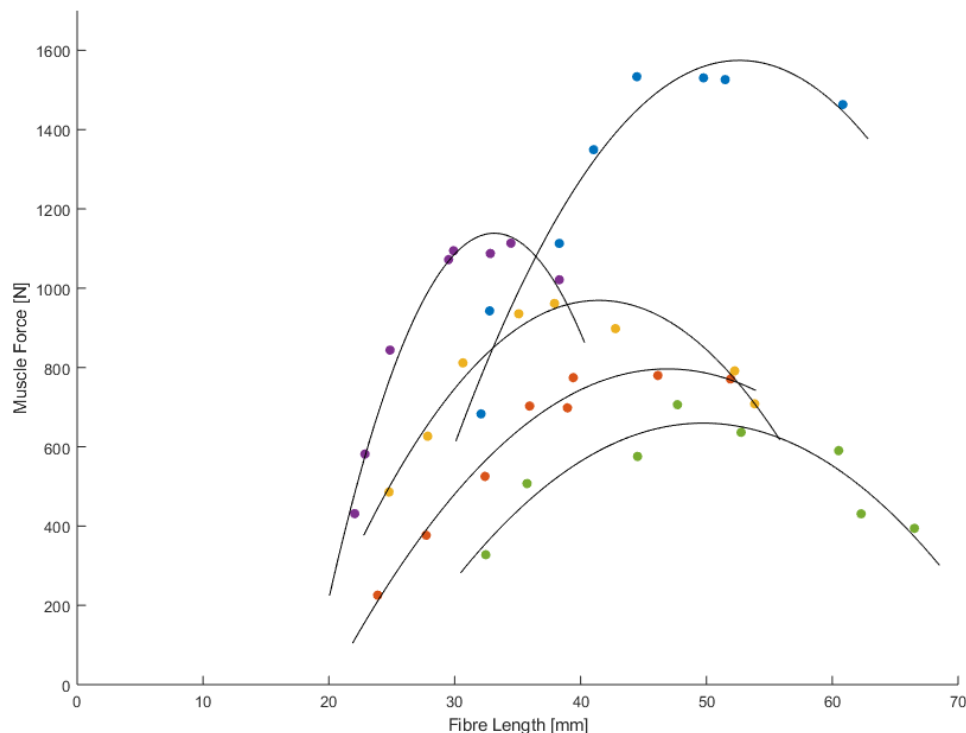


Figure 2: Individual f-l-r for five exemplary subjects.

In conclusion, this study showed that the in vivo force length relation of the medial gastrocnemius muscle reaches its optimal fascicle length at roughly 20° dorsiflexion with a fascicle length of 40 mm. However, this seems to be highly individual and needs to be taken into account when investigating the operating range of the muscle fascicles during human movement. Therefore, the parabolic shape of the triceps f-l-r can be experimentally shown, if extreme dorsiflexed positions are included in the protocol. However, functional significance for human movement might be minimal.

References

- An, K. N., Ueba, Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1983). Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 419–425. doi:10.1016/0021-9290(83)90074-x
- Fukunaga, Roy, Shellock, Hodgson, & Edgerton. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 80(1), 158–165. doi:10.1152/jappl.1996.80.1.158
- Gordon, Huxley, & Julian. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 184(1), 170–192. doi:10.1113/jphysiol.1966.sp007909
- Hahn, D., Olvermann, M., Richtberg, J., Seiberl, W., & Schwartz, A. (2011). Knee and ankle joint torque–angle relationships of multi-joint leg extension. *Journal of Biomechanics*, 44(11), 2059–2065. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.05.011
- Herzog, Read, L. J., & ter Keurs, H. E. D. J. (1991). Experimental determination of force—length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clinical Biomechanics*, 6(4), 230–238. doi:10.1016/0268-0033(91)90051-q
- Maganaris, C. (2003). Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy*, 16(3), 215–223. doi:10.1002/ca.10064
- Winter, S., & Challis, J. (2008). Reconstruction of the Human Gastrocnemius Force–Length Curve in Vivo: Part 2—Experimental Results. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 207–214. doi:10.1123/jab.24.3.207

Effects of heading on postural control: a prospective study

¹Nadine Nurasyid, ²Birgit Fellner, ¹Joachim Hermsdörfer

¹Technical University of Munich, Germany ²University of Regensburg, Germany

Email: nadine.nurasyid@tum.de

Introduction

Soccer is responsible for the largest number of head impacts among female athletes while little is known about head impacts in soccer (McCuen et al., 2015). Sport-related concussions may be associated with cognitive and vestibular deficits, but also repetitive so called subconcussive hits have the possibility to cause neuropsychological changes. Previous studies reported about deficits in postural control after a concussion while changes in postural stability due to repetitive head impacts remain unclear. A characterization of head impacts experienced by soccer players during heading is needed as well as a sensitive test battery to evaluate possible long-term effects of heading on brain function. The present study is part of a broader research project examining the cumulative effects of heading on brain structure and function in female players from the southern German soccer league. Therefore, this study combines a longitudinal and cross-sectional design to determine correlations between head impact exposure and changes in neuropsychological, sensorimotor and balance performance. One of our goals is to quantify and characterize the number and magnitudes of headers in female soccer players over the course of two seasons, including games and practices.

Methods

In August 2018, 25 female players (22,8±4 years) with a soccer experience of 11 to 29 years performed the postural control testing. The subjects were asked to stand quiet on a Bertec force plate (600Hz) for 30 s per trial. The balance task consisted of three different conditions: a tandem stance (a) with closed eyes, (b) on an instable surface and (c) in combination with a computerized 2-back-Test. Performance in the 2-back-Test was represented by calculated accuracy and reaction time. Furthermore, we assessed the players' self-reported concussion history, an estimation of their heading frequency on a 5-point Likert Scale and SCAT5 symptom evaluation.

We classified headers by comparing video review with recorded head accelerations. The players were fitted with xPatch sensors (X2 Biosystems, Seattle, WA) during season games. The xPatch, attached behind the right ear, measured linear and angular head acceleration via triaxial accelerometer (1kHz) and gyroscope (~800Hz). A 100ms trace was recorded when an impact exceeds the threshold of 8g. From raw accelerometer data peak linear acceleration (PLA) and peak rotational acceleration (PRA) were calculated. Two cameras were positioned on each sideline to either capture one half of the field at a time at 50 frames per second. First, we identified headers by inspecting the collected videos based on time and player number and then time was matched with the recorded impact events. Headers were considered as valid header (VH) if contact between the ball and the subject was obvious from the video and an event was recorded by the sensor.

Results

We present preliminary results of video- and sensor-based analysis of nine games from the previous season 2017/2018 when 18 female players were fitted with accelerometers. In these games, we registered a total number of 345 headers with a mean of 38 headers per game and 2,9 headers per player and game. Depending

on played games and playing time the individual header frequency varies between 0 and 77. Overall mean PLA was 27,8 g and mean PRA was 5679,5 rad/s².

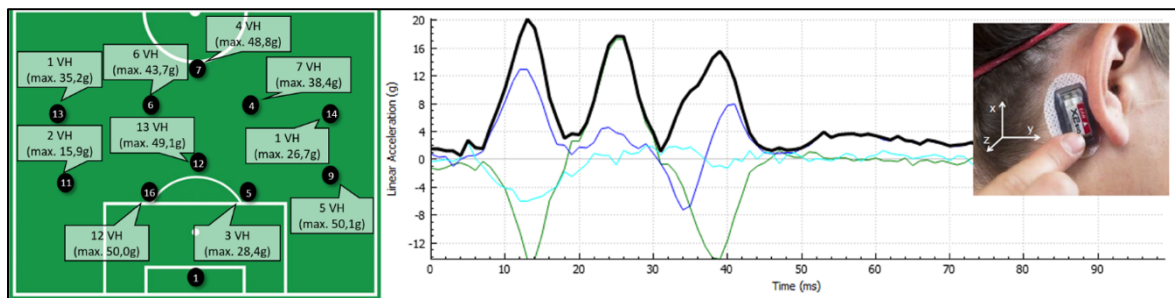


Fig.1 Left: distribution on the field (number of VH, max. PLA) during one game, Right: linear acceleration of a header in three dimensions, black line as vector sum.

From the recorded center of pressure (COP) we computed different parameters as proposed in the literature (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005): maximal range of movement in anterior-posterior and mediolateral direction, path length, planar deviation and mean velocity. Comparing the players with (n=11) and without (n=14) prior history of concussion revealed no significant group differences in accuracy or reaction time nor in the COP based measures. Similarly, no correlations were found between self-estimated heading frequency, SCAT and balance performance.

Discussion

Our first observations from season 2017/2018 show that average PLA from heading the ball in game situations seems to be higher than in controlled settings, where they are expected to be in a range of 16-25 g depending on ball speed. Recorded PLA differed in a wide range which may be due to different game situations, header types, e.g. returning or forwarding the ball, and individual technique. The balance testing does not detect possible changes due to concussion history. Maybe after a season of heading, changes in postural control can be determined. Currently, we are matching the impact data collected by the sensors with game footage from the 2018/2019 season. After that season the assessment will be conducted following the same procedure to compare pre-season and post-season performance dependent on individual head impact exposure.

References

McCuen, E., Svaldi, D., Breedlove, K., Kraz, N., Cumiskey, B., Breedlove, E. L., . . . Nauman, E. A. (2015). Collegiate women's soccer players suffer greater cumulative head impacts than their high school counterparts. *Journal of Biomechanics*, 48, 3720–3723. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.08.003>

Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21, 48–58. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>

A mechanical model of BMX starting performance

¹Micah Gross

¹Swiss Federal Institute of Sport, Magglingen, Switzerland

Email: micah.gross@baspo.admin.ch

Introduction

In Olympic BMX racing, eight riders compete head-to-head on a narrow, technically demanding track. Due to the short race duration (35 – 45 s) and the difficulty to overtake competitors in the track's technical sections, starting performance (represented by start time and exit speed) are crucial for attaining a good result (3). Since it is a standing start, and since the steepness of the starting ramp allows riders to attain speeds in excess of 55 km/h in ~3 s, riders can span their entire spectrum of possible cadences during an all-out ramp start, typically comprising 4 – 6 crank revolutions. Considering this, riders' individual force-velocity, or rather torque-cadence properties [i.e., the slope (S) and the axis-intercepts (M_0 and f_0) of the linear torque-cadence relationship] could potentially affect starting performance, independently of peak pedaling power (P_{peak}). If this is the case, it must be possible, based on an athlete's current M-f profile, to recommend specific training for improving either peak torque (M_0) or peak cadence (f_0) abilities, in order to improve starting performance most effectively.

Methods

To investigate the effect force-velocity properties and training adaptations to either peak torque or peak cadence might have on starting performance, a mechanical model written using the Python programming language was used. The model uses the input parameters displayed in figure 1 and basic kinetic relationships to predict the movement of the rider-bike system over time during an all-out ramp start. The kinetic energy gained via pedal work and elevation loss is corrected for estimated aerodynamic and frictional losses and used to calculate forward velocity of the system, pedal stroke for pedal stroke. The model was validated using data from 11 junior or elite riders performing 3 – 5 training starts with a high-resolution powermeter (1). The model predicted ~70% and ~60% of variation in ramp time (t_{ramp}) and exit speed (v_{exit}), which was deemed sufficient considering that gate anticipation and an effective slingshot maneuver, both of which could not be accounted for by the mechanical model, are also important determinants of starting performance (1). To answer the research question, hypothetical training adaptations were compared for their effects on starting performance for two sample athletes (an 80-kg athlete with a P_{peak} of 1900 W and f_0 of 250 rpm and a 95-kg athlete with P_{peak} of 2250 W and f_0 of 280 rpm). Since one recent study suggests that either of the two intercepts (F_0 or v_0) of the vertical jumping-based force-velocity profile can be increased by 15 – 20% with nine weeks of specific training (2), 15% increases in either M_0 (force-oriented training) or f_0 (speed-oriented training), without any change in P_{peak} , were compared in the current study for effects on t_{ramp} and v_{exit} .

Rider and Setting		
rider mass	kg	80.0
bike mass	kg	9.0
equipment mass	kg	5.0
ramp height	m	8.71
ramp angle avg	deg	28.00
ramp length	m	18.56
ramp angle 1	deg	26.00
ramp length 1	m	8.56
ramp angle 2	deg	30.00
ramp length 2	m	10.00
chainring	teeth	46
cog	teeth	17
wheel diameter	m	0.51
wheel circumference	m	1.60
crank length	m	0.18
wheel base	m	1.06
CdA	m ²	0.36
air density	kg/k ³	1.15
Crr		0.01
drivetrain efficiency	%	0.98
Performance (input)		
max Power	W/kg	25.0
max Power	W	2000
max Torque	Nm	325
max Cadence	rev/min	235

FIGURE 7. INPUT PARAMETERS FOR THE PERFORMANCE MODEL.

Results

Predicted changes in performance following hypothetical short-term training-induced changes to force-velocity profile with no change in P_{peak}

		current model- predicted performance	after force-oriented training (15% increase in M_0)	after speed-oriented training (15% increase in c_0)
rider 1 (bm=80, P_{peak} =1900, c_0 =250)	t_{ramp} (s)	2.169	2.132 (-0.037)	2.217 (+0.048)
	v_{exit} (m/s)	15.16	15.01 (-0.15)	15.22 (+0.06)
rider 2 (bm=95, P_{peak} =2250, c_0 =280)	t_{ramp} (s)	2.193	2.155 (-0.038)	2.251 (+0.058)
	v_{exit} (m/s)	15.26	15.18 (-0.08)	15.25 (-0.01)

Values are displayed with differences to current predicted performance in parentheses. M_0 : torque intercept of the torque-cadence relationship (Nm). c_0 : cadence intercept of the torque-cadence relationship (rev/min). P_{peak} : peak pedaling power (W) bm: rider body mass (kg).

Discussion

As can be seen from the displayed predictions, rider 1 could improve ramp time but would compromise exit speed by improving maximum torque, thus steepening his M-f profile, whereas changes to both parameters would go in the opposite direction by improving peak cadence, thus flattening his profile. The consequential decision regarding his training could be a toss-up, perhaps depending on other skills like gate anticipation. Rider 2 on the other hand presents a different situation, where both performance markers would worsen were he to flatten his M-f profile with speed-oriented training. Instead, he might be recommended to improve maximum torque as this would improve ramp time with only small minor effects on exit speed.

The results offer one example of how such a mechanical model could be used for monitoring and directing riders' training. Other applications could include predicting and comparing performance effects due to changes in P_{peak} with and without changes body mass or selecting optimal bike gearing for a rider with a given M-f profile.

References

- Gross M, Schellenberg F, Lüthi G, Baker M, and Lorenzetti S. Performance determinants and leg kinematics in the BMX supercross start. In *J Sci Cycling* 2017, vol. 6, p. 3-12.
- Jimenez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, and Morin JB. Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. In *Front Physiol* 2016, vol. 7, p. 677.
- Rylands L and Roberts SJ. Relationship between starting and finishing position in World Cup BMX racing. In *Int J Performance Analysis in Sport* 2014, vol. 14, p. 14-23.

Implementation of intrinsic ankle joint stiffness into balance control models

¹Lorenz Assländer, ¹Sandra Wacker, ¹Markus Gruber

¹University of Constance, Constance, Germany

Email: lorenz.asslaender@uni-konstanz.de

Introduction

To maintain balance in an upright standing posture, humans need to generate sufficient ankle torque to counteract gravity. In perturbed stance, most of this torque is generated through active muscle contraction [1]. Therefore, most balance control models focused on the neural mechanisms, successfully reproducing broad characterizations of human sway responses to external perturbations. However, torque from the passive stretch of the muscle-tendon unit also contributes. Including passive properties of the muscle tendon units into balance control models, may thus lead to an improved performance of the models. Some balance control models suggested in the literature contain a intrinsic stiffness. However, these models reference the passive stretch to a fixed joint position; i.e. the passive torque contribution is proportional to the ankle joint angle. Since muscle can change its length, properties of the passive stretch depend on changes in ankle angle and the length of the muscle. Balance control experiments using support surface tilt stimuli showed specific characteristics of the relative phase between tilt stimulus and body sway at frequencies above 0.5 Hz. These characteristics are not well explained by current models. The hypothesis of the current study was that these characteristics can be explained by implementing intrinsic ankle joint stiffness with a dependence on joint angle and muscle length. Pilot simulations showed that the phase characteristics may also be explained by feedback loops with different time delays, which were also tested in this study.

Methods

Experimental methods. 8 subjects (5 male, 3 female, age 24.6 +/- 1.0 years, weight 71.8 +/- 12.7 kg, height 177.0 +/- 10.5 cm) participated in this study. Subjects gave written informed consent prior to the study. The study conformed with the Declaration of Helsinki . Subjects stood on a movable platform with the tilt axis approximately through the ankle joints in anterior-posterior direction. The platform was commanded to follow a 15-s long pseudo-random ternary sequence, which was repeated 25 times within each trial. Each trial had one of three different amplitudes (peak-to-peak 1, 4 and 6° tilt) and each amplitude was applied three times resulting in a total of 9 trials. Body sway was measured using sway rods attached to a potentiometer and the whole body center of mass sway was derived thereof using a calibration routine [1]. After giving written consent, anthropometric measures were taken and the subject was placed on the platform. The experiments started with the calibration trial followed by a short warm-up trial to accustom subject with the stimuli. Finally, the three main stimuli were applied in randomized order. The procedure was repeated after a 20min break and once again on a different day. Subjects listened to audio books to distract them from the balancing task. For data analyses, the first cycle was always discarded to avoid transients and the remaining 72 cycles of each amplitude and subject were used to calculate frequency response functions (FRFs: the ratio between response and stimulus in the frequency domain). FRFs provide a broad characterization of sway responses, which can be used to test and compare different models.

Simulation methods. Model simulations were performed to reproduce the experimental FRFs. Simulink and Matlab (The Mathworks, Natick, USA) were used for simulations and parameter estimates, respectively. The model structure representing the human balance control mechanism was based on the model presented in [2] and adapted to integrate the torque and the set-point dependence. The objective function was defined as the squared difference between the complex valued FRFs, summed across all frequencies and the three stimulus amplitudes. To avoid local minima, the parameter estimation routine was run 10 times with different starting values. The result with the smallest difference between experimental data and simulation output was chosen as the final output for each model.

Using this approach, simulations were run for 8 Models. For comparison, always one model without any passive contribution and with passive contribution, but without set-point signal (both known from the literature). Finally two different set-point signals to simulate the changes in muscle length were implemented. All models were also run with a second time delay in the supposedly fastest feedback loop. Models were compared using the objective

function output and a calculation of the phase difference between simulation and experiments for frequencies from 0.5-2 Hz.

Results

Experimental sway responses showed characteristics similar to those presented in earlier studies [1,2]. For all stimulus amplitudes, gain, the amplitude ratio between body sway response and tilt stimulus amplitude across frequency, slightly increased from 0.066 Hz to 0.8 Hz and strongly declined at higher frequencies. Gain curves also largely increased with increasing stimulus amplitude. For the phase, stimulus and body sway were approximately in phase at 0.066 Hz and progressively declined to about 200° phase lag at 2 Hz. Below 0.5 Hz, phase curves were similar across stimulus amplitudes. Phase above 0.5 Hz, however, showed a difference in phase lag between stimulus amplitudes.

The model with one time delay and no passive contribution showed no difference in phase across stimulus amplitudes. Including a passive stiffness component without set-point showed a phase difference, however relatively small. Including a set-point further increased the phase difference, shifting closer to the experimental data. Adding a second time delay also resulted in a phase difference. The best performance was found in the model with time difference and passive contribution without set-point signal.

Discussion

The study investigated different implementations of intrinsic ankle stiffness on the performance of balance control models. Simulation results showed that including a passive contribution with a set-point signal is able to account for the experimentally determined characteristics at frequencies between 0.5 and 2 Hz. However, feedback loops with different time delays were also able to reproduce the characteristics and even performed better as compared to the passive contribution with one lumped feedback time delay. Thus, the model simulations suggest that a difference in time delay, rather than a dependence of passive stiffness on muscle length causes the phase difference between 0.5 and 2 Hz. However, the evidence is scarce and both options need to be further explored in future studies.

The difference in phase was dedicated to changes in time delays in other models [1]. Here we show, that including passive stiffness and different time delays into feedback loops can both reproduce the difference in phase. The model that was used for these simulations contains a nonlinear threshold element that – in combination with passive stiffness or the different time delays - is indirectly causing the splitting in phase.

References

1. Peterka RJ. 2002. Sensorimotor integration in human postural control. In *J Neurophysiol* 88: 1097–1118.
2. Assländer L, Hettich G, Mergner T. 2015. Visual contribution to human standing balance during support surface tilts. In *Hum Mov Sci* 41: 147–164.

Retestanalyse von Tests zur Bestimmung der Beinachsenstabilität nach ACL-Rupturen

Christine Janke, Claudia Jahn, Maren Witt, Tim Patzig

¹Universität Leipzig, Deutschland

Email: christine.janke@uni-leipzig.de

Einführung

Die Verletzung des Kniegelenks mit der Ruptur des vorderen Kreuzbands (ACL) zählt zu den häufigsten Verletzungen der unteren Extremitäten im Sport. So treten beispielsweise in der Leichtathletik 17 bis 18 % der Verletzungen im Kniegelenk auf (Gaff & Birken, 2009). In den Sportsportarten stellen sie die zweithäufigste Unfallfolge dar (Basketball 16,6 %; Fußball 14,5 %; Handball 13,2 %; Eishockey 9,1 %; Luig et al., 2017). Rupturen. Allerdings verzeichnet die Unfallkasse Sachsen auch im Schulsport pro Jahr ca. 70 schwere Kniegelenksverletzungen bei Schüler/innen im Alter von 10-18 Jahren mit einer hohen Prävalenz von Kreuzbandrupturen (persönliche Mitteilung, Unfallkasse Sachsen). Als Konsequenz aus der hohen Prävalenz von ACL-Rupturen wurden zahlreiche Manuals die zur Wiederherstellung nach ACL-Ruptur bei Erwachsenen erprobt (VBG, 2015). Allerdings zeigen Längsschnittstudien, dass es in 23% aller vorderen Kreuzbandrupturen nach dem Heilungsprozess zu einer Transplantat- oder kontralateralen vorderen Kreuzbandruptur kommt (Bourke et al., 2012). Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit, den Rehabilitationsprozess zu evaluieren und Ansätze für eine individuelle Optimierung zu prüfen. Im Rahmen dessen gilt es, feldtaugliche Tests zu definieren, die eine dezentrale Überprüfung des Therapiefortschritts und darauf aufbauend Entscheidungen zu individuellen Trainingsempfehlungen ermöglichen. Im Fokus dieser Tests sowohl in der präventiven als auch in der rehabilitativen Diagnostik steht die Beurteilung der Beinachsenstabilität mit Varus-/Valgus-Abweichungen und die achsengerechte Belastung des Kniegelenks. Auch hierfür wurden bereits entsprechende Standards, wie beispielsweise der LESS (Padua et al., 2011), definiert (Bell et al., 2015; Gokeler et al., 2014), die im Sinne einer umfassenden Diagnostik einer Erweiterung bedürfen. Gemäß dem wurde eine Testbatterie entwickelt, die sowohl dynamische als auch statische Belastungssituationen überprüft und hinsichtlich des Schwierigkeitsgrades der einzelnen Übungen progressiv gestaltet ist. Die Testbatterie umfasst neben einer Ganganalyse folgende Einzeltests: Thomas-Test; Knee-to-wall-Test*; Sit-and-reach-Test*; Einbeinstand*; beidbeiniger Stand; beidbeinige Kniebeuge*; einbeinige Kniebeuge; Y-Balance-Test*; Counter-movement-Jumps beid- und einbeinig*; serielle Vertikalsprünge; Tapping*; Einerhops; Sidehops.

Das Forschungsdefizit besteht darin, dass bisher nicht für alle Einzeltests die Testgütekriterien vorliegen¹. Deshalb wurde zunächst eine Analyse der Retestreliabilität für die seriellen Vertikalsprünge, den Sidehop und den Einerhop durchgeführt. Zusätzlich wurde der LESS-Score, der Anwendung in Bewertung der Ergebnisse einzelner Übungen findet, hinsichtlich der Retestreliabilität untersucht und mit den bestehenden Reliabilitätsangaben aus der Literatur verglichen (Padua et al., 2011).

Methode

Für die Retest-Untersuchung führten 29 Sportstudent*innen die Tests Sidehop (SH), serielle Vertikalsprung (VS) und Einerhop (EH) durch (Abb.1). Die Definition der Körperseiten erfolgte durch die Unterscheidung von dominantem und nicht dominantem Sprungbein (17 rechts/ 12 links). Zur Messung der Anzahl der Kontakte² sowie der Stütz- und Flugzeit Stützzeiten beim Sidehop (SH_Kontakte, SH_tstütz), SH_tFlug) und bei den seriellen Vertikalsprüngen (VS_tFlug, VS_tStütz) kam eine Bodenkontaktplatte vom Sportservice Voss mit einer auf einem Laptop installierten Haynl-Software zum Einsatz. Die Erfassung der Sprungweite beim Einerhop erfolgte händisch mit einem Maßband.

Für die Ermittlung des LESS-Scores (VS_Summe_LESS) nach der modifizierten deutschen Version (VBG, 2015) wurden alle Sprünge per Videokamera aus der frontalen und sagittalen Perspektive aufgezeichnet. Aus den Videoaufnahmen wurden Standbilder zu den relevanten Zeitpunkten von einer repräsentativen

¹ Für die mit * gekennzeichneten Einzeltests liegen bereits Testgütekriterien vor.

² Getrennt nach rechts/ links bzw. dominantes Sprungbein/ nicht dominantes Sprungbein.

Sprungbewegung extrahiert und ggf. die notwendigen Körperwinkel bestimmt bzw. die weiteren Items mit ja/nein bewertet. Da insgesamt 10 Items zu bewerten sind, ist ein summativer Gesamtscore (VS_Summe_LESS) von max. 10 Punkten möglich.

Die Datenauswertung erfolgte mittels der Statistik-Software IBM SPSS Statistics 23. Für die Analyse der Retestreliabilität wurden der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) nach Phimea (2018), Cronbachs Alpha (α), die Spearman-Rangkorrelation (jeweils nach Bühl, 2014) sowie der Standardfehler (SEM) berechnet.

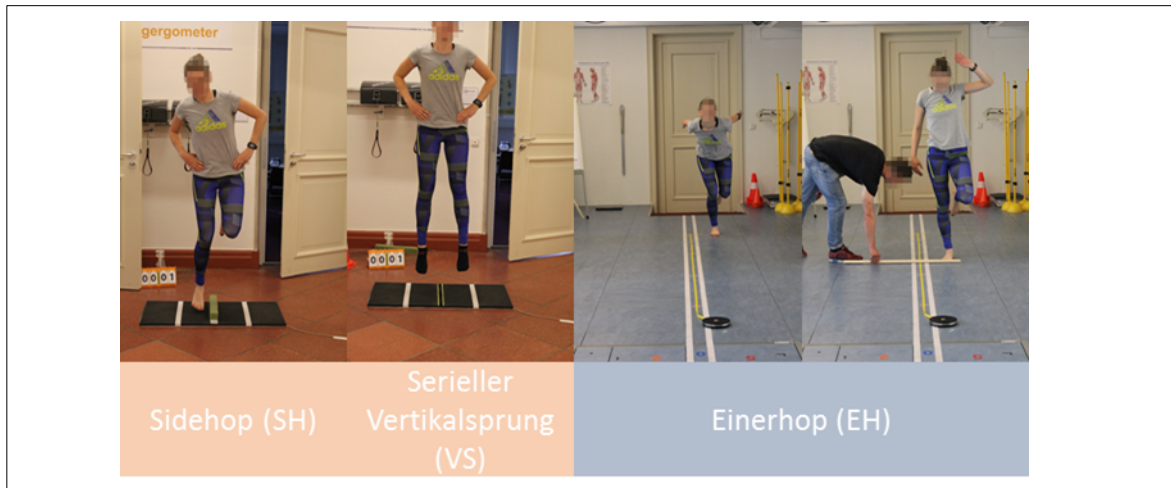


Abb. 2 Darstellung der drei ausgewählten Tests

Ergebnisse

Die berechneten Parameter für die Überprüfung der Retestreliabilität sind in Tab. 1 dargestellt.

Tab. 1 Übersicht der Mittelwerte der Testparameter und Reliabilitätsgrößen für das untersuchte Testprofil (sortiert nach Intraklassenkorrelation; * - Signifikanz $p < 0,05$)

Retest - Stabilitätsanalyse	Mittelwerte		Standardfehler (SEM)	ICC		Rang- korrelation
	Tag 1	Tag 2		ϕ	b	
SH_li_Kontakte [n]	23,74	25,13	1,01	0,87	0,919	0,803*
SH_re_Kontakte [n]	24,44	25,72	1,19	0,758	0,838	0,787*
SH_li_tFlug [ms]	184,18	177,07	9,51	0,84	0,865	0,713*
SH_re_tFlug [ms]	181,52	172,56	9,95	0,815	0,863	0,848*
SH_dB_tstütz_ndS [ms]	201,32	200,18	10,01	0,797	0,792	0,676*
SH_dB_tstütz_dS [ms]	220,88	208	12,23	0,781	0,834	0,755*
SH_ndB_tstütz_dS [ms]	209,99	199,08	15,15	0,722	0,749	0,770*
SH_ndB_tstütz_ndS [ms]	227,18	212,6	12,49	0,828	0,884	0,850*
EH_re_Weite [m]	17,54	12,83	0,09	0,866	0,865	0,779*
EH_li_Weite [m]	15,1	12,44	0,11	0,829	0,851	0,719*
VS_tFlug [ms]	455,59	444,09	43,64	0,746	0,747	0,787*
VS_tstütz_links [ms]	203,2	183,09	31,26	0,727	0,733	0,787*
VS_tstütz_rechts [ms]	200,45	180,47	28,19	0,773	0,779	0,787*
VS_Summe_LESS [Punkte]	8,07	8,59	0,41	0,878	0,908	0,832*

Legende
Intraklassenkorrelation:
 - hervorragend (über 0,75)
 - mittel bis gut (0,4 – 0,75)
 nach Phimea (2018, S. 3)
Legende Cronbach's Alpha & Rangordnungskorrelation:
 - sehr hohe Korrelation (über 0,9)
 - hohe Korrelation (0,7 – 0,9)
 - mittlere Korrelation (0,5 – 0,7)
 nach Bühl (2014, S.426)
Abkürzungen:
 VS: serieller Vertikalsprung
 SH: Sidehop
 EH: Einerhop
 tFlug: Flugzeit
 tstütz: Stützzeit
 dB: dominantes Bein
 ndB: nicht dominantes Bein
 dS: dominante Seite
 ndS: nicht dominante Seite

Die Spannweite der Intraklassenkorrelation reicht von 0,722 – 0,878. Bis auf die Parameter SH_ndB_tstütz_dS, VS_tstütz_links und VS_tFlug, die in einem mittleren bis guten Bereich des ICC liegen, sind die übrigen Parameter als hervorragend einzuschätzen. Die Rangordnungskorrelation liegt zwischen 0,676 und 0,850 und befindet sich somit im Bereich der hohen Korrelation mit Ausnahme des Parameters SH_dB_tstütz_ndS. Dieser entspricht der mittleren Korrelation. Während sich alle Parameter hinsichtlich Chronbach's Alpha im Bereich der hohen Korrelation befinden, zeichnen sich die Summe des LESS-Scores bei den seriellen Vertikalsprüngen sowie die Kontaktzeit links beim Sidehop durch eine sehr hohe Korrelation aus. Der hervorragende ICC sowie die sehr hohe Korrelation nach Cronbachs Alpha für die Summe des LESS-Scores bei den seriellen Vertikalsprüngen bestätigen die Validierung dieses Parameters von Padua et al. (2011). Der Sidehop

weist parameterabhängig eine hohe Spannweite in seinen ICC-Ergebnissen auf (0,722 – 0,870). Der serielle Vertikalsprung (0,727 – 0,773) weist hingegen die niedrigsten Zusammenhänge auf.

Diskussion

Insgesamt sind die Ergebnisse der Analyse in Vergleich zu Padua et al. (2011), Bühl (2014) und Fleiss (1986) als reliabel einzuordnen. Der Einerhop (EH) schneidet sehr gut ab und ist mit dem ICC des LESS – Score von 0,84 (vgl. Padua et al., 2011) vergleichbar. Die kognitiven und konditionellen Anforderungen sind hier am geringsten einzuschätzen. Der Sidehop hat trotz der hohen Anforderungen an den Sportler gute Ergebnisse erzielt. Beide Tests können somit für die Anwendung empfohlen werden. Der niedrigere Intraklassenkorrelationswert des seriellen Vertikalsprungs lässt sich auf die hohen koordinativen und kognitiven Anforderungen des Tests zurückführen. Außerdem könnten eine mögliche Vorbelastung an einem der Testtage (was durch die Testbedingungen mit Sportstudenten nicht gänzlich auszuschließen war) oder eine sehr hohe Motivation der Probanden, die ihre Ergebnisse verbessern wollten, negativen Einfluss, einen negativen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben. Die Rangordnungen der Mittelwerte bei den Messungen an unterschiedlichen Tagen sind nicht immer identisch, wobei die Werte der Rangordnungskorrelation laut Bühl (2014, S. 426) doch als gut bis sehr gut einzuschätzen sind.

Für die Testbatterie zur Bestimmung der Beinachsenstabilität gilt es, zukünftig weitere Einzeltests (beidbeiniger Stand mit Analyse der Kräfteverteilung in der Statik, beidbeinige Kniebeuge, einbeinige Kniebeuge) hinsichtlich ihrer Gütekriterien zu überprüfen und somit den wissenschaftlich basierten routinemäßigen Einsatz in der präventiven und diagnostischen Praxis zu ermöglichen.

Literatur

1. Padua, D. et al. (2011). Reliability of the landing error scoring system-real-time. A clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20, 145 - 156.
2. Fleiss, J.L. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley & Sons.
3. Kirst, E. (o.J.). *Reliabilität und Übereinstimmungsmaße in der Zahnheilkunde und Kieferorthopädie*. Zugriff am 10.10.2018 um 14:57 Uhr unter <https://www.phimea.de/fachbeitraege/reliabilitaet-uebereinstimmungsmasse-zahnheilkunde-kieferorthopaedie/>.
4. VBG (2015b). *Return to Competition –Testmanual zur Beurteilung der Spielfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbands*. (Version 1.0/2015-11). Hamburg: Jedermann-Verlag. Zugriff am 31. Januar 2019 unter http://www.vbg.de/SharedDocs/Medien-Cen-ter/DE/Broschuere/Branchen/Sport/return_to_competition.pdf?__blob=publicationFile&v=3
5. Bell, D. R., Smith, M. D., Pennuto, A. P., Stiffler, M. R. & Olson, M. E. (2014). Jump-Landing Mechanics After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Landing Error Scoring System Study. *Journal of Athletic Training*, 49 (4), 435–441.
6. Bourke, H., E., Salmon, L., J., Waller, A., Patterson, V., Pinczewski, L., A. (2012). Survival of the Anterior Cruciate Ligament Graft and the Contralateral ACL at a Minimum of 15 Years. *The American Journal of Sports Medicine*, 40 (9), 1885-1992.
7. Gokeler, A., Eppinga, P., Dijkstra, P.U., Welling, W., Padua, D.A., Otten, E. & Benjaminse, A. (2014). Effect of fatigue on landing performance assessed with the landing error scoring system (less) in patients after ACL reconstruction. A pilot study. *International journal of sports physical therapy*, 9 (3), 302–311.
8. Graff, K., Birken, N. (2009). Epidemiologie der Verletzungen in der Leichtathletik, Teil 1 bis 3. *SportOrthoTrauma*. 25, 32-40, 96-102, 215-222.
9. Luig, P., Bloch, H., Burkhardt, K., Klein, C., Kühn, N. (2017). *VBG-Sportreport 2017*. Hamburg: Jedermann-Verlag GmbH.
10. Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., de la Motte, Sarah J., DiStefano, M. J. & Marshall, S. W. (2015). The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury–Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *Journal of Athletic Training*, 50 (6), 589–595.
11. Bühl, A. (2014). SPSS 22. *Einführung in die moderne Datenanalyse (14)*. Hallbergmoos: Pearson.

12. Fleiss, J.L. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley & Sons.

Einfluss kognitiver Interferenzaufgaben auf die Gangleistung vor und nach einer anhaltenden kognitiven Aktivität bei älteren Erwachsenen

¹Martin Gube, ¹Matthias Weippert, ²Frank Feldhege, ²Thomas Mittlmeier, ¹Sven Bruhn, ¹Martin Behrens

¹Universität Rostock, Institut für Sportwissenschaft, Rostock, Deutschland

²Universitätsmedizin Rostock, Chirurgische Klinik und Poliklinik, Rostock, Deutschland

Email: martin.gube2@uni-rostock.de

Einführung

Zahlreiche Studien konnten zeigen, dass kognitive Interferenzaufgaben (IA) die Gangleistung älterer Menschen negativ beeinflussen, die wiederum mit dem Sturzrisiko korreliert [1]. Zudem konnten Zusammenhänge zwischen beeinträchtigten kognitiven Fähigkeiten, insbesondere der exekutiven Funktionen, und einer schlechteren Gangleistung nachgewiesen werden [2]. Kognitive Funktionen scheinen demnach einen wesentlichen Beitrag zur Gangleistung bei IA-Bedingungen (Dual-Task) zu leisten. Bisher gibt es nur wenige systematische Untersuchungen (I) zum Einfluss von drei verschiedenen IA auf die Gangleistung sowie (II) den Auswirkungen von anhaltenden kognitiven Aktivitäten (Induktion mentaler Ermüdung) auf die Gangleistung während des Single- und Dual-Task-Gehens bei älteren Erwachsenen [3].

Methode

Dreiundzwanzig gesunde ältere Erwachsene (Frauen: 13; $72,8 \pm 5,1$ Jahre; $73,9 \pm 9,7$ kg; $1,71 \pm 0,09$ m) absolvierten Single- und Dual-Task-Geh-Versuche auf einem Laufband vor und nach anhaltenden kognitiven Aufgaben. Räumlich-zeitliche Gangparameter wurden bei konstanter, selbstgewählter Gehgeschwindigkeit ($0,95 \pm 0,13$ m·s⁻¹) mit dem Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL, Motekforce Link, Niederlande) ermittelt. Zur Untersuchung des Einflusses der Art der Interferenzaufgabe auf die Gangleistung wurden drei verschiedenen kognitive IA durchgeführt. Diese umfassten eine arithmetische Aufgabe, eine Wortlistengenerierungsaufgabe sowie den Stroop-Test. Als anhaltende kognitive Aktivitäten dienten eine digitale Version des Stroop-Tests (30 min) sowie das Lesen (30 min) in einer selbstgewählten Zeitschrift. Für die Berechnung der Gangparameter Schritt-, Doppelschrittlänge und Schrittweite wurden jeweils 25 Gangzyklen ausgewertet. Zur Beurteilung des akuten subjektiven Stimmungszustandes (Ermüdungszustandes) vor und nach den jeweiligen anhaltenden kognitiven Aufgaben wurde der *Profile of Mood States-Fatigue* (POMS-F) sowie der *Multidimensional Mood Questionnaire* (MDMQ) verwendet. Die Daten wurden mittels einer ANOVA mit Messwiederholung (Bedingung [Lesen, Stroop] x Zeit [Pre, Post]) analysiert.

Ergebnisse

Es konnten keine signifikanten Unterschiede der Gangleistung in Abhängigkeit der Art der IA festgestellt werden. Die Ergebnisse zeigten einen signifikanten Haupteffekt der Zeit hinsichtlich der Gangparameter Schritt-, Doppelschrittlänge und Schrittweite während des Single- und Dual-Task-Gehens auf ($P \leq 0,05$). Die Post-Hoc-Analyse ergab, dass das 30-minütige Lesen zu einer signifikanten Erhöhung der Schrittlänge ($P \leq 0,02$) und Doppelschrittlänge ($P \leq 0,03$) sowie einer Reduktion der Schrittweite ($P \leq 0,04$) während des Dual-Task-Gehens führte. Der 30-minütige Stroop-Test bewirkte ausschließlich eine Abnahme der Schrittweite während des Dual-Task-Gehens.

Task-Gehens ($P \leq 0,001$). Die Analyse der psychometrischen Daten zur Beurteilung des akuten subjektiven Ermüdungszustandes (POMS-F) zeigte ebenfalls einen Haupteffekt der Zeit ($P \leq 0,05$). Die Aufgabe des Lesens führte hierbei zu einer signifikanten Zunahme des subjektiv wahrgenommenen Ermüdungszustandes ($P = 0,05$), jedoch nicht der Stroop-Test. Die Ergebnisse des MDMQ zur Beurteilung des Stimmungszustandes in den Dimensionen Gute-Schlechte Stimmung, Wachheit-Müdigkeit und Ruhe-Unruhe wiesen nur in der Dimension Ruhe-Unruhe eine signifikante Bedingung $\times$ Zeit Interaktion auf ($P = 0,04$). Hierbei führte der 30-minütige Stroop-Test zu einer signifikanten Erhöhung des Stimmungszustandes Unruhe ($P \leq 0,05$), während keine signifikanten Veränderungen in der Bedingung des Lesens gefunden wurden.

Diskussion

Eine Diskriminierung innerhalb der unterschiedlichen IA hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die Gangleistung konnte nicht festgestellt werden. Unabhängig von der Art der IA zeigte sich, dass anhaltende kognitive Aufgaben einen Einfluss auf die anschließende Gangleistung bei älteren Erwachsenen besitzen. Die Zunahme der Schritt- und Doppelschrittlänge nach der kognitiven Daueraktivität des 30-minütigen Lesens kann in Abhängigkeit von der hypothetischen Destabilisierungssituation (Sturzereignis – Vorwärts- /Rückwärtsfallen) bzw. der darauffolgenden Sturzwiederherstellungsreaktion [4] sowohl positiv als auch negativ bewertet werden. Eine Erhöhung der Schritt- und Doppelschrittlänge kann hier z. B. als Verschlechterung der Gangleistung angesichts eines Gleichgewichtsverlustes nach hinten angesehen werden [4]. Erhöhte Schrittlängen sind assoziiert mit einer erhöhten Rutschwahrscheinlichkeit [5]. Sowohl das Lesen als auch der 30-minütige Stroop-Test führen zu einer Reduktion der Schrittweite und somit zu einer Abnahme der lateral gerichteten dynamischen Stabilität (= Destabilisierung in medio-lateraler Richtung) [6]. Es ist zu vermuten, dass Richtungsänderungen (Anstieg bzw. Abnahme) der einzelnen Gangparameter kontextabhängig (hypothetisches Sturzereignis) zu betrachten sind und es dabei gewisse Stabilitätsgrenzen gibt [7]. Zusätzlich müssen die spezifischen experimentellen Bedingungen (z. B. das Erwarten einer Perturbation) hinsichtlich der Interpretation der Gangparameter berücksichtigt werden. Aus diesem Grund ist es notwendig, die Gangparameter nicht isoliert, sondern sie stets im Kontext aller zu betrachten und zu interpretieren [6]. Die psychometrischen Daten, die vor und nach den anhaltenden kognitiven Aufgaben erhoben wurden, deuten auf Veränderungen des akuten subjektiven Stimmungszustandes hin. Die Aufgabe des Lesens führte bei den gesunden älteren Erwachsenen zu einem Zustand der mentalen Ermüdung. Dieser, durch langanhaltende kognitive Aktivitäten induzierte, psychobiologische Zustand, äußert sich unter anderem in Empfindungen wie Müdigkeit und Energielosigkeit [8]. Der 30-minütige Stroop-Test führte hingegen zu keinem Zustand der mentalen Ermüdung jedoch zur einer Erhöhung des Stimmungszustandes in der Dimension der Unruhe. Die Ergebnisse einer von uns durchgeführten Vorläuferstudie zeigen bei jüngeren Erwachsenen bei gleichen Aufgaben gegensätzliche Resultate. Aus diesem Grund lassen sich altersgruppenabhängige sowie aufgabenspezifische Modulationen des Stimmungszustandes und der Gangleistung vermuten. Weitere Experimente sind daher notwendig, um den Einfluss dieser intrinsischen Faktoren zu untersuchen, die zur Modulation der Gangleistung nach anhaltenden kognitiven Aktivitäten führen.

Diese Studie wurde in Teilen mit Mitteln der DFG gefördert (INST 264/137-1 FUGG).

Literatur

- [1] Beauchet, O., Dubost, V., Gonthier, R., & Kressig, R. W. (2005). Dual-Task-Related Gait Changes in Transitionally Frail Older Adults: The Type of the Walking-Associated Cognitive Task Matters. *Gerontology*, 51(1), 48-52.
- [2] Herman, T., Mirelman, A., Giladi, N., Schweiger, A., & Hausdorff, J. M. (2010). Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking, and falling. *Journals of Gerontology: Series A*, 65(10), 1086-1092.
- [3] Behrens, M., Mau-Moeller, A., Lischke, A., Katlun, F., Gube, M., Zschorlich, V., ... Weippert, M. (2017). Mental fatigue increases gait variability during dual-task walking in old adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 73(6), 792-797.
- [4] Espy, D.D., Yang, F., Bhatt, T. & Pai, Y.-C. (2010). Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait & Posture*, 32(3), 378-382.
- [5] Moyer, B.E., Chambers, A.J., Redfern, M.S. & Cham, R. (2006). Gait parameters as predictors of slip severity in younger and older adults. *Ergonomics*, 49(4), 329-343.
- [6] Grabiner, M. D. & Troy, K. L. (2005) Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 25(2), 0003-2-25.
- [7] Hak L., Houdijk H., Beek P.J., van Dieën J.H. (2013). Steps to Take to Enhance Gait Stability: The Effect of Stride Frequency, Stride Length, and Walking Speed on Local Dynamic Stability and Margins of Stability. *PLoS One*, 8(12).
- [8] Van Cutsem, J., Marcora, S., De Pauw, K., Bailey, S., Meeusen, R., & Roelands, B. (2017). The effects of mental fatigue on physical performance: a systematic review. *Sports medicine*, 47(8), 1569-1588.

Professional slackliners and balance performance in untrained balance tasks

Louis-Solal Giboin, Andreas Kramer, Markus Gruber

Universität Konstanz, Konstanz, Deutschland

Email: louis-solal.giboin@uni-konstanz.de

Nicht publiziert auf Wunsch der Autoren.

Not published by request of the authors.

Die Attraktor-Methode – Ein neuer Ansatz zur Analyse der Kinematik zyklischer
menschlicher Bewegung

Manfred Vieten, Christian Weich

Universität Konstanz, Konstanz, Deutschland

Email: manfred.vieten@uni-konstanz.de

Nicht publiziert auf Wunsch der Autoren.

Not published by request of the authors.

Autorenverzeichnis

A

Aggelousis.....	27
Alt.....	95
Arampatzis.....	9, 27, 67, 74
Asfour.....	85
Assländer.....	124
Audige.....	61

B

Behrens.....	77, 130
Beil.....	85
Berini.....	108
Blaumann.....	93
Bloß.....	53
Bohm.....	27, 67
Braunstein.....	13, 16
Broscheid.....	86
Bruhn.....	130
Büsch.....	53

C

Claußen.....	66
Coenning.....	43, 110

D

Damm.....	79
Donath.....	102, 105
Droszez.....	13

E

Edelmann-Nusser.....	63
Ehrenberger.....	85
Ekizos.....	74

F

Feldhege.....	130
Fellner.....	120
Ferger.....	99
Ferstl.....	110
Fleckenstein.....	71
Flecker.....	66
Focke.....	57
Fritz.....	114
Furlan.....	108

G

Gebel.....	24
------------	----

Giannakou.....	27
Giboin.....	133
Goldmann.....	13, 16
Göll.....	13, 16
Granacher.....	24
Gross.....	19, 122
Grothe.....	13, 16
Gruber.....	79, 124, 133
Gube.....	77, 130

H

Hackbarth.....	99
Hansen.....	99
Heger.....	110
Heinrich.....	13
Held.....	102, 105
Hermisdörfer.....	120
Holzer.....	47, 117
Hoppe.....	71
Hübner.....	19
Huesmann.....	53

J

Jahn.....	22, 126
Jaitner.....	10
Janke.....	30, 126
John.....	63
Jöllenneck.....	81

K

Kharazi.....	67
Köthe.....	97
Krafft.....	55
Kramer.....	133
Kröll.....	114
Ksoll.....	36

L

Lamprecht.....	86
Lischke.....	77
Loffing.....	53
Lomax.....	19
Loske.....	61

M

Malzner.....	61
Mattert.....	93
Mau-Möller.....	77
Mayer.....	33

Mersmann	27
Meyer	10, 93
Mittlmeier.....	130
Möhler.....	57
Mrkor.....	63
<u>Mueller</u>	33
Müller	7, 61
Mündermann.....	61
Munoz-Martel.....	74

N

Noth.....	97
Nüesch.....	61
Nurasyid	120

O

Orlowski.....	63
---------------	----

P

Patzig	126
Pentidis.....	27
Pietschmann	81
Potthast	57
Pozzo	108
Prieske	24

R

Rapp	110
Ringhof	55, 57, 85
Rockenfeller.....	79
Rode	39
Rombach.....	110
Ryan.....	41

S

Sailer.....	86
Sanno.....	13, 16
Santuz.....	74
Schärer.....	19
Schega	86
Schlechtweg.....	95
Schmidt.....	10
Schwameder	66, 114
Seiberl.....	47, 117

Sell.....	55, 57
Siebenthal.....	19
Siebert	39, 41, 102, 105
Siebold.....	99
Stein	55, 57, 85
Steingrebe.....	57
Stetter.....	55
Stöcker.....	36
Stoll	33
Strutzenberger.....	66
Stutzig.....	39, 41

T

Taube.....	19
Tomalka	50

U

Ueberschär.....	71
-----------------	----

V

Vach.....	61
Vieten	134

W

Wacker.....	124
Wagner	97
Wakeling.....	41
Walter.....	71
Wank	43, 90, 110
Warschun.....	71
Weich.....	134
Weippert.....	77, 130
Weizel.....	63
Wenderoth	8
Wenzel.....	30
Witt	22, 30, 126
Witte.....	63, 93
Wolfarth	71
Wüstenfeld	71

Z

Zedler.....	16
Zinke	24
Zschorlich.....	77