

Kerstin Witte, Stefan Pastel, Jürgen Edelmann-Nusser (Hrsg.)

dvs-Biomechanik 2023 Tagungsband

Beiträge zur Tagung der
dvs-Sektion Biomechanik 2023 an der
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg



 Steinbeis-Edition

Kerstin Witte, Stefan Pastel, Jürgen Edelmann-Nusser (Hrsg.)

dvs-Biomechanik 2023 Tagungsband

Beiträge zur Tagung der
dvs-Sektion Biomechanik 2023 an der
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg



Impressum

2023 Steinbeis-Edition



Sofern nicht anders angegeben, ist der Inhalt dieses Werks unter der Creative-Commons-Lizenz CC BY-NC-ND 4.0 international lizenziert (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

dvs-Biomechanik 2023 Tagungsband

Beiträge zur Tagung der dvs-Sektion Biomechanik 2023 an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Kerstin Witte, Stefan Pastel, Jürgen Edelmann-Nusser (Hrsg.)

1. Auflage, 2023 | Steinbeis-Edition, Stuttgart

ISBN 978-3-95663-298-3

Satz: Steinbeis-Edition

Umschlagbilder: Stefan Tiedemann

Verlag: Steinbeis-Edition | Steinbeis-Stiftung, Adornostraße 8, 70599 Stuttgart

Steinbeis ist mit seiner Plattform ein verlässlicher Partner für Unternehmensgründungen und Projekte. Wir unterstützen Menschen und Organisationen aus dem akademischen und wirtschaftlichen Umfeld, die ihr Know-how durch konkrete Projekte in Forschung, Entwicklung, Beratung und Qualifizierung unternehmerisch und praxisnah zur Anwendung bringen wollen. Über unsere Plattform wurden bereits über 2.000 Unternehmen gegründet. Entstanden ist ein Verbund aus 5.200 Experten in rund 1.100 Unternehmen, die jährlich mit mehr als 10.000 Kunden Projekte durchführen. So werden Unternehmen und Mitarbeiter professionell in der Kompetenzbildung und damit für den Erfolg im Wettbewerb unterstützt. Die Steinbeis-Edition verlegt ausgewählte Themen aus dem Steinbeis-Verbund.

225125-2023-10 | www.steinbeis-edition.de | edition@steinbeis.de

Vorwort

Nach der Corona-Pause konnte nun endlich wieder die Tagung der dvs-Sektion Biomechanik vom 27. bis 29. September 2023 stattfinden. Wir freuten uns, dass diese an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg erfolgreich ausgerichtet werden konnte. Insgesamt kamen 104 Teilnehmerinnen und Teilnehmer aus Deutschland, Österreich, Schweiz und Luxemburg der Einladung nach. Vor dem offiziellen Beginn der Tagung wurden drei Workshops zu Anwendungen der virtuellen Realität und Sensorik im Sport sowie zur markerlosen Bewegungserfassung mit dem Vicon-System durchgeführt, die insbesondere vom wissenschaftlichen Nachwuchs gut angenommen wurden.

Vorträge und Poster deckten alle wesentlichen Themenfelder der Sportbiomechanik ab: Klinische Biomechanik mit Ganganalyse, muskuloskeletale Biomechanik, moderne Untersuchungsmethoden, Modellierung und Anwendungen in den Sportarten. In dem vorliegenden Tagungsband sind die Abstracts bzw. Proceedings der einzelnen Beiträge zusammengefasst.

Unser besonderer Dank gilt unseren Sponsoren und Kooperationspartnern, die diese Veranstaltung sowohl finanziell unterstützten als auch durch ihre Vorträge und Präsentationen wichtige praxisorientierte Aspekte einbringen konnten.

Wir wünschen der dvs-Sektion Biomechanik weiterhin viel Erfolg bei der Durchführung zukünftiger Tagungen!

Kerstin Witte, Stefan Pastel, Jürgen Edelmann und Veit Wank

Magdeburg, im September 2023

Sponsoren und Partner der Tagung:



Inhaltsverzeichnis

Hauptvortrag I	8
▷ Biomechanik-Feedback in Sport und Rehabilitation – Möglichkeiten und Limitationen.....	8
Hauptvortrag II	10
▷ Biomechanische Modellbildung im Leistungssport – alaska/Dynamicus in Verbindung mit OpenSim... 10	10
Hauptvortrag III	12
▷ PCA-Anwendungen in der Bewegungsanalyse.....	12
Hauptvortrag IV	14
▷ Machine learning algorithms and virtual realities. What do these digital trends offer in gait analysis and movement science?.....	14
Session A: Biomechanik in Anwendung im Sport I	15
▷ Ein neuartiger Ansatz zur Bestimmung der zeit- und ermüdungsabhängigen Effizienz bei maximalen Radsprints	16
▷ Echtzeit-Feedback-System im Kanu-Rennsport, Bootsgattung Kajak	21
▷ On the search for a valid kinematic marker of head impacts during soccer heading.....	26
▷ Indikatoren für die maximale, vertikale Sprungleistung im Trialsport.....	32
Session B: Muskuloskelettale Biomechanik	37
▷ Selbst-Assistenz beim menschlichen Gang – synergistische und antagonistische Kooperation der Teilsysteme.....	38
▷ Die Segmentierung der menschlichen Beine und die zweigelenkige Muskulatur erleichtern das Halten des Gleichgewichts	40
▷ Dysbalancen von Muskel und Sehne bei jugendlichen Athlet:innen – Ursachen, Implikationen und Prävention.....	46
▷ Myosin filament sliding through the Z-disc	52
▷ Individuelle Skalierung von Kraftfähigkeiten in Muskel-Skelett-Modellen	55
▷ Auswirkungen der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die aktive Kraftentwicklung von Skelettmuskelfasern bei langen exzentrischen Kontraktionen	58
Session C: Klinische Biomechanik/Ganganalyse	61
▷ Kompensationsmechanismen nach schwerwiegenden Rupturen des M. rectus femoris – Zwei Fallberichte	62
▷ Do athletes, fully recovered from an ACL injury, control single-leg landings differently compared to ACL injury-free peers?.....	64
▷ Zwei Einzelfall-Studien: 3D-Ganganalyse bei jungen Patienten mit Achondroplasie.....	66
▷ Hip range of motion requirements during straight walking and 90° turns in healthy elderly and hip osteoarthritis patients.....	71
▷ Prediction of lower limb joint moments during walking based on 3D hip, knee and ankle angles.....	74
Session D: Biomechanik und Studium	77
▷ Sportwissenschaftliche Ausbildung – Quo Vadis?	78
Session E: Untersuchungsmethoden	81
▷ Kurzzeitstabilität der orthopädisch-biomechanischen Laufanalyseparameter nach Marquardt bei Laufband-Videoanalysen.....	82
▷ Vergleich und Zuverlässigkeit drei verschiedener Messpositionen für die Bestimmung der maximalen Hüftaußenrotatorenkraft im ISOMED2000	85
▷ Validierung eines IMU-basierten Messsystems im Diskuswurf mittels 3D-Videoanalyse und Simulation	89
▷ Entwicklung eines inertialsensorbasierten Monitoring-Systems für biomechanische Ganganalysen bei Sportpferden.....	96

Poster-Vorträge	98
▷ Comparison of the Performance of DeepLabCut models trained with Different Number of Participant Data.....	99
▷ Optimierung der Kurvenfahrt beim Pumptrack – Erste Ergebnisse der Modellierung und Simulation	101
▷ Expertise and Purposeful Activation of Neck Muscles Modulate Impact Biomechanics in Simulated Soccer Heading – A Pilot Study	103
▷ Muscle activity responses to a decelerative perturbation protocol during running.....	105
▷ Long-term development of run-up velocity on vault in artistic gymnastics.....	107
▷ Fahrradfahren in virtueller Realität – Auswirkungen der Szenengeschwindigkeit auf die Trittfrequenz ...	110
▷ Bike Fitting – Kinematische Analyse der Pedalierbewegung während eines radsport-spezifischen Ausbelastungstests.....	116
▷ Force and time symmetry analysis for swing to strength hold elements on still rings in men’s artistic gymnastics	119
▷ Biomechanische Orientierungswerte zur Unterstützung des Lernprozesses am Beispiel des Sprungs Kasamatsu gestreckt mit 1/1 Längsachsendrehung.....	123
▷ Bestimmung von Schritzeiten im Speerwurf mittels eines Inertialsensorsystems.....	127
Session F: Bewegungsapparat I.....	132
▷ Einfluss der Ausführungsqualität auf den Break Point Angle und die Muskelaktivität bei der Nordic Hamstring Exercise	133
▷ Geschwindigkeitsspezifische optimale kontraktile Bedingungen des Soleus Muskels vom langsamen bis zum maximalen Laufen	135
▷ Reduktion von Dysbalancen zwischen Muskel und Sehne durch einen individualisierten Trainingsansatz bei jugendlichen Athlet:innen.....	142
▷ Einfluss des Alters auf die Kniegelenkbiomechanik bei weiblichen Nachwuchsfußballerinnen – eine querschnittliche Datenerhebung bei U-Nationalmannschaften.....	149
Session G: Modellierung	153
▷ Comparison of PCA and ICA algorithms in their capability of separating different technique elements in alpine skiing movement data.....	154
▷ “Houston, I dropped my hammer!” – How to lift objects on Mars – OpenSim simulations of extravehicular activities based on terrestrial experimental data.....	158
▷ Theoretische Wellenbeschreibung beim undulatorischen Schwimmen – Ein neuer mehrdimensionaler Ansatz.....	165
▷ Hammerwurf-Simulation auf Grundlage von Inertialsensordaten zur Analyse der Wurftechnik.....	167
Session H: Bewegungsapparat II	174
▷ Ein neuer Ansatz für die Berechnung einer funktionellen subtalaren Achse	175
▷ Die Reflexaktivität der Halsmuskulatur bei seitlichen Fahrmanövern im Fahrsimulator	180
▷ Funktion und Struktur der Rotatorenmanschette: Vergleich zwischen Nachwuchshandballern und Sportstudenten	183
▷ Muskelarchitektur und Kontraktionseigenschaften des humanen M. tibialis anterior	189
Session J: Biomechanik trifft Motorik	192
▷ Effects of stomatognathic motor activities on dynamic reactive balance	193
▷ Biomechanical Challenges in Exploring the Relationship Between Motor Skills and Cognition – Examining the Link Between Mental Rotation Ability and Postural Stability	196
▷ Einfluss eines mehrdimensionalen Bewegungsprogrammes auf das Gangbild bei gesunden inaktiven Senior:innen unter Dual-Task-Bedingungen	203
Session K: Biomechanik in Anwendung im Sport II	207
▷ Einfluss unterschiedlicher Wurfgeräte auf die Bewegungs- und Belastungsstruktur des Wurfarmes im Speerwurf der Männer	208

- ▷ Bestimmung von Abstoßparametern mit einer Sensor-Stoßkugel im Vergleich zu einem dreidimensionalen Videosystem214
- ▷ Die kinematische Bewegungsanalyse der Hammerwurftechnik: Möglichkeiten und Grenzen.....218
- ▷ Der Einfluss eines individuellen Feedbacktrainings auf die Schlagtechnik im Hochleistungsrudern.....224

HAUPTVORTRAG I

**Biomechanik-Feedback in Sport und Rehabilitation –
Möglichkeiten und Limitationen****Prof. Dr. U. Kersting**

Institut für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln

Die technologischen Entwicklungen der vergangenen Jahre haben die Möglichkeiten der biomechanischen Bewegungsforschung deutlich erweitert. Wir sehen zum einen sensorbasierte Systeme, die es erlauben Ganzkörperkinematik in real-time darzustellen. Solche Systeme werden gerne genutzt, wenn es um Technikanalysen außerhalb des Labors geht, wodurch Sportumgebungen, die nur schwer in einem Biomechaniklabor nachgebildet werden können, messtechnisch zugänglich werden. Weiterhin haben sich Kamerasysteme und Trackingalgorithmen so sehr verbessert, dass Bewegungsdaten sehr schnell analysiert werden können, sodass sogar detaillierte invers-dynamische Berechnungen innerhalb sehr kurzer Zeiträume durchgeführt werden können. In diesem Übersichtsvortrag werden Beispiele aus verschiedenen Sportarten sowie klinisch-rehabilitativen Kontexten gegenübergestellt. Die Anwendungen unterscheiden sich zum einen in der Komplexität der Datenaufnahme und -analyse, insbesondere aber durch die Parameter oder Zusammenhänge, die den Athlet:innen bzw. Proband:innen im Anschluss dargeboten werden. Abschließend werden die Ergebnisse der dargestellten Beispielstudien diskutiert, um Orientierungen für die praktische Anwendung abzuleiten.

Prophysics AG – Motion is our Passion!

Seit bereits über 20 Jahren sind wir mit Begeisterung Experten für Bewegungsanalyse und 3D Motion Capture Systeme und ihren effektiven Einsatz bei unseren Kunden in den verschiedensten Anwendungsbereichen.

Durch unsere enge Zusammenarbeit mit Forschungsteams und Anwendern aus unterschiedlichen Bereichen gewinnen wir tiefe Einblicke in die Bedürfnisse unserer Kunden. Mit diesem Wissen entwickeln und installieren wir Lösungen, die Ihre Anforderungen erfüllen und Ihnen ein effizienteres Arbeiten und neue Erkenntnisse in Ihrem Anwendungsbereich ermöglichen. Profitieren auch Sie davon!

Kontaktieren Sie uns per E-Mail unter info@prophysics.ch oder telefonisch unter +49 413 17023769.

Usergroup Meeting 2024



Die prophysics AG lädt Sie herzlich zum Usergroup Meeting in München ein, das am Donnerstag, 06. Juni bis Freitag, 07. Juni 2024 stattfindet. Freuen Sie sich auf zwei abwechslungsreiche Tage mit interessanten Vorträgen, Workshops, Fragen und Diskussionen. Erleben Sie die Möglichkeiten mit Vicon Motion Capture Systemen und tauschen Sie Erfahrungen mit Kunden und Partnern aus.

Vicon Valkyrie



Die Vicon Valkyrie ist der neue Standard für Motion Capture Kameras mit bis zu 26 MP Auflösung. Die intuitive Bedienung inklusive des Vollvideo-Vorschaumodus ermöglicht einfaches Setup. Dank IP65-Schutz trotz sie verschiedenen Umgebungen. Ihr Vario-Objektiv garantiert hohe Reichweite und Präzision, bei beeindruckenden 2000 FPS Geschwindigkeit.

Markerless Tracking



Die neue Theia Modellierungs-Software macht das Erfassen von bio-mechanischen Daten noch einfacher. Ein integriertes neuronales Netzwerk erfasst markerlose Aufnahmen aus verschiedenen Blickwinkeln, synchronisiert diese und erstellt ein präzises Modell. Durch den vollständigen Verzicht auf Marker ergibt sich für Ihre Bewegungsanalysen eine Vielzahl an neuen Möglichkeiten.

Partnerschaft mit Movella



Wir verkünden stolz unsere Partnerschaft mit Movella by Xsens im Gesundheits- und Sportbereich in der DACH-Region. Diese Partnerschaft markiert den Beginn einer vielversprechenden gemeinsamen Reise. Ab sofort sind alle Xsens Produkte über prophysics AG verfügbar. Wir freuen uns auf die Möglichkeiten, die vor uns liegen, und sind entschlossen, eine dauerhafte und für beide Seiten vorteilhafte Partnerschaft zu fördern.

HAUPTVORTRAG II

Biomechanische Modellbildung im Leistungssport – alaska/Dynamicus in Verbindung mit OpenSim

N. Hoffmann¹, Dr. A. Schleichardt²

¹Institut Chemnitzer Maschinen- und Anlagenbau e. V.;

²Fachbereich Biomechanik/Sporttechnologie des Instituts für Angewandte Trainingswissenschaft Leipzig

Der Einsatz digitaler Technologien zur Bewegungserfassung im Leistungssport ist seit vielen Jahren ein Motor für die Analyse von Bewegungsvorgängen. Dabei können die erhobenen Messwerte direkt für eine Leistungsbeurteilung eingesetzt oder auf ein Modell zur weiteren Analyse übertragen werden. Mit der Nutzung eines Modells lassen sich Parameter berechnen, die nicht direkt messbar sind, Zusammenhänge besser visualisieren oder die Effekte auf Teilmodelle darstellen.

In der Analyse von leistungssportlichen Bewegungen bieten sich biomechanische Menschmodelle wie alaska/Dynamicus (Hermsdorf 2019) oder Modelle aus der OpenSim-Software-Umgebung an. Die Segmente des menschlichen Körpers sind dabei als starre Körper modelliert, die mit idealen Gelenken verbunden sind. Jeder dieser Körper ist über seine geometrischen Eigenschaften und seine Masseverteilung definiert. Die individuelle Parametrisierung erfolgt auf dieser Stufe der Modellbildung anhand der anthropometrischen Daten der Athlet:innen. Durch invers-dynamische Simulationen ist es möglich, die im Menschen wirkenden Kräfte (z. B. in Form von Gelenkmomenten), die zur beobachteten Bewegung geführt haben, zu berechnen.

Gelenkmomente beschreiben dabei zusammenfassend die Momentenbilanz der „Brutto-Kräfte“ (Winter 2005), die über ein Gelenk wirken. Für die Diagnostik möglicher Leistungsreserven ist es jedoch noch aufschlussreicher, eine Differenzierung auf Muskelebene durchzuführen. An dieser Stelle setzt die Software-Umgebung OpenSim an. Sie ermöglicht auf Basis von Gelenkmomenten und Muskelmodellen die Berechnung der Muskelaktivitäten und damit der spezifischen Beiträge einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen an den verschiedenen Gelenkantrieben.

An einem Beispiel aus der Leistungsdiagnostik im Gewichtheben soll die Messwerterhebung (Bodyscanner, Motion-Capture-System, Kraftmessplatten) und die aufbauende Modellierung in alaska und OpenSim demonstriert und mögliche Ergebnisse diskutiert werden.

Literatur

- [1] Hermsdorf, H., Hofmann, N., and Keil, A. (2019): Chapter 16 – alaska/Dynamicus – human movements in interplay with the environment. Academic Press, DHM and Posturography, p. 187–198, 2019
- [2] Winter, DA. (2005). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, New York, NY: Wiley and Sons, Inc



Markerloses Tracking in der CONTEMPLAS Bewegungsanalyse

CONTEMPLAS ist ein führendes Unternehmen auf dem Gebiet der video-basierten 2D/ 3D Bewegungsanalyse. Seit mehr als 18 Jahren überzeugt CONTEMPLAS seine Kunden weltweit mit innovativen Softwarelösungen und unterstützt sie bei der Planung und Ausstattung von Analyselaboren.

Profitieren Sie von innovativen Technologien

Die kontinuierliche Weiterentwicklung der Bewegungsanalyse hat zu bahnbrechenden Fortschritten in den Bereichen Lehre und Forschung geführt. Eine bedeutende Technologie, die in diesem Zusammenhang eine entscheidende Rolle spielt, ist das markerlose Tracking.

Mit der Bewegungsanalyse-Software TEMPLO® hat

CONTEMPLAS eine anwendungs-basierte Videoanalyse-Software entwickelt, die sich am neuesten Stand der Videotechnik und Bildverarbeitung orientiert. Ein herausragendes Merkmal von CONTEMPLAS liegt in der Erweiterbarkeit seiner Systeme. Beginnend mit einer einfachen Videoaufnahme durch eine Kamera erstreckt sich die Entwicklung schrittweise bis zur hoch-modernen markerlosen 3D-Analyse. Die Grundlage dieser modularen CONTEMPLAS-Analysesysteme bildet die Bewegungsanalyse-Software TEMPLO®.

TEMPLO® kann individuell und bedarfsgerecht durch zusätzliche Hardware wie Hochgeschwindigkeitskameras, EMG und Kraftmessplatten erweitert werden. Dies ermöglicht eine umfassende kinetische und kinematische Datenerfassung, die in der Software synchron aufgenommen wird.

Intelligente Software-Features wie das markerlose Tracking ergänzen die Funktionalität von TEMPLO® zusätzlich und eröffnen ein breites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten.

Die flexible Erweiterung der CONTEMPLAS-Systeme ermöglicht es Wissenschaftlern und Anwenderspezialisten, die Analysesetups entsprechend ihren spezifischen Anforderungen anzupassen und somit optimale Lösungen für ihre Forschungs- und Anwendungsziele zu schaffen.

CONTEMPLAS GmbH

Albert-Einstein-Str. 6
87437 Kempten
Tel.: +49 831 25436920
info@contemplas.com
www.contemplas.com



HAUPTVORTRAG III

PCA-Anwendungen in der Bewegungsanalyse**Prof. Dr. P. Federolf**

Institut für Sportwissenschaft der Universität Innsbruck

Die Analyse der menschlichen Bewegung, insbesondere im Sport, spielt eine entscheidende Rolle für das Verständnis biomechanischer Mechanismen, zum Beispiel zur Optimierung der Leistungsfähigkeit oder zur Vermeidung von Verletzungen. Die Hauptkomponentenanalyse (PCA) bietet ein wertvolles Werkzeug, um die komplexen Dynamiken der Bewegung mathematisch zu strukturieren und zu quantifizieren. Durch die Erfassung der Variabilität von kinematischen Markerdaten ermöglicht die PCA die Identifizierung von Hauptbewegungskomponenten (PMs), die grundlegende Bewegungsmuster abbilden und häufig intuitiv interpretierbar sind.

Dieser Vortrag wird drei Ziele verfolgen:

- (1) Die Hauptkomponentenanalyse soll auf anschauliche Weise erklärt werden, wobei mögliche Anwendungsgebiete anhand spezifischer Beispiele aus verschiedenen Sportarten dargestellt werden.
- (2) Biomechanische Grundkonzepte werden im von den PMs aufgespannten Raum besprochen, um zu einem Satz von Variablen zu gelangen, durch den komplexe Bewegungen mathematisch beschrieben werden können.
- (3) Alte und neue Fragestellungen aus dem Bereich der posturalen Kontrolle werden neu aufgegriffen und anhand der PM-basierten Variablen beantwortet.

The background of the top section shows two athletes, a man and a woman, running up a set of wooden stairs. They are wearing black athletic gear with red accents. The scene is overlaid with a semi-transparent orange and purple gradient. A large, faint, stylized 'M' logo is visible in the background on the right side.

BRINGING MEANING TO MOVEMENT

Movella is a leading global full-stack provider of integrated sensors, software, and analytics that enable the digitization of movement. Our solutions accelerate innovation and enable our customers, partners, and users to create extraordinary outcomes. Movella powers real-time character movement in digital environments, transforms movement into digital data that provides meaningful and actionable insights, renders digitized movement to enable the creation of sophisticated and true-to-life animated content, creates new forms of monetizable IP with unique bio-mechanical digital content, and provides spatial movement orientation and positioning data.

INSIGHTS TO MOVE FORWARD

Coaches and trainers now depend on tools to absorb and analyze data from biomechanical and biometric devices, inertial sensors, and motion capture systems. It's key to optimizing athlete performance, preventing injury, and accelerating recovery. It's also crucial in the corporate world, where detailed workplace and ergonomic data are instrumental in safeguarding against repetitive injuries. Movella provides rich, cloud-based product solutions to consolidate human performance data, and present detailed, action-oriented dashboards to help people reach their best.

EMPOWER YOUR ANALYSIS

Our products use AI-enhanced cloud analytics to support remote monitoring and deliver consistent advice for all your staff. This is key to driving personalized tele-rehab, and remote monitoring applications.

APPLICATION AREAS:

- Sports performance
- Workplace ergonomics
- Rehabilitation and injury prevention

HAUPTVORTRAG IV

**Machine learning algorithms and virtual realities.
What do these digital trends offer in gait analysis
and movement science?****Prof. Dr. B. Horsak**

Institut für Gesundheitswissenschaften der Fachhochschule St. Pölten

This talk aims at offering a glance into the exciting opportunities Machine Learning and Virtual Reality offer in supporting clinical and research settings in gait analysis, human movement science, and rehabilitation. Both technologies currently experience an enormous drive in the industry, raising great expectations for future health-care applications. Immersive Virtual Reality uses head-mounted displays to extend our reality by merging the virtual with the real world to create fully immersive experiences where one can freely move and interact within a digital environment. These virtual environments offer excellent potential to increase intrinsic motivation, promote a more joyful and motivational exercise experience, and reduce the perception of pain and discomfort, all of which are key aspects of effective therapy. Machine Learning offers the potential to process large amounts of data, which can hold important information for researchers and clinicians, but often cannot be easily utilized due to the high dimensionality, temporal dependencies, strong variability, and non-linear relationships within the data. Machine and especially Deep Learning algorithms allow us to utilize the information stored implicitly in large datasets to gain new insights or create applications supporting everyday practice in research and clinical settings. Among others, such applications can range from automated medical decision support systems, (gait) event detection algorithms, and the identification of data twins in large historical datasets to computer-vision-powered applications offering markerless motion capturing in the field with simple smartphones.

Session A

Biomechanik in Anwendung im Sport I



Ein neuartiger Ansatz zur Bestimmung der zeit- und ermüdungsabhängigen Effizienz bei maximalen Radsprints

Katharina Dunst¹, Clemens Hesse², Olaf Ueberschär^{1,3}

¹Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig; ²Bund Deutscher Radfahrer, Frankfurt am Main;

³Hochschule Magdeburg-Stendal; Magdeburg

Einleitung

Die muskuläre Effizienz (η) ist ein bedeutender Parameter in der Leistungsphysiologie, der das Verhältnis von mechanischer Leistung (P) zur metabolischen Energie während dynamischer Arbeit beschreibt (Mader & Heck, 1994; Hansen & Sjøgaard, 2007). η kann durch die simultane Messung dieser beiden Parameter bestimmt werden (Böning, 2013). Die Messung von P erfolgt beim Radfahren mithilfe von Leistungsmessern, während die metabolische Energie durch indirekte Kalorimetrie basierend auf der Sauerstoffaufnahme und dem Laktatanstieg im Blut geschätzt wird (di Prampero, 1981; Mader & Heck, 1994; Böning, 2013). Verschiedene Faktoren wie Muskularbeit, Muskelmasse, Bewegungsgeschwindigkeit und Muskelfasertyp beeinflussen die muskuläre Effizienz (Böning, 2013). Zusätzlich beeinflusst die Trittfrequenz die Effizienz bei gleicher mechanischer Leistungsabgabe maßgeblich (unveröffentlichte Daten).

Obwohl der Einfluss der Trittfrequenz auf die Effizienz während des submaximalen Radfahrens nachgewiesen wurde (Gaesser & Brooks, 1975; Suzuki, 1979; Böning et al., 1984; Sidossis et al., 1992; Chavarren & Calbet, 1999; Mogensen et al., 2006; Hansen & Sjøgaard, 2007), wurde in früheren Studien zur Effizienz beim Radfahren der Einfluss der Trittfrequenz auf die mechanische Leistung und somit auch auf die Effizienz nicht berücksichtigt. Zudem konzentrierten sich bisherige Untersuchungen aus technologischen und methodischen Gründen hauptsächlich auf die Beurteilung der Bruttoeffizienz, das Verhältnis von gesamter mechanischer zu metabolischer Arbeit (MacDougall et al., 2022).

In unserer Studie entwickelten wir einen Ansatz, um die Kinetik der Energieproduktion während maximaler Sprints auf dem Fahrradergometer zu untersuchen (Dunst et al., 2023 a, b). Dieser Ansatz ermöglicht eine Abschätzung des zeitlichen Beitrags verschiedener Stoffwechselwege zur Energiebereitstellung. Unter Berücksichtigung und Normierung der Trittfrequenz haben wir die optimale Effizienz (η_{opt}) während maximaler Sprints auf dem Fahrradergometer berechnet und die zeitliche Veränderung von η_{opt} mathematisch beschrieben (Dunst et al., 2023b). Anschließend haben wir η_{opt} auf potenzielle Korrelationen mit der maximalen dynamischen Leistungsabgabe (P_{max}) untersucht (ebd.).

Methoden

Zwölf Elite-Bahnradfahrer führten vier maximale Sprints (3, 8, 12, 60s) und einen maximalen Trittfrequenztest auf einem SRM-Fahrradergometer (Schoberer Radmesstechnik GmbH, Jülich, Germany) durch. Kurbelkraft und Trittfrequenz wurden kontinuierlich gemessen, um ermüdungsfreie Kraft-Geschwindigkeitsprofile (F/v) und ermüdungsbedingte Veränderungen der P_{max} zu bestimmen (Dunst et al., 2021; Dunst et al., 2022). Die Atemgase wurden während und für 30 Minuten nach der Belastung gemessen. Vor und nach jedem Sprint wurde die Laktarakkumulation im Kapillarblut bestimmt (ΔBLC). Die Beiträge des Laktaziden und Alaktaziden Energiestoffwechsels wurden aus dem ΔBLC und der schnellen Komponente des überschüssigen Sauerstoffverbrauchs nach Belastungsabbruch geschätzt (Knuttgen, 1970; di Prampero, 1981). Die aerobe Energieproduktion wurde anhand der Sauerstoffaufnahme in der Belastungsphase bestimmt. Die metabolische Leistung (MP) wurde aus der gesamten metabolischen Energie (W_{TOT}) abgeleitet. H_{opt} wurde als Verhältnis von P_{max} und MP

berechnet. Die zeitlichen Veränderungen von P_{\max} , W_{TOT} und η_{opt} wurden mithilfe nichtlinearer Regression analysiert. Der Zusammenhang von $\eta_{\text{opt}}(t)$ und $P_{\max}(t)$ wurde mittels einer Pearson-Korrelationsanalyse untersucht.

Ergebnisse

Der zeitliche Verlauf des gesamten Energiebedarfs ($W_{\text{TOT}}(t)$) während der 60-sekündigen Belastung konnte, sehr gut durch eine Monoexponentialfunktion beschrieben werden. Diese Funktion zeigte einen relativ schnellen Anstieg der Energieversorgung in den ersten Sekunden maximaler körperlicher Anstrengung mit einer Halbwertszeit von ca. 15 Sekunden. Abbildung 1 veranschaulicht einen typischen Verlauf von $W_{\text{TOT}}(t)$ sowie die zeitpunktspezifischen Energiebeiträge der verschiedenen Energiestoffwechselwege bei einem Athleten.

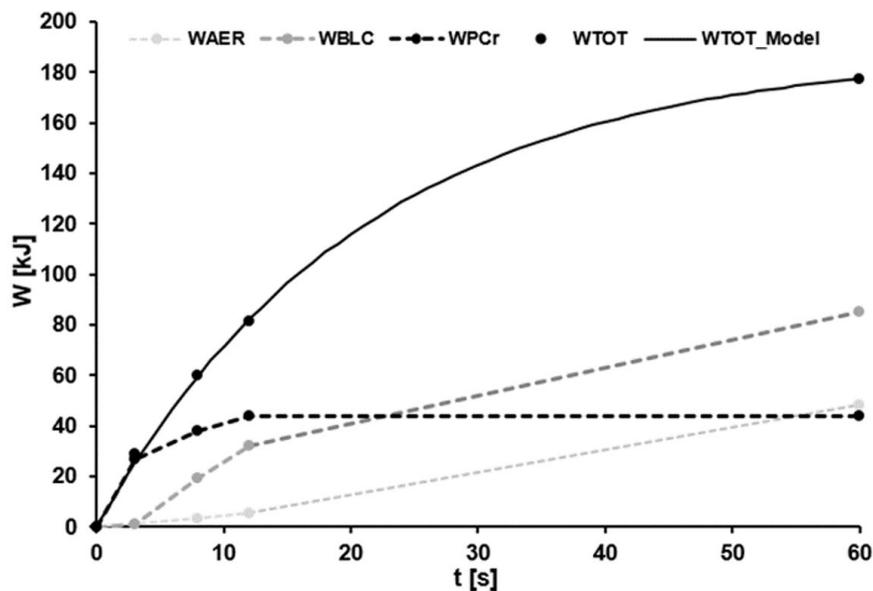


Abbildung 1: Exemplarischer Verlauf des gesamten Energiebedarfs (W_{TOT}) während der 60-sekündigen Belastung und die Energiebeiträge aus dem alaktaziden (W_{PCr}), laktaziden (W_{BLC}) und aeroben (W_{AE}) Energiestoffwechsel. Die Modellfunktion für $W_{\text{TOT}}(t)$ lautet $W_{\text{TOT}}(t) = AW \cdot (1 - e^{-t/\tau_w})$ mit den Parametern $A_w = 188$ kJ und $\tau_w = 20,85$ s. Das Bestimmtheitsmaß beträgt $R^2 > 0,99$.

Auch der Verlauf der maximalen Leistung über die Zeit ($P_{\max}(t)$) konnte sehr gut durch eine Monoexponentialfunktion beschrieben werden. Es wurde beobachtet, dass die Anwendung der tatsächlichen Trittfrequenz auf die Funktion $P_{\max}(t)$ eine sehr gute Vorhersage der tatsächlichen Leistungsabgabe liefert. Abbildung 2 zeigt diesen Zusammenhang exemplarisch für einen Athleten.

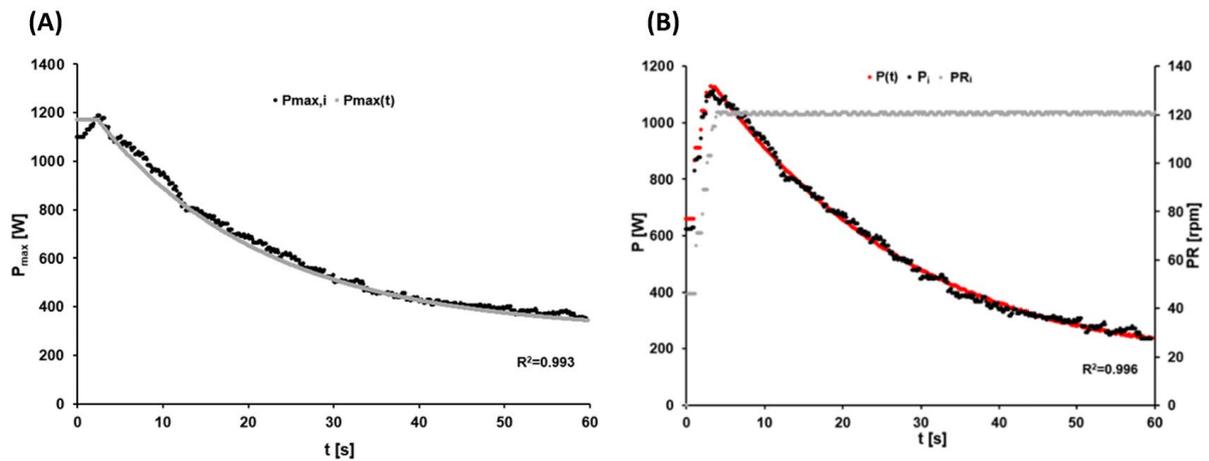


Abbildung 2: Exemplarischer Verlauf der maximalen Leistung (P_{max}) (A) und der tatsächlich erbrachten Leistung im Zeitverlauf im Vergleich zur prognostizierten Vorhersage unter Anwendung des Modells (B).

Der Quotient aus der dynamischen maximalen Leistungsabgabe ($P_{max}(t)$) und der Ableitung der metabolischen Energiefunktion (metabolische Leistungsfunktion) ($MP(t)$) wurde verwendet, um die Parameter des Modells für die trittfrequenznormalisierte optimale Effizienz ($\eta_{opt}(t)$) zu bestimmen. Dabei zeigte sich, dass $\eta_{opt}(t)$ ebenfalls sehr gut durch eine Monoexponentialfunktion beschrieben werden kann, die entgegengesetzt zu $P_{max}(t)$ verlief. Die Zunahme der optimalen Effizienz betrug etwa 16 % in der ersten Sekunde, etwa 24 % nach 30 Sekunden und schließlich etwa 58 % nach 60 Sekunden, was einer Zeitkonstante von etwa 20 Sekunden entsprach. Es wurde eine hochsignifikante positive Korrelation mit der Zeitkonstante von $P_{max}(t)$ festgestellt ($r = 0,998$, $p < 0,001$). Die Modelle für $W_{TOT}(t)$, $P_{max}(t)$ und die optimale Effizienz ($\eta_{opt}(t)$) zeigten eine ausgezeichnete Modellqualität mit einem Bestimmtheitsmaß (R^2) von über 0,982.

Die Bruttoeffizienz während des 60-Sekunden-Sprints stieg kontinuierlich an, von $10,01 \pm 2,18$ % nach 3 Sekunden auf $18,42 \pm 1,51$ % nach 60 Sekunden. Im Kontext der Validitätsprüfung von $\eta_{opt}(t)$ konnte die Bruttoeffizienz zeitabhängig mit einer Abweichung von nur $0,18 \pm 0,32$ % und einem Bestimmtheitsmaß von $0,995 \pm 0,003$ rekonstruiert werden.

In Abbildung 3A werden die Modellfunktionen der dynamischen maximalen mechanischen Leistung, der metabolischen Leistung und der optimalen Effizienz beispielhaft für einen Athleten dargestellt. Abbildung 3B zeigt den Verlauf der Bruttoeffizienz, der sowohl direkt berechnet als auch mithilfe des neuen Ansatzes rekonstruiert wurde.

Diskussion

Die Hauptidee dieser Untersuchung besteht darin, dass die optimale Effizienz $\eta_{opt}(t)$, das Verhältnis zwischen der zeitabhängigen maximalen Leistungsabgabe $P_{max}(t)$ und der entsprechenden metabolischen Leistung $MP(t)$, während eines 60 s maximalen Sprints von Elite-Radsportlern mit ausreichender Genauigkeit mithilfe einer Monoexponentialfunktion beschrieben werden kann. Die entgegengesetzte Verlaufskurve im Vergleich zu $P_{max}(t)$ legt einen potenziellen kausalen Zusammenhang nahe.

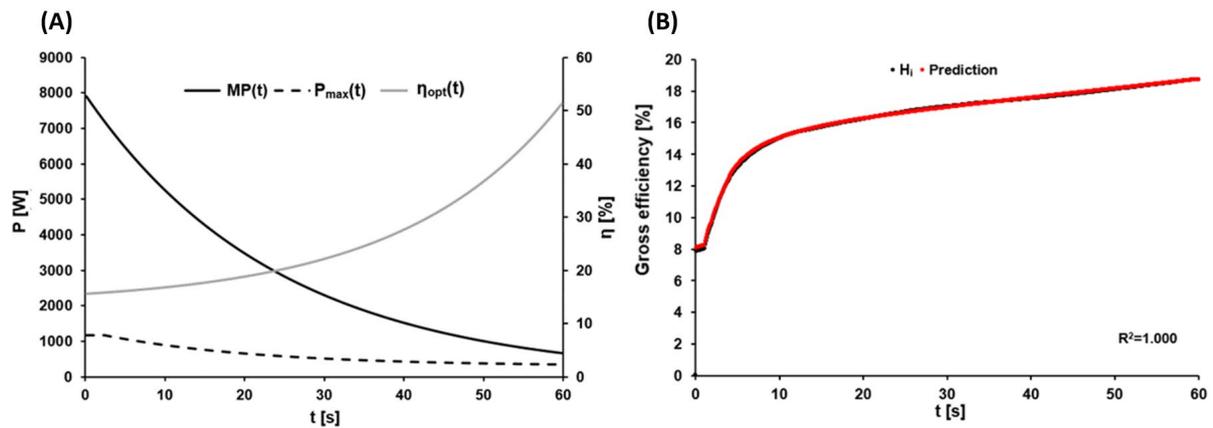


Abbildung 3: (A) Beispielhafte metabolische Leistung $MP(t)$, maximale mechanische Leistung $P_{max}(t)$ und optimale Effizienz $\eta_{opt}(t)$ im zeitlichen Verlauf. (B) Bruttoeffizienz berechnet für Datenpunkt i (H_i) (schwarze Punkte) und auf Basis des Modellansatzes vorhergesagte zeitabhängige Bruttoeffizienz (rote Punkte).

Unsere aktuellen Ergebnisse bestätigen, dass die Reduktion der maximalen Leistungsabgabe, während eines 60 s maximalen Sprints mit einer durch Ermüdung bedingten Zunahme der optimalen Effizienz einhergeht. Dies legt die Möglichkeit einer Veränderung in der Zusammensetzung der aktivierten Muskelfasern nahe, die diese verbesserte Effizienz während der Ermüdung widerspiegelt.

Die optimale Effizienz wird in der Regel durch den Unterschied zwischen der tatsächlichen Trittfrequenz und der zeitpunktspezifisch optimalen Trittfrequenz verzerrt. Dennoch bestätigt die erfolgreiche Rekonstruktion der realen Messdaten mittels des Modellansatzes die Validität des Modells. Durch die Kombination der durch Ermüdung verursachten Veränderungen im F/v -Profil (Kraft-Geschwindigkeits-Profil) mit der aktuellen Trittfrequenz ist es möglich, die tatsächlichen Werte der Leistungsabgabe und der Bruttoeffizienz präzise zu modellieren. Dadurch wird eine umfassende Berücksichtigung der Einflüsse von Trittfrequenz und Ermüdung auf die mechanische und metabolische Leistungsgenerierung möglich.

Praktische Anwendungen

Die enge Übereinstimmung zwischen den Zeitkonstanten für optimale Effizienz und maximale Leistungsabgabe ermöglicht die Vorhersage des zeitlichen Verlaufs der Effizienz während maximaler Sprints anhand kontinuierlicher Leistungsmessungen. Dieser neuartige Ansatz erlaubt die Rekonstruktion der zeit- und stoffwechselspezifischen Energiebereitstellung während maximalintensiver Belastungen basierend auf einem einzigen Sprinttest. Darüber hinaus kann das Modell zur Beurteilung der Ausbelastung eines Athleten verwendet werden, indem die Abweichung von der dynamischen maximalen mechanischen Leistung analysiert wird.

Literatur

- [1] Böning D, Gönen Y, Maassen N. Relationship between work load, pedal frequency, and physical fitness. *Int J Sports Med.* 1984; 5: 92–97.
- [2] Böning D, Pries AR. Pitfalls of efficiency determination in cycling ergometry. *J Appl Physiol.* 2013; 115: 1862. doi:10.1152/jappphysiol.01021.2013
- [3] Chavarren J, Calbet JAL. Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *Eur J Appl Physiol.* 1999; 80: 555–563.
- [4] di Prampero, PE. Energetics of muscular exercise. *Rev Physiol Biochem Pharmacol.* 1981;89: 143–222. doi: 10.1007/BFb0035266

-
- [5] Dunst AK, Grüneberger R, Holmberg HC. Modeling optimal cadence as a function of time during maximal sprint exercises can improve performance by elite track cyclists. *Appl Sci*. 2021; 11(24):12105.
- [6] Dunst AK, Hesse C, Ueberschär O, Holmberg HC. Fatigue-Free Force-Velocity and Power-Velocity Profiles for Elite Track Sprint Cyclists: The Influence of Duration, Gear Ratio and Pedalling Rates. *Sports*. 2022; 10(9):130. DOI: 10.3390/sports10090130
- [7] Dunst AK; Manunzio C.; Feldmann A; Hesse C. Applications of near-infrared spectroscopy in “an-aerobic” diagnostics – SmO₂ kinetics reflect PCr dephosphorylation and correlate with maximal lac-rate accumulation and maximal pedalling rate. *Biol Sport*. 2023a, 40, 1019–1031.
- [8] Dunst AK, Hesse C, Ueberschär O, Holmberg H-C. A Novel Approach to the Determination of Time- and Fatigue-Dependent Efficiency during Maximal Cycling Sprints. *Sports*. 2023b, 11(2):29. <https://doi.org/10.3390/sports11020029>
- [9] Gaesser GA, Brooks GA. Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol*. 1975; 38: 1132–1139.
- [10] Hansen EA, Sjøgaard G. Relationship between efficiency and pedal rate in cycling: significance of internal power and muscle fiber type composition. *Scand J Med Sci Sports*. 2007; 17: 408–414. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2006.00580.x
- [11] He ZH, Bottinelli R, Pellegrino MA, Ferenczi MA, Reggiani C. ATP consumption and efficiency of human single muscle fibers with different myosin isoform composition. *Biophys J*. 2000; 79 2, 945–61.
- [12] Knuttgen HG. Oxygen debt after submaximal exercise. *J Appl Physiol*. 1970; 29, 651–657
- [13] MacDougall KB, Falconer TM, MacIntosh BR. Efficiency of cycling exercise: Quantification, mechanisms, and misunderstandings. *Scand J Med Sci Sports*. 2022 Jun;32(6):951–970. doi: 10.1111/sms.14149
- [14] Mader A, Heck H. Energiestoffwechselregulation, Erweiterung des theoretischen Konzepts und seiner Begründungen. Nachweis der praktischen Nützlichkeit der Simulation des Energiestoffwechsels. *BSW*. 1994;8(2);124–162.
- [15] Mogensen M, Bagger M, Pedersen PK, Fernström M, Sahlin K. Cycling efficiency in humans is related to low UCP3 content and to type I fibers but not to mitochondrial efficiency. *J Physiol*. 2006; 571: 669–681.
- [16] Sidossis LS, Horowitz JF, Coyle EF. Load and velocity of contraction influence gross and delta mechanical efficiency. *Int J Sports Med*. 1992; 13 5, 407–11.
- [17] Suzuki Y. Mechanical efficiency of fast and slow-twitch muscle fibers in man during cycling. *J Appl Physiol*. 1979; 47: 263–267.

Echtzeit-Feedback-System im Kanu-Rennsport, Bootsgattung Kajak

Jürgen Edelmann-Nusser¹, Jörn Mathieu², Wolfgang Witte³, Marcel Blaumann⁴

¹Otto-Guericke-Universität Magdeburg; ²Institut für Angewandte Trainingswissenschaft;

³Olympiastützpunkt Sachsen-Anhalt, 4BM Sports Technology GmbH

Einleitung

Im Kanu-Rennsport sind die Paddelschläge umso effektiver, je größer die Differenz zwischen den vortriebswirksamen Kräften, die der/die Athlet:in erzeugt, und den Kräften, die das Boot bremsen, ist. Die Kräfte, die das Boot bremsen, werden von den äußeren Bedingungen (Wind, Strömung des Wassers) und von dem hydrodynamischen Widerstand des Boots bestimmt (Loschner et al., 2000). Der hydrodynamische Widerstand eines Boots ist umso niedriger, je ruhiger das Boot während der Fahrt im Wasser liegt. Also je weniger das Boot rollt (Rotation um die Längsachse des Bootes), giert (Rotation um die vertikale Achse des Bootes) oder stampft (Rotation um die Querachse des Bootes) (Brown et al., 2011).

Die Athlet:innen selbst beeinflussen durch seine/ihre Paddelbewegung und die damit verbundene Bewegung des Oberkörpers das Rollen, Gieren und Stampfen und hat damit erheblichen Einfluss auf den hydrodynamischen Widerstand. Nach Bonaiuto et al. (2020) ist eine gute Paddeltechnik dadurch gekennzeichnet, dass diese die Geschwindigkeit und die Vorwärtsbeschleunigung möglichst maximiert, während unnötige Rotationen entlang der Bootsachsen möglichst vermieden werden.

Deshalb sollte ein einfach zu handhabendes Feedback-System entwickelt werden, das den Athlet:innen in Echtzeit Informationen über die eigene Geschwindigkeit, Schlagzahl sowie das Rollen, Gieren und Stampfen liefert, sodass er/sie in die Lage versetzt wird, seine/ihre Bewegungsausführung selbst zu kontrollieren und selbst gezielt systematisch zu verbessern bzw. zu optimieren.

Methoden

Entwicklungsschritt 1

Zur Messung der Bootsgeschwindigkeit, der Schlagzahl, der Bootsbeschleunigung und der Rotationen des Boots um die drei Achsen wurde ein iPhone 12 genutzt: Das iPhone wurde auf dem vorderen Teil des Bootes unter Verwendung eines GoPro-Sockels befestigt, der Bildschirm war auf den/die Athlet:in gerichtet (siehe Abbildung 1). Mittels einer eigens entwickelten App wurden die Daten der iPhone-internen Sensoren GPS, Gyroskope und Beschleunigungssensoren erfasst, aufbereitet und dargestellt. Die Datenerhebung erfolgte synchronisiert mit dem Videobild des iPhones wobei auswählbare Parameter wie Schlagfrequenz und Geschwindigkeit für die Athlet:innen dargestellt werden konnten (vgl. Abbildung 1). Weiterhin konnte beim Tragen eines Brustgurts die Herzfrequenz angezeigt werden.

Die Detektion der einzelnen Paddelschläge erfolgte auf Basis der Beschleunigungswerte in Bootsrichtung entsprechend Abbildung 2.



Abbildung 1: Links: Auf dem Kanu angebrachtes iPhone mit modifizierter GoPro-Halterung. Rechts: Screen-Shot (aus Sicht des Athleten) der Applikation bei der Untersuchung im Sommer 2020.

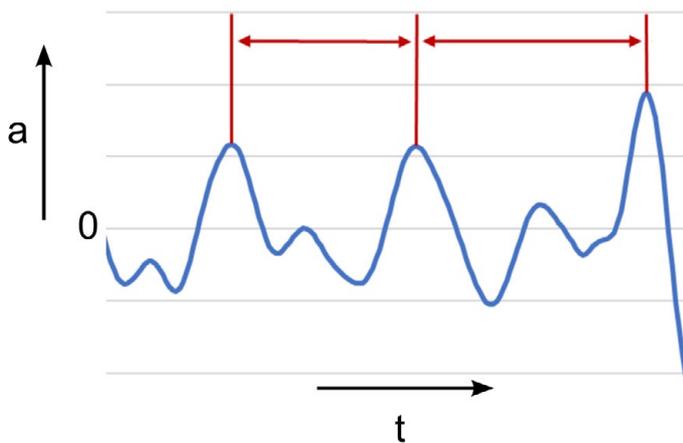


Abbildung 2: Typischer Beschleunigungsverlauf des Bootes in Fahrrichtung. Auf Basis der Maximalwerte können die einzelnen Paddelschläge und deren Zeitdauer detektiert werden.

Eine erste Erprobung des Systems wurde im Sommer 2020 am Leistungsstützpunkt in Magdeburg mit 12 Athlet:innen durchgeführt:

Aus den Jahrgängen 2000 bis 2005 nahmen jeweils sechs männliche und sechs weibliche Sportler:innen an der Erprobung teil. Alle Athlet:innen mussten in dem Test die Teststrecke von 100 Metern sechsmal abfahren. Die Belastung während der Durchgänge wurde vorgegeben: in den Durchgängen eins und zwei wurde im Bereich der Grundlagenausdauer I gepaddelt, in den nächsten beiden im Bereich der Grundlagenausdauer II und die letzten beiden Durchgänge wurden mit 95 % der individuellen Maximalgeschwindigkeit zurückgelegt.

Entwicklungsschritt 2

Auf Basis der Erkenntnisse aus der eben genannten Erprobung erfolgten eine Verbesserung der Halterung des iPhones auf dem Boot und der App: Die Halterung wurde stabiler ausgeführt, um Eigenschwingungen, die beobachtet worden waren, zu vermeiden. Des Weiteren wurde ein Auftriebskörper angebracht, damit das System schwimmt, falls es von einem Paddelschlag getroffen wird und ins Wasser fällt (siehe Abbildung 3). Im Bereich der App wurden folgende Anpassungen vorgenommen:

- Auf Basis der Befragung der Sportler:innen und wurden ein künstlicher Horizont und ein Gitternetz hinzugefügt, die man sich optional anzeigen lassen kann (siehe Abbildung 3). Der künstliche Horizont in Verbindung mit dem Gitternetz soll dazu dienen, dass die Sportler:innen seine/ihre Bewegung nach rechts und links beim Paddeln, die zur Rotation des Boots um die Längsachse (Rollen) führt, besser einschätzen kann.
- Es wurde die Option vorgesehen, das Videobild auszuschalten, um nur die gewählten Parameter zu sehen.



Abbildung 3: Links: Verbesserte Halterung mit Auftriebskörper. Rechts: Video mit Gitternetz und künstlichem Horizont.

- Parameter wie Geschwindigkeit, Schlagzahl und Herzfrequenz konnten die Sportler:innen auf Basis eigener Erfahrung einschätzen, die Werte zum Rollen, Gieren und Stampfen jedoch nicht. Es wurde deshalb ein Ampelsystem entwickelt: Im Rahmen eines Lehrgangs der Nationalmannschaft im Kanu-Rennsport im März 2022 wurden bei Trainingseinheiten im Bereich der Grundlagenausdauer I und II von 21 Athlet:innen Daten zum Rollen, Gieren und Stampfen erhoben: Die gemessenen maximalen Gier-, Roll- und Stampfwinkel je Zyklus wurden gemittelt und die Standardabweichungen bestimmt. Daraus ergaben sich Bereiche für die Normwerte der maximalen Gier- Roll- und Stampfwinkel je Zyklus mit farblicher Markierung:
 - ♦ kleiner als der Mittelwert minus einer Standardabweichung: **grün**
 - ♦ Mittelwert minus einer Standardabweichung bis Mittelwert plus eine Standardabweichung: **gelb**
 - ♦ größer als Mittelwert plus eine Standardabweichung: **rot**

Abbildung 4 zeigt die entsprechende Umsetzung in der App. Eine Publikation der Normwerte darf in Absprache mit dem Deutschen Kanuverband nicht erfolgen.

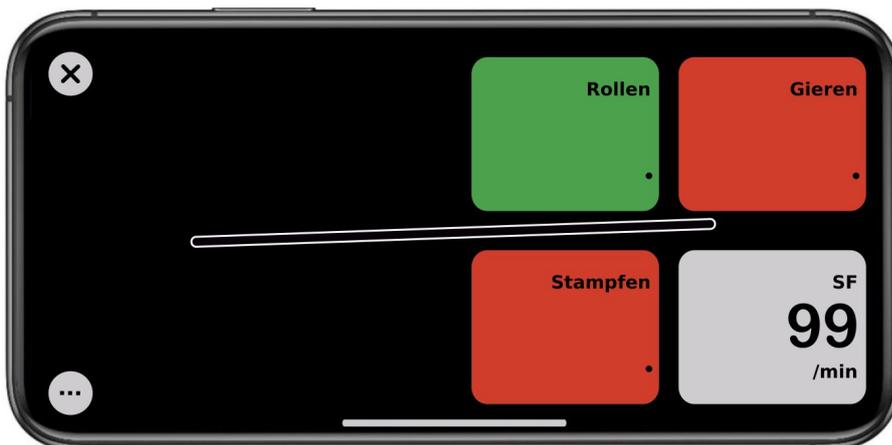


Abbildung 4: Bildschirm aus Sicht der Kanuten mit künstlichem Horizont und ohne Videobild. Die Werte für das Rollen, Gieren und Stampfen werden nicht explizit dargestellt. Es wird nur in den Farben grün (unterhalb Normwerts und damit sehr gut) gelb (zwischen den Normwerten und damit noch akzeptabel) oder rot (über dem Normwert und damit zu groß) gezeigt in welchem Bereich sich der / die Athlet:in bewegt.

Abschließend wurde eine 6-wöchige Trainingsintervention unter Verwendung der App durchgeführt um die Trainingswirksamkeit des Feedbacks zu untersuchen: In einem Prä-Post-Test-Design wurde die wettkampfspezifische Leistungsfähigkeit bei Nachwuchsleistungssportler:innen (eine Trainingsgruppe, 12 Personen) erfasst:

Vor Beginn der Trainingsintervention absolvierten alle 12 Athlet:innen einen Trainingswettkampf über 200 m wobei die App zur Datenerfassung aber nicht als Feedback genutzt wurde. Anschließend wurden randomisiert sechs Athlet:innen (drei männlich, drei weiblich) ausgewählt, die während des Interventionszeitraums von sechs Wochen in jeder Trainingseinheit das Feedback vom Smartphone in der in Abbildung 4 dargestellten Form erhielten (Interventionsgruppe), die anderen sechs Athlet:innen absolvierten zeitgleich dieselben Trainingseinheiten ohne Feedback (Kontrollgruppe). Nach der 6-wöchigen Trainingsintervention wurde ein dem Prätest entsprechender Posttest durchgeführt und die Ergebnisse der beiden Gruppen wurden verglichen.

Ergebnisse und Diskussion

6-wöchige Trainingsintervention

Die wettkampfspezifische Geschwindigkeit über 200 m vom Prä- zum Posttest erhöhte sich für die Interventionsgruppe um 15,2% (um 0,53 m/s von 3,48 m/s auf 4,01 m/s), für die Kontrollgruppe um 12,2% (um 0,42 m/s von 3,43 m/s auf 3,85 m/s) wobei der Geschwindigkeitsunterschied im Posttest zwischen den Gruppen zwar *nicht signifikant* ist, allerdings entspricht der Unterschied zwischen den Geschwindigkeiten der Gruppen im Posttest einem deutlichen Vorsprung von 7,98 m bei einer 200 m Wettkampfstrecke im Zieleinlauf. Im Prätest entsprach der Geschwindigkeitsunterschied dagegen nur einem Vorsprung von 2,87 m, d. h. der Vorsprung erhöhte sich um über 5 m und damit um ca. eine Bootslänge. Dies könnte darauf hindeuten, dass ein entsprechendes Feedback zum Rollen, Gieren und Stampfen des Bootes der Ansatz für eine Leistungssteigerung im Wettkampf sein könnte.

Feedback-System

Es steht ein Echtzeit-Feedback-System zu Verfügung, das eine Vielzahl leistungsrelevanter Parameter anzeigen kann. Athlet:innen haben dabei die Möglichkeit, die individuell für sie oder ihn interessanten Parameter auszuwählen und anzuzeigen. Dieses System beruht ausschließlich auf den in einem iPhone serienmäßig enthaltenen Sensoren (Beschleunigungssensoren, Gyroskope und GPS), sodass keine weitere Messtechnik am Boot angebracht werden muss. Die Sportler:innen müssen lediglich das iPhone an der Halterung und diese am Boot anbringen, was nur wenige Sekunden dauert. Die Halterung selbst ist mit dem Boot über eine Klettverbindung (3M Dual Lock Klettkebeband) verbunden, sodass am Boot selbst nur etwas Klettband angebracht ist (siehe Abbildung 5).



Abbildung 5: Boot mit Klettkebeband mit und ohne Halterung

Schlussfolgerungen

Auf diese Weise steht im Kanurensport ein leistungsdiagnostisches System mit Echtzeit-Feedback zur Verfügung, das leicht handhabbar, leicht bedienbar und kostengünstig ist, sodass es von den entsprechenden Vereinen und Verbänden nicht nur im Spitzensport, sondern gerade auch im Nachwuchsbereich und Breitensport beim täglichen Training verwendet werden kann.

Danksagung: Die Entwicklung des Feedback-Systems erfolgte im Rahmen des Projekts fast-athletics (Zwanzig20-fast-Verbundvorhaben, Echtzeit-Bewegungsanalyse mit Feedback für Outdoor-Sportarten), das durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung unter dem Förderkennzeichen 03ZZ0523I (Laufzeit Dezember 2018 bis Juli 2022) unterstützt wurde.

Literatur

- [1] Bonaiuto, V., Gatta, G., Romagnoli, C., Boatto, P., Lanotte, N., & Annino, G. (2020). A New Measurement System for Performance Analysis in Flatwater Sprint Kayaking. *Proceedings*, 49(1), 39–45.
- [2] Brown, M., Lauder, M. A., & Dyson, R. (2011). Notational analysis of sprint kayaking: Differentiating between ability levels. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 11(1), 171–183.
- [3] Loschner, C., Smith, R. M., & Galloway, M. (2000). Intra-stroke boat orientation during single sculling. In *Proceedings of the XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports*, 1(1), 66–69.

On the search for a valid kinematic marker of head impacts during soccer heading

Philipp Gulde, Jan Kern, Joachim Hermsdörfer

Technische Universität München

Introduction

As soccer is not only one of the most played sport games in the world, it also is a game, where players intentionally expose themselves to repetitive head impacts by heading the ball. Consequently, head-ball collisions are commonly part of the training regime, leading to a continuous exposition of athletes throughout their career, which can last decades (Spiotta et al., 2012). Due to reportedly increased incidence rates of neurodegenerative diseases in former soccer players, a lot of attention has been paid to unravel a connection to headers (Bellomo et al., 2022; Mackay et al., 2019; Russell et al., 2021; Spiotta et al., 2012). This can include a few longitudinal observational as well as a plethora of retrospective and cross-sectional studies, with the later especially examining the acute effect of headers. However, there is no consensus on what marker to associate with header exposition – neuropsychological like assessments of executive functions (Di Virgilio et al., 2016), biomechanical like assessments of postural control (Haran et al., 2013), electrophysiological examinations like EEG (Di Virgilio et al., 2016), or clinical like concussion symptom scorings or biomarkers (Wallace et al., 2018). On top of this, a set of kinematic parameters is extracted from, most frequently, acceleration sensors (Basinas et al., 2022). Such sensors tend to deliver noisy data, which need a very cautious postprocessing, which is often neglected and leads to improbable outcomes (Basinas et al., 2022; Kern, Lober, et al., 2022). Considering kinematic parameters, the most commonly used ones are the peak head acceleration and the integral of the head acceleration, i. e., the (total) change of head velocity (Spiotta et al., 2012). In order to better understand the limitations of these kinematic features, mechanical estimations will be paired with results from soccer header and boxing studies in the following lines. When estimating such parameters by using a worst-case Newton mechanical approach, i. e., the impulse is fully elastic, the head is initially not moving, and the impact is orthogonal, one can, for instance, calculate the velocity change by

$$velocity_{head} = velocity_{ball} \frac{mass_{ball}}{mass_{ball} + mass_{head}} \quad (1)$$

A ball with a mass of 0.45 kg, a head of 7 kg, and a ball velocity of 10 m/s would then result in a change of head velocity of 0.60 m/s. With an estimated contact time of 15 ms (Spiotta et al., 2012), this would lead to a mean acceleration of 4.11 g. Considering an almost sinusoidal time-series (Spiotta et al., 2012), this would result in a peak acceleration of 8.91 g (highest achievable acceleration in this simplified worst-case scenario). This is in good alignment with previously reported head kinematics in soccer heading (Kern, Gulde, et al., 2023). Considering a comparison with Olympic boxing, the same approach can be used: A upper limb mass of 2.9 kg at a velocity of 9.1 m/s (Walilko et al., 2005), would result in a velocity change of the head of 2.67 m/s and accordingly to the reported 58 g. Due to the slightly shorter contact times (Spiotta et al., 2012; Walilko et al., 2005), one can assume the time-series to be more leptokurtic (i. e., “thinner”) – the implications of that will be discussed later. According to that, such a punch could be hypothetically comparable with a ball at a speed of 44 m/s. Lighter punches (approx. 6.9 g and 1.0 m/s (head) by 1.9 kg at 5.2 m/s (upper limb)) that are in the range of soccer headers, however, still lead to a persistent “tipsy” feeling that is not observed in heading (Kern, Gulde, et al., 2023). This is in contrast to a review by Butler (1994), reporting no effect of amateur boxing matches on neuropsychological test performance, when assuming that a “tipsy” feeling can be seen in neuropsychological test performance. The difference between both studies is that the punches have been delivered to novices in Kern, Gulde, et al. (2023), suggesting that one can partially learn to “catch” an impact (i. e., attenuate

the impact by anticipatory stiffening and movements like turning the upper body and head forward) and/or habituate to the consequences. At this point, one could simply conclude that neither amateur-level boxing nor soccer headers at moderate speeds are detrimental to brain functioning, since boxing has more intense and more frequent head impacts than soccer and does not result in reduced neuropsychological test performance as reported by Butler (1994). When considering the possibility that expert boxers simply do not show their impaired state or are at a bad condition at baseline (they have been boxing for years (Brooks et al., 1987)), this would be in line with findings of molecular biomarkers that indeed indicated brain damage (Förstl et al., 2010) and would further underline the need *to punch novices for the sake of header research*. In that sense, we can preliminarily rely on the report by Kern, Gulde, et al. (2023) that states that punches with similar to less intense head kinematics as compared to soccer headers are inducing a “tipsy” feeling. If the assessed kinematic parameters – change of head velocity and peak head acceleration – do not reflect this, we are indeed in need of finding and defining a valid kinematic marker of head impact severity. When compared to the human skull, the difference between a hand and a ball is that the hand has rather similar properties (e. g., density & rigidity), whereas a soccer ball, with its lower density is more plastic during an impact (Spiotta et al., 2012). Based on this difference, we assumed that, instead of using peak object acceleration and (total) change in object velocity, which are still valid in within-subject designs, one might have to examine the jerk as potentially valid and reliable marker of head impact severity, which would also be able to explain the protective effect of headgear in amateur boxing. The jerk would also be in line with the presumably higher leptokurtosis of the acceleration profile of punches as compared to headers. This means, if punches are worse for brain health than soccer headers, and if head gear is protective, the maximum or even mean (less prone to measurement noise) jerk should be a key metric to estimate the potentially adverse effects of head impacts on brain health. In short, the driving hypothesis of this study is based on two assumptions: *The kinematic key difference between punches and headers is the degree of kurtosis of the acceleration profile, which can be displayed by jerk metrics and punches are worse for brain health than headers.*

Here, we examined the kinematics of objects of different rigidity during ball or (gloved) fist impacts. Under the assumption that punches are worse for brain health than soccer headers, we expected strong differences in jerk metrics when comparing impacts with similar peak acceleration. The purpose of the conducted experiment was to identify kinematic markers that are informative for the estimation of potential brain damage by head impact due to soccer headers.

Methods

An automatic ball launcher (Powershot) was used to deliver orthogonal shots with a soccer ball (size 5, 430 g) to a free hanging rubber ball (6 kg) at 10 to 80 mph, with increments of 10 mph and 10 shots per speed. Further, 6 shots at 20, 40, and 60 mph were delivered to a free hanging hollow iron sphere (15 kg). Lastly, 20 punches with a 5 oz boxing glove were executed to the rubber ball (6 kg) and 4 punches were performed to the hollow iron sphere (15 kg). The puncher was an expert boxer (35a) with a body mass of 74 kg, a body height of 1.74 m, and a reach of 1.84 m. The later punches were used to estimate the effective mass of the punching limb.

Positional data of the hit objects and the glove were captured using an optoelectronic motion capturing system (Qualisys, Oqus 500, 7 cameras, 300 Hz) as well as an electromagnetic motion capturing system (Polhemus, Viper, 960 Hz). The data were used to derive the glove’s speed and the hit objects’ maximum acceleration (ACC), maximum jerk (JERK), and change of velocity (Δ VEL). Further, the ratio of ACC and JERK was calculated to check the time-to-peak (coarse linear estimate) and the ratio of JERK and impulse to allow comparisons that are independent of impuls (object pairs should be constant in this metric). Our rationale for using two systems was to assess whether 300 Hz would be a sufficient measurement frequency for such experiments. The data were post-processed using MATLAB (R2021a, MathWorks) and measurement noise was reduced by the use of a 100 ms local regression algorithm (Gulde & Hermsdörfer, 2017).

We used regressions to compare the outcomes depending on the measurement systems, bivariate regression slope comparisons to examine the kinematic behaviors between material-pairs (gloved fist, soccer ball, rubber ball, and hollow iron sphere). Finally, we used analyses of variance to compare punching and soccer ball collisions within the different kinematic outcomes. The α -level was set to 0.05 throughout. Due to the directed hypothesis, no α -level correction was applied.

Results

Both the Polhemus Viper as well as the Qualisys system had valid recordings of 71 (89%) ball impacts and 20 (83%) punches. The agreement between the systems concerning the rubber ball's maximum acceleration is displayed in Figure 1. The linear relationship between ACC and ball speed was $r = 0.92$ ($p < 0.01$) for the Qualisys and $r = 0.86$ ($p < 0.01$) for the Viper system. The overall agreement between the systems was $r = 0.95$ ($p < 0.01$). Considering ACC of the hollow iron sphere, the agreement of the systems was $r = -0.07$ ($p = 0.828$), which was due to the Viper system showing no association with ball speed ($r = 0.01$, $p = 0.971$), whereas the Qualisys system performed well in this respect ($r = 0.98$, $p < 0.01$). Based on these results, the following paragraphs will only include the results obtained from the Qualisys system.

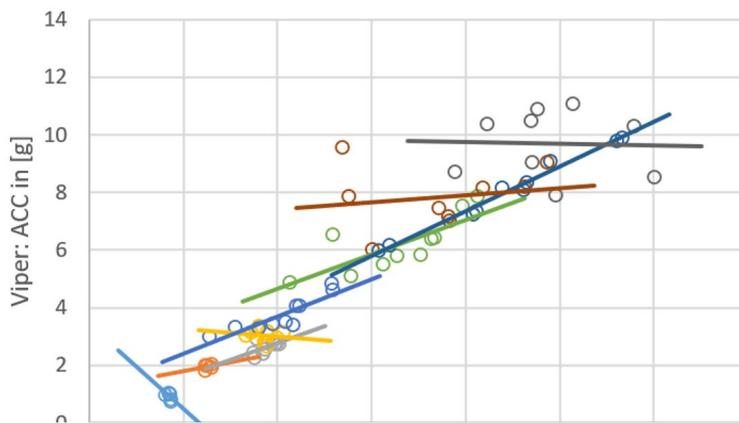


Figure 1: Association of the two measurement systems (Qualisys 300 Hz, Viper 960 Hz) with respect to the hit object's (rubber ball) maximum acceleration dependent on the ball speed.

Condition	Collider speed [mph]	ACC [g]	JERK [g/s]	Δ VEL [m/s]	Time-to-peak [ms]	JERK/Impulse [9.81/s ² /kg]
Punch - Rubber ball	21.7 ± 2.9	9.93 ± 1.48	685 ± 178	2.82 ± 0.28	15.0 ± 3.2	77.5 ± 21.8
Punch - Iron sphere	8.3 ± 0.7	1.77 ± 0.11	123 ± 21	0.55 ± 0.03	14.7 ± 2.7	22.0 ± 2.0
Ball - Iron sphere	20	1.31 ± 0.14	78 ± 13	8.06 ± 3.37	16.9 ± 1.2	50.9 ± 9.5
Ball - Iron sphere	40	2.09 ± 0.21	137 ± 26	8.82 ± 2.30	15.6 ± 1.9	45.1 ± 8.7
Ball - Iron sphere	60	3.11 ± 0.09	209 ± 13	5.78 ± 2.07	14.9 ± 1.0	46.5 ± 3.7
Ball - Rubber ball	10	0.93 ± 0.12	56 ± 12	0.48 ± 0.01	17.2 ± 3.9	12.5 ± 2.7
Ball - Rubber ball	20	1.96 ± 0.08	160 ± 7	0.70 ± 0.01	12.3 ± 0.1	17.9 ± 0.8
Ball - Rubber ball	30	2.64 ± 0.22	216 ± 23	1.03 ± 0.05	12.4 ± 1.9	16.1 ± 1.7
Ball - Rubber ball	40	3.03 ± 0.20	247 ± 28	1.06 ± 0.06	12.4 ± 1.1	13.8 ± 1.6
Ball - Rubber ball	50	3.76 ± 0.61	296 ± 75	1.16 ± 0.19	13.1 ± 2.2	13.2 ± 3.4
Ball - Rubber ball	60	6.19 ± 0.97	484 ± 126	1.79 ± 0.29	13.2 ± 2.5	18.1 ± 4.7
Ball - Rubber ball	70	8.02 ± 1.36	636 ± 112	2.38 ± 0.44	12.6 ± 0.8	20.3 ± 3.6
Ball - Rubber ball	80	7.77 ± 1.04	631 ± 128	2.03 ± 0.39	12.5 ± 1.4	17.8 ± 3.8

Table 1: Kinematics of the ball, limb, and the hit objects. Δ VEL refers to the change of velocity, ACC to the maximum acceleration, and JERK to the maximum jerk of the hit object. JERK/Impulse describes the mechanical consequences of object pairs with different physical properties. Collider refers to the soccer ball (430 g) or the punching limb (1.5 kg). The rubber ball had a mass of 6 kg, the hollow iron sphere a mass of 15 kg. All kinematics stem from the Qualisys motion capturing system (300 Hz).

The derived limb mass was $1.50 \text{ kg} \pm 0.16 \text{ kg}$. A description of the kinematics of the rubber ball and the ball and limb speeds is given in Table 1. All ball to rubber ball kinematics (ACC, JERK, ΔVEL) differed significantly ($p < 0.01$) from the punch to rubber ball kinematics, except for the JERK metric in the 70 and 80 mph conditions ($p = 0.442$ and $p = 0.418$). In 5 of 8 velocities (20, 30, 40, 70, & 80 mph), the time-to-peak was significantly shorter as compared to boxing ($p < 0.05$). The ratio of JERK and impulse was, as expected within a certain magnitude within object pairs, but differed strongly between the object pairs (all $p < 0.01$), with punching the rubber ball having the highest values, followed by the soccer ball hitting the hollow iron sphere, punching the hollow iron sphere, and lastly the soccer ball being shot at the rubber ball.

During the measurements, it turned out that the rigidity of the rubber ball was lower than the rigidity of the soccer ball. Therefore, the resulting kinematics are not comparable with the kinematics of a head, but still provide a good ground for a comparison between ball impacts and punches. Due to the pain potential of the iron sphere when wearing a 5 oz glove, the punches were delivered at relatively low speeds, which could have made the estimation of limb mass inaccurate. When looking at the relationship between ACC and JERK in the different conditions, it becomes apparent that the slopes predominantly depend on the hardest colliding material (Fig. 2; boxing rubber vs. soccer ball to rubber $p < 0.01$; boxing rubber versus soccer ball to iron sphere, $p = 0.19$).

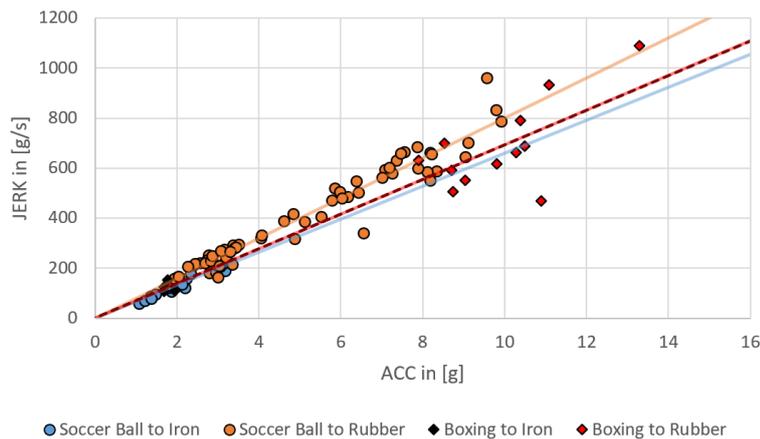


Figure 2: Association of ACC and JERK in the different conditions, which are punching a hollow iron sphere (black rhombi on the lower left), punching a rubber ball (red rhombi), shooting a soccer ball at a hollow iron sphere (blue circles), and shooting a soccer ball at a rubber ball (orange circles).

Discussion

To further shed light on the head impact kinematics in sport-related collision situations with the goal to better understand the potentially negative impact on brain health due to soccer headers, we conducted a series of mechanical experiments that involved shooting a ball at objects of different rigidity as well as punching these objects. We further examined how reliable two different motion capturing systems can gather necessary data.

First, it turned out that a 300 Hz optoelectronic system was more reliable than a 960 Hz electromagnetic system in this scenario and that the 300 Hz were fully sufficient to deliver valid data, even in more extreme scenarios involving soccer ball speeds of more than 50 mph. This judgement is based on the slightly stronger association of the peak acceleration of the rubber ball with the ball speeds of the optoelectronic system, although both systems were in good agreement in this scenario, and the problems of the electromagnetic systems with a moving conductor (hollow iron sphere).

Interestingly, and against our initial hypothesis, the collision of the soccer ball and the rubber ball had a steeper slope between peak acceleration and jerk (Fig. 2), which is also displayed in the short time-to-peak values in this

condition (Tab. 1). Our analyses suggest that this slope relies on the collision partner with the highest rigidity (e. g., the iron in the iron-ball pairing or the fist in the fist-rubber pairing) – only the slope of the soccer ball and rubber ball collisions differed from the others (this also implies that the term “iron fist” is not that farfetched). This underlines the potential usefulness of headgear in soccer (training), which would lower the rigidity of the head within the first milliseconds. Such protection, however, would work on the level of jerk and not necessarily acceleration, which would explain negative findings concerning headgear (Naunheim, 2003). When comparing the impact of the gloved fist and the soccer ball, kinematics showed higher peak acceleration as well as velocity changes and, in most cases, peak jerks for the punches (Tab. 1). When taking the impulse into account, the higher mass of the fist evened out its slower speed. The very similar behavior of the rubber ball when hit by a gloved fist and of the hollow iron sphere when hit by a soccer ball (Fig. 2) suggests that a fist, with its higher mass and rigidity, is simply a “better” way of delivering a force to the head than a soccer ball, but that both impacts follow similar mechanical rules. Still, the ratio of JERK and impulse indicates that in order to get a similar effect, a soccer ball needs to have a much higher speed to have the same effects as a fist. If a heavyweight boxer can take an average of 111 punches plus 48 jabs in championship bouts (Finlay, 2022), the punches (approx. 71 g, 4.97 kg and 8.3 m/s (Walilko et al., 2005)) would resemble ball speeds of 215 mph (based on impulse). The JERK/impulse ratios would rather imply that these punches even feel worse. Still, heavyweight boxers are able to give interviews and find their changing rooms. When considering a record of 1016 headers on 26 match days in female 2nd division players (average of 3.91 headers per match per one of ten field players) (Kern, Lober, et al., 2022) and rather low ball speeds (approx. 21 mph (Kern, Gulde, et al., 2023)), the danger of headers appears to be modest. Still, it remains to be explained, why light punches with similar head kinematics to moderate soccer headers can lead to a “tipsy” feeling (in novices) (Kern, Gulde, et al., 2023). The JERK/impulse ratio simply tells us that similar impulses of fist and ball lead to different peak jerk values (and peak accelerations, Fig. 2), not why similar head kinematics have different consequences. Based on our experiments, we unexpectedly did not observe a valid, and so far neglected, jerk metric, but would rather explain this phenomenon by the distress when being hit by a fist for the first time (in life) or, alternatively and following Kern, Gulde, et al. (2023), by the hypothesis of a skull deformation that follows the penetration by a rigid object (fist) and subsequent shock waves potentially disturbing the cell metabolism in the central nervous system (which would most likely be fully reversible – just imagine the partial recovery from knock-downs within minutes in boxing) (Kumari et al., 2023; Wang et al., 2020).

Conclusions

In contrast to our initial assumptions, the maximum acceleration of the head in sport-related collision situations is not inferior to the maximum jerk. Apparently, head kinematics in punching and heading follow similar rules. It is strongly recommended to examine the reaction of cognitive performance and biomarkers to light punches in novices to get a more comprehensive picture and to be able to identify neglected mechanisms like shockwaves that might only apply to the penetration (in the magnitude of micrometers) by a rigid object (fist).

References

- [1] Basinas, I., McElvenny, D. M., Pearce, N., Gallo, V., & Cherrie, J. W. (2022). A Systematic Review of Head Impacts and Acceleration Associated with Soccer. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(9). <https://doi.org/10.3390/ijerph19095488>
- [2] Bellomo, G., Piscopo, P., Corbo, M., Pupillo, E., Stipa, G., Beghi, E., Vanacore, N., & Lacorte, E. (2022). A systematic review on the risk of neurodegenerative diseases and neurocognitive disorders in professional and varsity athletes. *Neurological Sciences: Official Journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology*, 43(12), 6667–6691. <https://doi.org/10.1007/s10072-022-06319-x>

-
- [3] Brooks, N., Kupshik, G., Wilson, L [L.], Galbraith, S., & Ward, R. (1987). A neuropsychological study of active amateur boxers. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 50(8), 997–1000. <https://doi.org/10.1136/jnnp.50.8.997>
- [4] Butler, R. J. (1994). Neuropsychological investigation of amateur boxers. *British Journal of Sports Medicine*, 28(3), 187–190. <https://doi.org/10.1136/bjism.28.3.187>
- [5] Di Virgilio, T. G., Hunter, A., Wilson, L [Lindsay], Stewart, W., Goodall, S., Howatson, G., Donaldson, D. I., & Ietswaart, M. (2016). Evidence for Acute Electrophysiological and Cognitive Changes Following Routine Soccer Heading. *EBioMedicine*, 13, 66–71. <https://doi.org/10.1016/j.ebiom.2016.10.029>
- [6] Finlay, M. J. (2022). World Heavyweight Championship boxing: The past 30+ years of the male division. *PloS One*, 17(1), e0263038. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0263038>
- [7] Förstl, H., Haass, C., Hemmer, B., Meyer, B., & Halle, M. (2010). Boxing-acute complications and late sequelae: From concussion to dementia. *Deutsches Arzteblatt International*, 107(47), 835–839. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0835>
- [8] Gulde, P., & Hermsdörfer, J. (2017). A Comparison of Smoothing and Filtering Approaches Using Simulated Kinematic Data of Human Movements. In M. Lames, D. Saupe, & J. Wiemeyer (Eds.), *Advances in Intelligent Systems and Computing: v.663, Proceedings of the 11th International Symposium on Computer Science in Sport (IACSS 2017)* (pp. 97–102). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-67846-7_10
- [9] Haran, F. J., Tierney, R., Wright, W. G., Keshner, E., & Silter, M. (2013). Acute changes in postural control after soccer heading. *International Journal of Sports Medicine*, 34(4), 350–354. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1304647>
- [10] Kern, J., Gulde, P., Rasp, D., & Hermsdörfer, J. (2023). Head Kinematics in Soccer Headers and their Lab-Based Surrogates. In M. Lames, D. Saupe, & J. Wiemeyer (Eds.), *Advances in Intelligent Systems and Computing, Proceedings of the 13th International Symposium on Computer Science in Sport (IACSS 2022)* (pp. 35–38). Springer International Publishing.
- [11] Kern, J., Lober, T., Hermsdörfer, J., & Endo, S. (2022). A neural network for the detection of soccer headers from wearable sensor data. *Scientific Reports*, 12(1), 18128. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-22996-2>
- [12] Kumari, M., Arora, P., Sharma, P., Hasij, Y., Rana, P., D'souza, M. M., Chandra, N., & Trivedi, R. (2023). Acute metabolic alterations in the hippocampus are associated with decreased acetylation after blast induced TBI. *Metabolomics*, 19: 5. <https://doi.org/10.1007/s11306-022-01970-z>
- [13] Mackay, D. F., Russel E. R., Stewart K., MacLean, J. A., Pell, J. P., & Stewart, W. (2019). Neurodegenerative Disease Mortality among Former Professional Soccer Players. *N Engl J Med*, 381(19), 1801–1808. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1908483>
- [14] Naunheim, R. S. (2003). Does Soccer Headgear Attenuate the Impact When Heading a Soccer Ball? *Academic Emergency Medicine*, 10(1), 85–90. <https://doi.org/10.1197/aemj.10.1.85>
- [15] Russell, E. R., Mackay, D. F., Stewart, K., MacLean, J. A., Pell, J. P., & Stewart, W. (2021). Association of Field Position and Career Length With Risk of Neurodegenerative Disease in Male Former Professional Soccer Players. *JAMA Neurol*, 78(9), 1057–1063. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2021.2403>
- [16] Spiotta, A. M., Bartsch, A. J., & Benzel, E. C. (2012). Heading in soccer: Dangerous play? *Neurosurgery*, 70(1), 1–11; discussion 11. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e31823021b2>
- [17] Walilko, T. J., Viano, D. C., & Bir, C. A. (2005). Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*, 39(10), 710–719. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.014126>
- [18] Wallace, C., Smirl, J. D., Zetterberg, H., Blennow, K., Bryk, K., Burma, J., Dierijck, J., Wright, A. D., & van Donkelaar, P. (2018). Heading in soccer increases serum neurofilament light protein and SCAT3 symptom metrics. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000433. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000433>
- [19] Wang, H., Zhang, W.-J., Gao, J.-H., Liu, J.-R., Liu, Z.-Y., Xia, B.-Q., Fan, X.-L., Li, C.-Z., & Qian, A.-R. (2020). Global gene expression profiling of blast lung injury of goats exposed to shock wave. *Chin J Traumatol*, 23(5): 249–257. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2020.08.005>

Indikatoren für die maximale, vertikale Sprungleistung im Trialsport

Larena Hees, Daniel Sporer, Volker Rieg, Veit Wank

Eberhard Karls Universität Tübingen, Institut für Sportwissenschaft

Einleitung

Beim Fahrradtrial geht es darum, mit einem Fahrrad einen vorgegebenen Hindernisparcours zu überwinden, ohne dabei einen Fuß abzusetzen. Betrachtet man Athlet:innen, die auf internationalem Niveau aus dem Stand Hindernisse von 1,5 m Höhe überwinden, scheint es naheliegend, dass eine gut ausgeprägte Sprungkraft Voraussetzung für solche Leistungen ist. Vor diesem Hintergrund beschäftigt sich die Arbeit mit der zentralen Fragestellung, ob zwischen dem Vertikalsprung mit dem Fahrrad und den Sprüngen ohne Fahrrad ein Zusammenhang besteht. Einige wissenschaftliche Arbeiten im Fahrradtrial untersuchten bereits die Indikatoren für die Sprungleistung auf dem Fahrrad, nicht jedoch den Bezug zu unspezifischen Sprungleistungen (Albano, Coppola & Vastola, 2019; Thomas, Miny & Jidovtseff, 2018). Solange diese Frage ungeklärt bleibt, findet die Trainingsplanung weiterhin nach dem „Trial-and-Error“-Prinzip statt. Die Erkenntnis über den Zusammenhang zwischen der Sprungleistung mit und ohne Fahrrad könnte die konditionelle Einordnung der Sportart sichern. Klarheit über die Charakteristik der Sportart ermöglicht eine effizientere Trainingsplanung sowie den Übertrag von Trainingskonzepten aus anderen Sportarten. Der Fokus soll hier auf der unteren Extremität liegen und vor allem die Herangehensweise aus biomechanischer Sicht beleuchten.

Methoden

An der Studie nahmen insgesamt 13 Proband:innen (10 männlich, 3 weiblich) aus dem deutschen und schweizer Nationalkader teil. Alle Proband:innen sind auf internationaler Ebene im Wettkampfsport aktiv. Das Durchschnittsalter lag bei 22 Jahren, wobei das Mindestalter 16 Jahre und das Höchstalter 36 Jahre betrug. Alle weiblichen Teilnehmerinnen starteten mit dem 20“- Trialbike. Bei den Männern starteten vier mit dem 26“- Trialbike. Das durchschnittliche Trainingsalter im Trialsport lag bei 13 Jahren. Insgesamt kamen bei den Messungen zwei Tests zur Anwendung: Ein vertikaler Sprungtest mit dem Trialbike und ein klassischer Counter-Movement-Jump (CMJ). Die Berechnung der Sprunghöhen mit dem Fahrrad beruhte auf einer Vicon 3D-Videoanalyse mit acht Infrarot-Kameras der Reihe T20-S. Die Marker wurden am Proband nach dem Plug-In Gait-Modell und am jeweiligen Fahrrad an Vorder- und Hinterradachse sowie am Lenker angebracht. Im Labor führten die Probanden einen freien Sidehop, startend von einer Kraftmessplatte, durch (Vastola et al., 2017). Aufgabe war es, mit dem Fahrrad maximal hoch zu springen. Der gesamte Sprungablauf kann der Abbildung 1 entnommen werden. Parallel zur 3D-Videoanalyse wurden sämtliche Sprungdaten mit einer Vicon Bonita 2D Kamera (100 fps) und einer Kistler Kraftmessplatte vom Typ 9281B (60 x 40 cm) aufgezeichnet. In der Laborsoftware DiaMess (Wank, Universität Tübingen, 2021) wurden die Daten zeitlich synchronisiert und ausgewertet. Es wurden die Winkel vom oberen Sprunggelenk und Knie berechnet. Anschließend folgten die Schwerpunktrechnungen. Der Körperschwerpunkt (KSP) wurde, basierend auf einem Körpermassenmodell von Zatsiorsky (2002), mittels der Gelenkpunktkoordinaten aus Vicon kalkuliert. Die Berechnung des Fahrradschwerpunktes erfolgte näherungsweise jeweils für ein 20“- und ein 26“- Fahrrad. Ausgangspunkt dafür waren die Koordinaten der Vicon-Marker an Vorder- und Hinterachse. Die Hälfte der Distanz zwischen den beiden Achsen gab näherungsweise die horizontale Lage des Schwerpunktes an. Von dem Punkt ausgehend wurde ein fester Wert für die vertikale Position des Schwerpunktes addiert. Beim 20“- Trialbike waren das 0,2 m und beim 26“-Fahrrad 0,3 m (vgl. Abbildung 2). Aus dem Körperschwerpunkt und dem Fahrradschwerpunkt konnte dann in DiaMess der kombinierte Systemschwerpunkt (SSP) berechnet werden.



Abbildung 1: Beispielhafter Sidehop in den verschiedenen Bewegungsphasen mit Absprung von der Kraftmessplatte. Die Kraftvektoren sind farbig markiert.

Parallel zur 3D-Videoanalyse wurden sämtliche Sprungdaten mit einer Vicon Bonita 2D Kamera (100 fps) und einer Kistler Kraftmessplatte vom Typ 9281B (60 x 40 cm) aufgezeichnet. In der Laborsoftware DiaMess (Wank, Universität Tübingen, 2021) wurden die Daten zeitlich synchronisiert und ausgewertet. Es wurden die Winkel vom oberen Sprunggelenk und Knie berechnet. Anschließend folgten die Schwerpunktberechnungen. Der Körperschwerpunkt (KSP) wurde, basierend auf einem Körpermassenmodell von Zatsiorsky (2002), mittels der Gelenkpunktkoordinaten aus Vicon kalkuliert. Die Berechnung des Fahrradschwerpunktes erfolgte näherungsweise jeweils für ein 20“- und ein 26“-Fahrrad. Ausgangspunkt dafür waren die Koordinaten der Vicon-Marker an Vorder- und Hinterachse. Die Hälfte der Distanz zwischen den beiden Achsen gab näherungsweise die horizontale Lage des Schwerpunktes an. Von dem Punkt ausgehend wurde ein fester Wert für die vertikale Position des Schwerpunktes addiert. Beim 20“-Trialbike waren das 0,2 m und beim 26“-Fahrrad 0,3 m (vgl. Abbildung 2). Aus dem Körperschwerpunkt und dem Fahrradschwerpunkt konnte dann in DiaMess der kombinierte Systemschwerpunkt (SSP) berechnet werden.

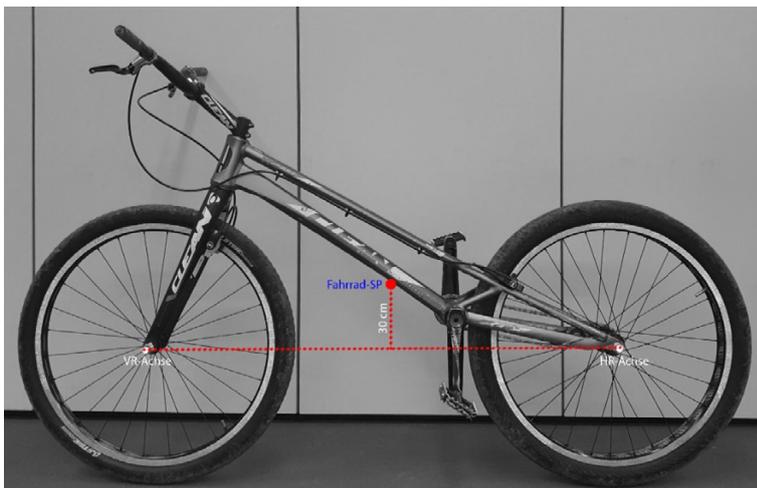


Abbildung 2: Geschätzter Fahrrad-Schwerpunkt bei einem 26“- Fahrrad.

Um den Einfluss der Sprungtechnik von der Sprungkraft zu trennen, wurde die Sprunghöhe mithilfe von zwei unterschiedlichen Variablen bestimmt. Die Variable „Achs-Differenz“ beschreibt die Differenz zwischen der Position der Hinterradachse im Stillstand auf dem Hinterrad und der Position der Hinterradachse am Punkt der höchsten Flughöhe. Zur Bestimmung der Achs-Differenz war keine Schwerpunktberechnung nötig, sondern lediglich die Vicon Daten zur Position der Hinterradachse zu den verschiedenen Zeitpunkten. Diese Variable

beinhaltet eine größere technische Komponente, da der Wert erheblich durch das bewusste Beugen der Knie – und Hüftgelenke im Flug beeinflusst werden kann. Die „SSP-Differenz“ hingegen basiert auf den Berechnungen für den kombinierten Schwerpunkt und bezieht sich auf die gleichen Zeitpunkte wie die Achs-Differenz. Diese Variable soll die technische Komponente des Sprungs nicht berücksichtigen (vgl. Abbildung 3).

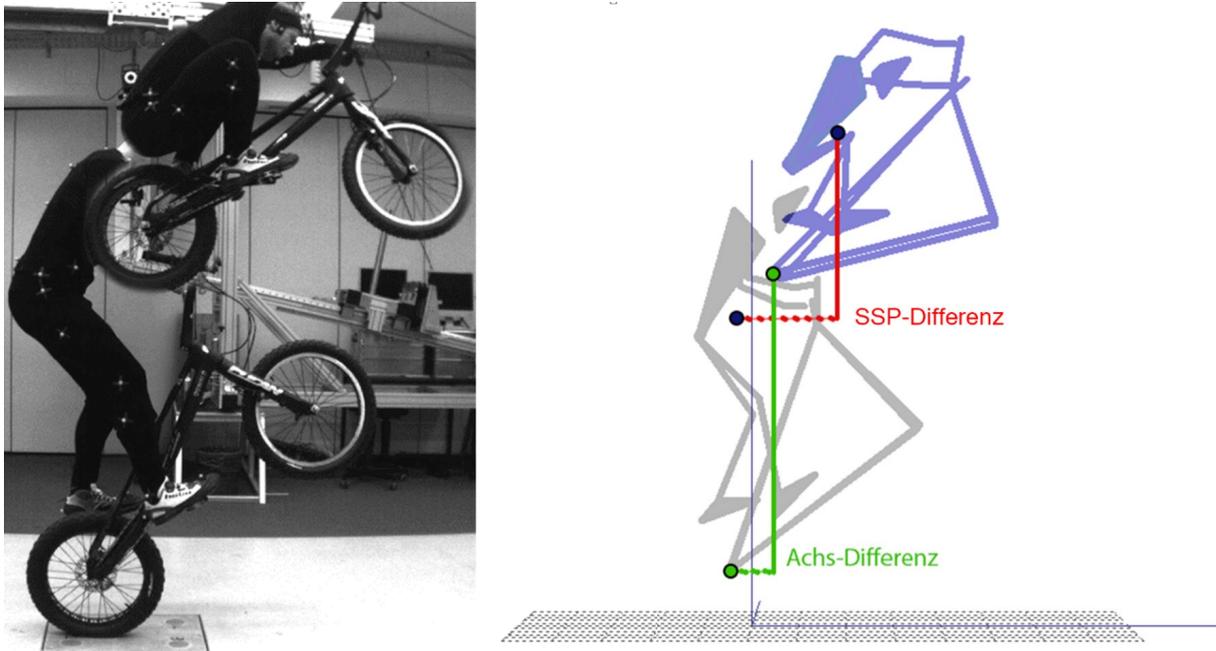


Abbildung 3: Berechnung der SSP- und der Achs-Differenz: SSP in dunkelblau, Position der HR-Achse in grün.

Zwischen Achs-Differenz und SSP-Differenz ergibt sich eine Differenz, welche Rückschlüsse auf die Qualität der sportartspezifischen Technik zulässt. Anhand der Vicon-Daten wurden auch die Gelenkwinkel von linkem und rechtem Knie sowie dem oberen Sprunggelenk berechnet. Diese sollten vor allem dazu dienen, um eine Ähnlichkeit in der Sprungcharakteristik des CMJ und des Sidehops zu erkennen. Der CMJ wurde ebenfalls mit der Kistler Kraftmessplatte gemessen. Die Auswertung erfolgte nach dem Integrationsverfahren in Diamess. Dabei erhält man aus der Integration der vertikalen Reaktionskräfte den Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf und bei erneuter Integration schließlich den KSP-Verlauf (Wank & Coenning, 2019). Die relevanten Parameter waren die maximale Sprunghöhe, die Absenktiefe in der Auftaktbewegung, die Abfluggeschwindigkeit, der Beschleunigungs- und der Bremskraftstoß sowie die Anfangskraft. Neben der absoluten Anfangskraft wurde die relative Anfangskraft [N/kg] berechnet, ebenso wie das Verhältnis zwischen Bremskraftstoß und Beschleunigungskraftstoß. Bei allen Messungen wurde nach der Fahrradgröße 20“ und 26“ differenziert. Um die Zusammenhänge zwischen den Sprunghöhen bei den unspezifischen Vertikalsprüngen und den Sprüngen mit Fahrrad zu untersuchen, wurde eine lineare Regression mit SPSS (Version 28.0.1.1) durchgeführt und anhand des Pearson-Korrelationskoeffizienten bewertet. Gleichzeitig kam ein zweiseitiger Test auf Signifikanz bei einem p-Wert unter 0,05 zum Einsatz. Nach Cohen (1988) wurden Korrelationswerte von $r < 0,10$ als unbedeutend, ab $r > 0,30$ als moderat und ein $r > 0,50$ als groß gewertet.

Ergebnisse

Die Fragestellung, ob es zwischen dem Sprung mit und ohne Fahrrad einen Zusammenhang gibt, konnte anhand der Ergebnisse eindeutig beantwortet werden. Die Sprunghöhe mit dem Fahrrad (SSP-Differenz) und die Sprunghöhe im CMJ korrelierten hoch signifikant mit $0,857^{**}$. Das Regressionsmodell bestätigte diesen Zusammenhang sowohl für die SSP-Differenz als auch für die Achs-Differenz (vgl. Abbildung 4).

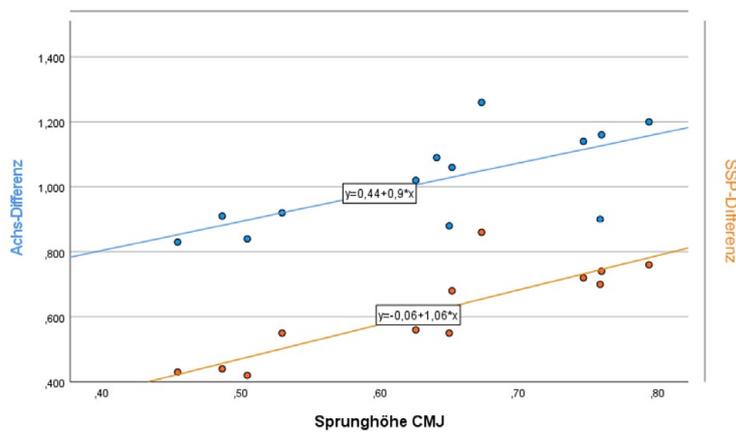


Abbildung 4: Regressionsmodell Achs-Differenz & Sprunghöhe CMJ, SSP-Differenz & Sprunghöhe CMJ

Die Korrelationen der Achs-Differenz fielen leicht geringer aus, waren aber dennoch hoch signifikant. Im Mittel wurde von den männlichen Probanden auf dem Fahrrad eine reine Sprunghöhe (SSP-Differenz) von 0,67 m erreicht, bei den Frauen 0,43 m (vgl. Tabelle 1).

	Sprunghöhe CMJ				SSP-Differenz				Diff. Sprunghöhe CMJ & SSP-Diff.			
	Min	Max	MW	SD	Min	Max	MW	SD	Min	Max	MW	SD
W	0,46	0,51	0,48	0,03	0,42	0,44	0,43	0,01	0,09	0,03	0,05	0,03
M	0,53	0,79	0,68	0,08	0,55	0,86	0,67	0,11	0,10	0,19	0,01	0,08

Tabelle 1: Ergebnisse Sprunghöhe CMJ und SSP-Differenz

Die Differenz zwischen der Hinterradachse beim Absprung und der maximalen Flughöhe lag bei den Frauen bei 0,86 m. Durchschnittlich betrug dieser Wert bei den Männern 1,06 m, wobei der Maximalwert bei 1,26 m lag. Beim Sprung mit dem Fahrrad konnten überwiegend ähnliche Sprunghöhen erreicht werden, wie beim CMJ. 10 der 13 Probanden erreichten beim CMJ eine höhere Sprunghöhe als bei dem Sprung mit dem Fahrrad, wobei es bei vereinzelt Proband:innen deutliche Unterschiede zwischen den Sprunghöhen mit und ohne Fahrrad gab. Ein Proband erreichte mit dem Fahrrad eine um 0,19 m höhere Sprunghöhe als beim CMJ. Der Zusammenhang zwischen den Sprunghöhen im CMJ und dem Sidehop konnte auch in den Arten der Generierung der Sprunghöhen nachgewiesen werden. Eine ausgeprägte Preload-Phase beim CMJ, welche sich durch eine hohe Absenktiefe, einen großen Bremskraftstoß und eine höhere Anfangskraft auszeichnete, korrelierte mit einer höheren Sprunghöhe. Je älter die Athlet:innen und je mehr Erfahrung sie im Trialsport, desto ausgeprägter war die Preload-Phase sowohl beim CMJ als auch beim Sprung mit dem Trialbike. Bei den klassischen Sprungtests erreichten die Proband:innen Sprunghöhen, die sich im Top-Bereich von Leichtathlet:innen einordnen lassen. Die Ergebnisse der isometrischen Kraftmessungen zeigten keine Korrelationen mit den Sprungergebnissen und ließen auch keine eindeutigen Rückschlüsse auf die Sprungcharakteristik zu.

Diskussion und Schlussfolgerung

Die statistischen Ergebnisse liefern eine eindeutige Antwort auf die behandelte Fragestellung, indem der CMJ zu 73,5 % die Sprunghöhen beim Sidehop erklärt. Darüber hinaus präsentiert sich der CMJ als aussagekräftiges Tool für die Trainingsplanung- und Steuerung im Trialsport. Parallel dazu zeigte sich die 3D-Videoanalyse als verlässliches Messverfahren, um die Schwerpunkt-Verschiebung und damit die Sprunghöhe zu messen. Es sollte beachtet werden, dass ein Sprung mit dem Fahrrad einer spezifischen Technik bedarf, deren Einfluss man unmöglich ganz eliminieren kann. Der hier berechnete Systemschwerpunkt basiert auf einem näherungsweise berechneten Fahrradschwerpunkt. Jedes Fahrradmodell verfügt über eine andere Geometrie, Unterschiede ergeben sich z. B. durch die Länge der Kettenstrebe, die Höhe des Tretlagers oder die Lenker-Geometrie. Die

Größe der Probandengruppe hat die individuelle Vermessung eines jeden Fahrrades für die exakte Bestimmung des Fahrradschwerpunktes unmöglich gemacht, weshalb dieser nur näherungsweise bestimmt werden konnte. Es ist möglich, die Lage des Systemschwerpunktes, durch eine Veränderung der Körperposition, während des Sprungs, zu verändern. Dennoch bestätigen die hohen Korrelationen die Aussagekraft der Messmethode und die Vergleichbarkeit zum CMJ. Auch die Achs-Differenz stellte sich als zuverlässiges Maß für die Sprunghöhe dar, besonders wenn die technische Komponente des Sprungs nicht auf ein Mindestmaß reduziert werden soll. Für Anwendungen im Feld könnte die Achs-Differenz deswegen von noch größerem Interesse sein. Diese Ergebnisse könnte man sogar mit einer kostengünstigen, kinematischen Analyse erhalten. Der Zusammenhang zwischen unspezifischen und spezifischen Sprungleistungen bietet die wissenschaftliche Bestätigung, dass bereits bestehende Erkenntnisse aus anderen Sportarten, besonders im Hinblick auf die Verbesserung der CMJ-Leistung, für die Trainingsplanung im Trial herangezogen werden können. Es wurde festgestellt, dass es von Vorteil ist, eine maximale Bewegungsamplitude in der Absprunghase anzustreben und dass eine optimale neuromuskuläre Steuerung entscheidend ist. Entgegen den Annahmen aus vorherigen Studien hat sich die These, dass 20“-Fahrer:innen über eine bessere Sprungkraft verfügen als 26“-Fahrer:innen, nicht bestätigt (Thomas, Miny & Jidovtseff, 2018). Alle Proband:innen erreichten durchschnittliche bis überdurchschnittliche Ergebnisse bei den Sprungtests, verglichen mit Sportler:innen aus anderen Sportarten auf ähnlichem Leistungsniveau. Aufgrund des kleinen Kaders ist es nicht möglich, größere Stichproben mit hohem Leistungsniveau zu rekrutieren. Diese Studie bietet als Ausgangspunkt für zukünftige Studien Potenzial für weitere Entwicklungen. Die teilweise hoch signifikanten Zusammenhänge zwischen den Leistungen bei unspezifischen Sprungtests und bei Sprüngen mit dem Trialbike dienen den Sportler:innen zukünftig als Leitfaden. Neben dem hier untersuchten Sidehop gibt es im Trialsport noch andere Sprungtechniken. Insbesondere bei jenen mit einer größeren Dynamik in der Vorbereitungsphase (z. B. Hop and Go) könnten die Leistungen von unspezifischen Sprungtests und Sprüngen mit Fahrrad geringere Korrelationen aufzeigen oder aber reaktive Kraftfähigkeiten eine größere Rolle spielen.

Literatur

- [1] Albano, D., Coppola, S. & Vastola, R. (2019). Vertical jump performance in Italian elite Trials athletes. *Journal of Physical Education and Sport*, 19(6), 2110–2114.
- [2] Thomas, P.-C., Miny, K. & Jidovtseff, B. (2018). Development of specific tests in bike-trials riders and relationship with jumping ability. *Science & Sports*, 33(6), 361–369.
- [3] Vastola, R., Coppola, S., Daniele, A. & D’Elia, F. (2017). Video Analysis of Side Hop Technique in Trials. *Journal of Sports Science*, 5(1).
- [4] Vastola, R., Medved, V., Daniele, A., Coppola, S. & Sibilio, M. (2016). Use of Optoelectronic Systems for the Analysis of Technique in Trials. *Journal of Sports Science*, 4(5).
- [5] Wank, V., Coenning, C. (2019). On the estimation of centre of gravity height in vertical jumping. *German Journal of Exercise and Sport Research* 49, 454–462 <https://doi.org/10.1007/s12662-019-00581-6>
- [6] Zatsiorsky, V.M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign: Human Kinetics.

Session B

Muskuloskelettale Biomechanik



Selbst-Assistenz beim menschlichen Gang –synergistische und antagonistische Kooperation der Teilsysteme

André Seyfarth¹, Guoping Zhao¹, Henrik Jörntell²

¹Lauflabor Locomotion Laboratory, Institut für Sportwissenschaft und Centre for Cognitive Science, TU Darmstadt, Deutschland;

²Neural Basis of Sensorimotor Control, Department of Experimental Medical Science, Lund University, Lund, Sweden

Einleitung

Die Körperschwerpunkt-Dynamik von menschlichen Bewegungen erfolgt häufig in Form von einfachen Bewegungsmustern, wie dem eines inversen Pendels, eines elastischen Federverhaltens oder durch Kombinationen beider (z. B. SLIP-Modell, elastisches Pendel, Geyer et al., 2006). Die Körper-Dynamik ist dabei zusammengesetzt aus der Dynamik der Teilsysteme des Körpers (z. B. des Stand- und Schwungbeines sowie des Oberkörpers beim Gehen). In diesem Beitrag gehen wir der Frage nach, wie die Kräfte (bzw. die Beiträge der Teilmassen und Beschleunigungen) der Körperteilsysteme die Gesamtkörper-Dynamik erzeugen können und fragen nach dem Beitrag der muskulären und neuronalen Mechanismen zur Koordinierung der Teilkräfte zur Erzeugung der Körperschwerpunktdynamik. Basierend auf einer Analyse des menschlichen Ganges zeigen wir, dass die Teilsysteme kooperativ arbeiten, sich also wie im Sinne eines Assistenz-Systems gegenseitig unterstützen und auf unterschiedliche Weise Vorteile für die Gesamtdynamik der menschlichen Bewegung schaffen.

Methoden

Aus einer kinematischen Bewegungsanalyse (Infrarot Motion Capture, Qualisys) des menschlichen Ganges wurden für das Standbein (STB), das Schwungbein (SWB) und den Oberkörper (OBK, mit Rumpf, Arme, Kopf) die Beschleunigungen der Körpersegmente bestimmt und mit den Teilmassen multipliziert (Seyfarth et al., 2022). Daraus wurden die Beiträge der drei Teilsysteme STB, SWB und OBK zur resultierenden Bodenreaktionskraft abgeleitet und miteinander verglichen.

Ergebnisse

Die Analyse der Beiträge der Teilsysteme Standbein (STB), Schwungbein (SWB) und Oberkörper (OBK) hat gezeigt, dass der Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft mit dem typischen zwei-gipfligen Kraftmuster anteilig durch alle drei Teilsystemen erzeugt wird. Das Schwungbein leistet dabei einen Beitrag von ca. $\frac{1}{4}$ zur vertikalen Gesamtkraft. In der horizontalen Richtung (vor/zurück) tragen STB und OBK zum Kraftmuster synergistisch bei. Der Beitrag des SWB ist hingegen antagonistisch, d. h. im Verlauf zum horizontalen Bodenreaktionskraft genau entgegengesetzt (reziprok).

Diskussion

Die Erzeugung von lokomotorischen Bewegungen setzt eine sorgfältige Abstimmung der Teilsysteme im Körper voraus. Unsere Ergebnisse deuten darauf hin, dass unterschiedliche Formen der Kooperation im Körper vorzufinden sind. So unterstützt das Schwungbein die vertikale Körperdynamik durch einen Kraftverlauf, der synchron zur vertikalen Bodenreaktionskraft beiträgt. In der horizontalen Richtung treten hingegen Kräfte auf, die der Bodenreaktionskraft entgegen gesetzt sind. Damit unterstützt das Schwungbein bei der Entwicklung des notwendigen Kraftstoßes in vertikaler Richtung zur Kompensation der Gravitation. In der horizontalen Richtung hingegen wirkt das Schwungbein den bremsenden und beschleunigenden Kräften entgegen und ermöglicht so eine gleichmäßigere Vorwärtsbewegung und reduziert die Gefahr des Wegrutschens beim Beginn und Ende des Bodenkontaktes.

Schlussfolgerungen

Unsere Studie hat gezeigt, dass Körperteilsysteme beim menschlichen Gehen kooperativ zusammenarbeiten. Dabei werden verschiedene Strategien (synergistische Kooperation von SWB, STB und OBK in vertikaler Richtung, antagonistische Kooperation von SWB und STB in horizontaler Richtung) beobachtet. Beide Strategien erzeugen koordinierte Kraftbeiträge der Körperteilsysteme mit ähnlichen Kraftmustern und synchronisiert zur Bodenreaktionskraft. Es bleibt zu untersuchen, wie diese Kooperationen im Körper (im Sinne der Selbst-Assistenz) durch die muskel-skelettale und neuronale Infrastruktur im segmentierten Bein bzw. im Oberkörper organisiert sind. Hierzu können Bewegungsprogramme für die lokomotorischen Grundfunktionen (Stand, Schwung, posturales Gleichgewicht; Sharbafi und Seyfarth, 2017) zunächst isoliert und dann in Kombination von Teilsystemen (STB, SWB, OBK) untersucht werden. Ziel einer solchen Untersuchung könnte dann die Erarbeitung von Rahmenbedingungen für die erfolgreiche Formen der Kooperationen im Körper sein. Hiermit könnte eine wertvolle Grundlage für die Entwicklung zukünftiger Assistenzsysteme wie Orthesen, Prothesen und Exosuits gelegt werden.

Literatur

- [1] Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273(1603), 2861–2867.
- [2] Seyfarth, A., Zhao, G., & Jörntell, H. (2022). Whole Body Coordination for Self-Assistance In Locomotion. *Frontiers in Neurorobotics*, 16. doi: 10.3389/fnbot.2022.883641
- [3] Sharbafi, M. A., & Seyfarth, A. (2017). How locomotion sub-functions can control walking at different speeds? *Journal of biomechanics*, 53, 163–170. doi.org/10.1016/j.jbio-mech.2017.01.01

Die Segmentierung der menschlichen Beine und die zweigelenkige Muskulatur erleichtern das Halten des Gleichgewichts

Christian Rode¹, André Seyfarth²

¹Biomechanik Rostock, Institut für Sportwissenschaft, Universität Rostock, Deutschland; ²Lauflabor Locomotion Laboratory, Institut für Sportwissenschaft und Centre for Cognitive Science, TU Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts ist für die Bewegung auf Beinen unerlässlich. Der Mensch hat mehrere Möglichkeiten, bei der Fortbewegung oder auch im Stand seine Balance zu halten. Er kann seinen Fuß an die passende Stelle setzen, Trägheiten von Körperteilmassen nutzen (z. B. Arme bewegen beim Balancieren auf der slack line), aber auch die Beinkraft in der Stützphase regulieren. Gehen und Laufen sind durch regelmäßige, abwechselnde Bewegungen der Gliedmaßen gekennzeichnet. Bei diesen wesentlich sagittalen Bewegungen (Maus et al., 2010) wird das Gleichgewicht hauptsächlich durch die Platzierung der Füße und durch die Anpassung der Beinkräfte in der Standphase erreicht. Insbesondere wenn man die muskuloskelettale Beinarchitektur und die stark nichtlineare Muskeldynamik berücksichtigt, würde man in der sagittalen Ebene eine starke Kopplung zwischen Kräften entlang der Beinachse (z. B. Körperunterstützung, Rückprall) und rotatorischen Kräften (z. B. Haltungskontrolle) erwarten, die nur durch ausgefeilte Muskelaktivierungsmechanismen aufgelöst werden kann.

Hier zeigen wir, dass dies nicht unbedingt der Fall ist. Passende Beinsegmentlängen (1:1 Verhältnis von Ober- zu Unterschenkellänge) und Muskelhebelarmverhältnisse der zweigelenkigen Oberschenkel- und Unterschenkelmuskeln (2:1 für Hüfte vs. Knie und für Knöchel vs. Knie) ermöglichen eine Entkopplung der Haltungskontrolle der axialen Körperunterstützung. Störungsexperimente (Schumacher et al., 2019), robotische Experimente (Sharbafi et al., 2016; Lakatos et al., 2014, 2016) und Simulationen (Sharbafi et al., 2016) bestätigen die Relevanz zweigelenkiger Muskeln für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts beim Menschen.

Methoden

Wir führen eine statische Analyse der Wirkung von Muskeln (ein- und zweigelenkig) auf die Beinkraft durch. Trägheitskräfte von Segmentbewegungen während der Standphase werden von uns in der Analyse vernachlässigt.

Vereinfachte biomechanische Modelle können Einblick in die Organisation der Beinbewegung geben (Full und Koditschek, 1999). In unserem Sagittalebene-Modell stellen wir den Menschen durch einen starren Oberkörper und masselose starre Unterschenkel- und Oberschenkelsegmente dar, die durch reibungsfreie Drehgelenke verbunden sind. Somit resultiert die BRK direkt aus den Gelenkpositionen und Drehmomenten (positiv für die Streckung). Die Muskelhebelarme bleiben für jede Gelenkposition konstant. Um die Funktion des zweigelenkigen Unterschenkelmuskels (Gastrocnemius) zu analysieren, erweitern wir das Modell (gedanklich) um ein masseloses Fußsegment.

Statische Analyse des Modells ohne Fuß

Jedes Gelenkdrehmoment T in einer Segmentkette ist durch das Produkt des Betrags der BRK F und ihres vorzeichenbehafteten normalen Hebelarms l relativ zum Gelenk gegeben:

$$F = \frac{T_i}{l_i} \quad (1)$$

Der Index i bezeichnet das jeweilige Gelenk (h ...Hüfte, k ...Knie). γ_F und β messen im Uhrzeigersinn jeweils die Ausrichtung von Bodenreaktionskraft bzw. des Unterschenkels relativ zur Beinachse. Mit $l_b = L \cdot \sin\gamma_F$ und $l_k = L \cdot \sin(\beta - \gamma_F)$ folgt aus der Statik

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} F_a \\ F_r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_k + \frac{T_h \cdot l_{US} \cdot \cos\beta / L}{l_{US} \cdot \sin\beta} \\ \frac{T_h}{L} \end{pmatrix} \quad (2)$$

Der BRK-vektor \mathbf{F} ist gegeben in seinen Koordinaten F_a und F_r . Die Indizes a und r bezeichnen axiale bzw. rotatorische Kraftkomponenten (Abbildung 1a). Die Beinlänge (Verbindung von Knie- und Sprunggelenk) beträgt $L = \sqrt{l_{OS}^2 + l_{US}^2 - 2 \cdot l_{OS} \cdot l_{US} \cdot \cos\varphi_k}$ mit l_{OS} Ober- und l_{US} Unterschenkelänge sowie dem Kniewinkel φ_k .

Veränderungen der Hüft- (ΔT_h) und Kniedrehmomente ($-\frac{r_k}{r_h} \cdot \Delta T_h$) durch zweigelenkige Muskeln fügen $\Delta \mathbf{F} = \begin{pmatrix} \Delta F_a \\ \Delta F_r \end{pmatrix}$ (Abbildung 1a) zu einer beliebigen Bodenreaktionskraft hinzu. Das Übersprechen dieser Regelung ist definiert als Cross-talk $\frac{\Delta F_a}{\Delta F_r}$. Unter Verwendung von (2) beträgt dieses Verhältnis

$$\frac{\Delta F_a}{\Delta F_r} = \frac{-\frac{r_k}{r_h} \cdot L + l_{US} \cdot \cos\beta}{l_{US} \cdot \sin\beta} \quad (3)$$

Verhältnisse der Hüft- und Kniehebelarme der zweigelenkigen Muskeln verursachen genau dann kein Übersprechen, wenn $\left(\frac{r_h}{r_k}\right)_0$ (Abbildung 1c). Mit $LR = \frac{l_{OS}}{l_{US}}$ ergibt sich

$$\left(\frac{r_h}{r_k}\right)_0 = \frac{1 + LR - 2 \cdot LR \cdot \cos\varphi_k}{1 - LR \cdot \cos\varphi_k} \quad (4)$$

Ergebnisse

Modell ohne Fuß

Balancieren, also das Regulieren der rotatorischen Bodenreaktionskraftkomponente, erfordert gegensätzliche Drehmomentänderungen an Hüfte und Knie. Zweigelenkige Muskeln (Abbildung 1a; ischiocrurale Muskelgruppe (hamstrings) – Hüftstrecker/Kniebeuger; Rectus femoris – Hüftbeuger/Kniestrecker) sind im Bein so angeordnet, dass sie solche Drehmomente ausüben können. Ihre Wirkung fügt der BRK eine Kraft $\Delta \mathbf{F}$ (Abbildung 1a) hinzu und lenkt dadurch die am distalen Ende des Beins wirkende BRK um. Die hintere Oberschenkelmuskulatur erzeugt ein $\Delta \mathbf{F}$, das nach vorne zeigt, der Rectus femoris erzeugt ein $\Delta \mathbf{F}$, das nach hinten zeigt. Eine ausschließliche Regulierung der Rotationskraft (verbunden mit der Haltungskontrolle) kann für unterschiedliche Beinsegmentlängenverhältnisse durch entsprechende Muskelhebelarmverhältnisse erreicht werden (Abbildung 1b). Bemerkenswert ist, dass eine solche Regulierung nur bei gleichen Oberschenkel- und Unterschenkelängen und bei einem Verhältnis von Hüft- zu Kniemuskelhebelarm von 2:1 unabhängig von der Beinkompression (Kniewinkel) ist (Abbildung 1b). Wenn das Verhältnis von Hüft- zu Kniemuskelhebelarm von 2:1 abweicht, nimmt die Wechselwirkung zwischen Änderungen der axialen und rotatorischen BRK zu, insbesondere bei stärker gestreckten Beinen (Kniewinkel größer als 130°), was typisch für die menschliche Fortbewegung ist (Abbildung 1c). Segmentlängen von 1:1 und Muskelhebelarmverhältnisse von 2:1 ermöglichen die Steuerung der rotatorischen BRK unabhängig von der axialen BRK.

Die Länge der zweigelenkigen Muskeln hängt von zwei Gelenkwinkeln ab. Bei gleichen Ober- und Unterschenkelängen verändert die Streckung des Beins den Hüft- und Kniewinkel im Verhältnis 1:2 (Abbildung 2a). Bei einem Verhältnis von Hüft- zu Kniemuskelhebelarm von 2:1 wird demzufolge die Längenänderung des zweige-

lenkigen Muskels an der Hüfte durch die entgegengesetzte Längenänderung am Knie kompensiert, was zu einer konstanten Gesamtmuskellänge trotz einer Änderung der Beinlänge führt. Darüber hinaus passt sich die Länge der zweigelenkigen Oberschenkelmuskulatur linear an die Ausrichtung der Beinachse relativ zum Oberkörper an (Bein-Körper-Winkel, Abbildung 2).

Modell mit Fuß

Um die Funktion des zweigelenkigen Unterschenkelmuskels (Gastrocnemius) zu untersuchen, haben wir unser Modell um ein Fußsegment erweitert (Abbildung 2a). Bei gleichen Unterschenkel- und Oberschenkelhöhen und gleichen Muskelhebelarmverhältnissen (Verhältnis von Knöchel zu Knie im Vergleich zu Verhältnis von Hüfte zu Knie) wirkt der Gastrocnemius wie die hintere Oberschenkelmuskulatur: Er beeinflusst die axialen und rotatorischen BRK-Komponenten während des Kontakts mit dem flachen Fuß auf die gleiche Weise. Lediglich das Vorzeichen der Rotationskomponente wechselt. Bei einem Gastrocnemius-Knöchel-zu-Knie-Muskelhebelarmverhältnis von 2:1 wird nur die rotierende BRK-Komponente reguliert, wenn die Gastrocnemius-Kraft geändert wird. Allerdings dreht der Gastrocnemius die BRK um die Hüfte (was zu einer ausgeprägten Druckpunktwanderung entlang des Fußes führt), die nahe am Schwerpunkt liegt, während die zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln die BRK um den Knöchel drehen. Folglich trägt der Gastrocnemius zur Längsbeschleunigung des Körpers bei (wie die zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln), hat jedoch einen eher geringen Einfluss auf das auf den Körper ausgeübte Drehmoment (Abbildung 2c).

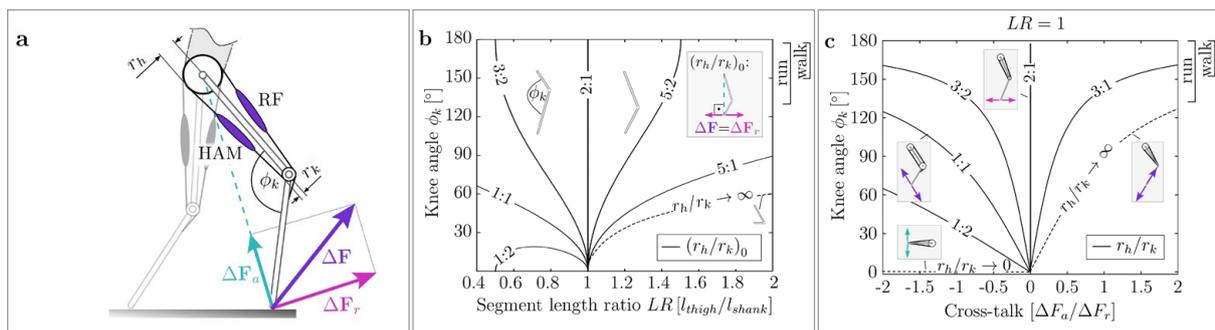


Abbildung 1: Regulierung der Bodenreaktionskraft mit zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln. (a) Änderungen der Kräfte der hinteren Oberschenkelmuskulatur (HAM) und des Rectus femoris (RF), die über Hebelarme auf die Hüfte (r_h) und das Knie (r_k) wirken, addieren $\Delta \mathbf{F}$ (violetter Pfeil) zu einer beliebigen BRK. Die Axialkomponente $\Delta \mathbf{F}_a$ (magentafarbener Pfeil) und die Rotationskomponente $\Delta \mathbf{F}_r$ (türkiser Pfeil) von $\Delta \mathbf{F}$ tragen zu den axialen bzw. rotatorischen Beinkräften bei. (b) Muskelhebelarmverhältnisse $\left(\frac{r_h}{r_k}\right)_0$ bei denen $\Delta \mathbf{F} = \Delta \mathbf{F}_r$ wird, abhängig vom Kniewinkel ϕ_k und dem Segmentlängenverhältnis (Oberschenkel zu Unterschenkel) LR . (c) Exemplarisches (gleiche Segmentlängen) Übersprechen (Verhältnis der BRK-Koordinaten $\frac{\Delta F_a}{\Delta F_r}$) für unterschiedliche Kniewinkel- und Muskelhebelarmverhältnisse.

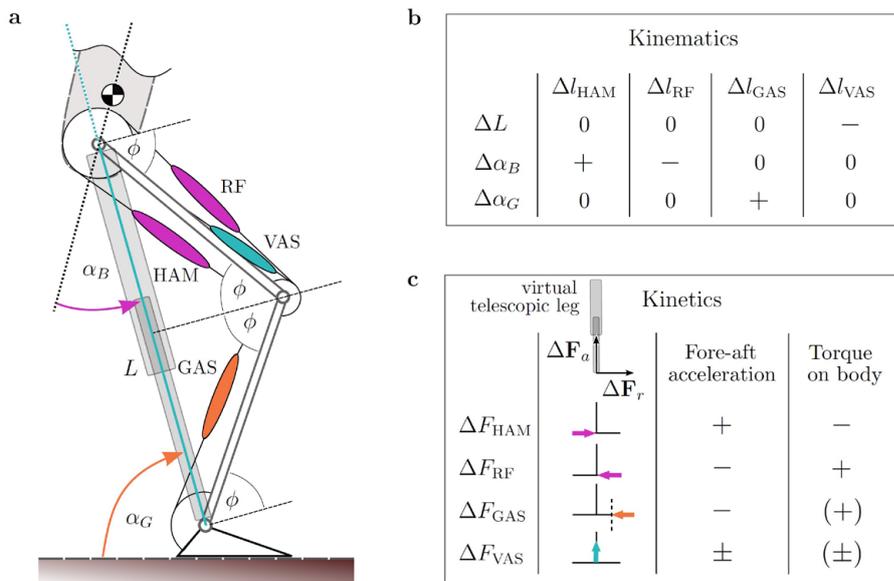


Abbildung 2: Auswirkungen der konzeptionellen Beinarchitektur. (a) Eine symmetrische Schnittstelle (Bein mit gleichlangem Oberschenkel und Unterschenkel) verbindet den Fuß (flach auf dem Boden) und den Körper. Die Verhältnisse der Muskelhebelarme des Rectus femoris (RF) und der hinteren Oberschenkelmuskulatur (HAM) betragen 2:1 für Hüfte und Knie, und das Verhältnis des Gastrocnemius (GAS) beträgt 2:1 für Knöchel und Knie. Monoartikuläre Vasti (VAS) erzeugen eine axiale Kraft. (b) Zweigelenkige Muskeln beziehen sich auf die Ausrichtung der Beinachse. Isolierte Zunahmen der Beinlänge ΔL , des Bein-Körper-Winkels α_B oder des Bein-Boden-Winkels α_G führen zu spezifischen Muskellängenänderungen Δl . Null bedeutet keine Änderung der Muskellänge, plus bzw. minus Verlängerung bzw. Verkürzung. Bei gegensätzlichen Änderungen werden die Vorzeichen umgedreht. (c) Zweigelenkige Muskeln greifen auf rotatorische Beinfunktionen zu. Auswirkungen von Muskelkraftänderungen auf axiale (ΔF_a) und rotatorische Bodenreaktionskraftänderungen (ΔF_r), die Beschleunigung des Körpers in Laufrichtung und das auf den Körper ausgeübte Drehmoment. Die Zeichen geben die Drehrichtung des auf den Körper ausgeübten Drehmoments (+: im Uhrzeigersinn) und die Richtung der horizontalen Beschleunigung (+: vorwärts) für zunehmende Muskelkräfte an. Für fallende Muskelkräfte drehen sich die Vorzeichen um. Zeichen in Klammern weisen auf schwache Effekte hin. Variable Vastus (VAS)-Effekte hängen von der Lage des Schwerpunkts und der Beinausrichtung ab.

Diskussion

Die zweibeinige Fortbewegung mit aufrechtem Rumpf und nahezu gestreckten Beinkonfigurationen unterscheidet den Menschen von allen anderen Arten (Alexander, 2004). Unsere Analyse legt nahe, dass die menschliche Beinmorphologie zur Regulierung der rotatorischen Beinfunktionen beiträgt und die Kontrolle des Gleichgewichts in der Sagittalebene gerade auch bei nahezu gestreckten Beinen erleichtern könnte. Die konzeptionelle Morphologie (Verhältnis von Oberschenkel- zu Unterschenkellänge von 1:1, Verhältnis von zweigelenkigen Muskelhebelarmen von 2:1 für Hüfte oder Knöchel zu Knie) ermöglicht die Verwendung des segmentierten Beins wie ein vereinfachtes virtuelles Modell in der Sagittalebene. Beim Stehen kann das Gleichgewicht des Oberkörpers den zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln zugeordnet werden, während der zweigelenkigen Unterschenkelmuskeln zur Steuerung der horizontalen Körperschwerpunktposition relativ zum Fuß verwendet werden kann.

Es ist bemerkenswert, dass die Regulierung der Rotationskräfte der Beine durch die zweigelenkigen Muskeln ein statischer Effekt erster Ordnung ist und daher unabhängig von Beinmasseneffekten und anderen Muskelkräften funktioniert, und zwar auch dann, wenn die zweigelenkigen Muskeln gleichzeitig zusätzliche Funktionen wie die Energieübertragung über Gelenke (Gregoire et al., 1984) oder Gelenkbewegungen koordinieren (Hosoda et al., 2010).

Durch die Kombination motorischer und sensorischer Funktionen in zweigelenkigen Muskeln (Abbildung 2) könnte eine Beinmorphologie, die der konzeptionellen Beinarchitektur nahekommt, die Regulierung der Schwungphase vereinfachen (Dean und Kuo, 2008, Sharbafi et al., 2017). Beim menschlichen Gehen ändern sich die Hüft- und Kniedrehmomente im Verhältnis 2:1 (siehe deVita and Hortobagyi, 2000), was der Einleitung des Beinschwungs durch den Rectus femoris und dem Zurückziehen des Schwungbeins durch die hintere Oberschenkelmuskulatur entspricht (vergleiche geeignete Aktivierungsmuster, Cappellini et al., 2006; Prilutsky et al., 1998). Gleichzeitig passen sich die zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln an den Bein-Körper-Winkel und der Gastrocnemius an den Bein-Boden-Winkel an (Abbildung 2b). Sie könnten somit nützliches propriozeptives Feedback für die Motorsteuerung liefern. Die Steuerung für einen elastisch aktuierten, sieben-gliedrigen Roboter in Menschengröße verwendete den Bein-Körper-Winkel, um eine eindimensionale Mannigfaltigkeit von Motorpositionen zu parametrisieren (Lakatos et al., 2016). Mit einer darauf basierenden, relativ einfachen Steuerung erreichte der Roboter dynamisches Gehen in der Sagittalebene mit einer typischen Gehgeschwindigkeit. Darüber hinaus wurde das menschliche Rennen in der Sagittalebene mithilfe der konzeptionellen Morphologie zur elastischen Entkopplung der axialen und rotierenden Beinfunktionen in eine Reihe von Aufgaben zerlegt, die die Steuerung in einem menschenähnlichen Roboter in Laufsimulationen vereinfachte (Lakatos et al., 2014).

Im Vergleich zu einem rotierenden Rad auf ebenem Boden ist die Fortbewegung auf Beinen aufgrund der abwechselnden Körperbeschleunigung und -verzögerung sowie der Energieverluste (z. B. Kollision, Reibung) weniger effizient. Während elastische Strukturen (z. B. Sehnen) eine Lösung zur Freisetzung gespeicherter Energie bieten, wird ein Teil dieser Energie in Wärme umgewandelt. Der radähnliche Wirkungsgrad kann weiter angenähert werden, indem die Beinkräfte nahezu vertikal ausgerichtet werden, um horizontale Kräfte zu vermeiden (Usherwood und Hubel, 2012). Eine solche vertikale Kraftausrichtung, sowie die Anpassung der Bein- an die Bodengeschwindigkeit durch Zurückziehen der Beine (Prilutsky et al, 1998, Seyfarth et al, 2003) und Feinabstimmung der Fußabrollfunktion (Collins et al., 2005) durch den Gastrocnemius tragen zu einer radähnlicheren, effizienteren (Cunningham et al., 2010) und sichereren (das Rutschrisiko verringernden) bipedalen Fortbewegung bei.

Das Verständnis des Gleichgewichts bei beinbasierter Fortbewegung ist in den Biowissenschaften, der Robotik und bei der Entwicklung von Hilfs- und Therapiegeräten von grundlegender Bedeutung. Das Gehen mit gestreckten Beinen erwies sich sowohl in der Evolution (Thorpe et al., 2007) als auch bei der Entwicklung humanoider Roboter und Hilfsmittel wie Exoskeletten als eine große Herausforderung. Unsere Ergebnisse deuten auf eine modulare Organisation des menschlichen motorischen Kontrollsystems hin, die sich in der Beinarchitektur widerspiegelt. Es scheint, dass Menschen mit integrierten Modulatoren für das Gleichgewicht ausgestattet sind: Zweigelenkige Muskeln bieten direkten Zugang zu mit dem Gleichgewicht assoziierten rotatorischen Beinfunktionen (Schumacher et al., 2019) mit wenig Übersprechen auf die axialen Beinfunktionen, die mit der Unterstützung oder dem Rückprall des Körpers verbunden sind (Sharbafi et al., 2016; Neptune and McGowan, 2011). Dies gilt für unterschiedliche – auch gestreckte – Beinkonfigurationen. Diese der Beinmorphologie inhärenten Eigenschaften können die Beherrschung des Gleichgewichts beim Erlernen der aufrechten Haltung und in verschiedenen Fortbewegungsarten unterstützen. Die Berücksichtigung unseres Konzepts könnte dazu beitragen, neuartige, auf den Menschen ausgerichtete Geräte mit verbesserter Gleichgewichtskapazität zu entwickeln.

Literatur

- [1] Alexander, R. M. Bipedal animals, and their differences from humans. *J. Anat.* 204, 321–330 (2004).
- [2] Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., and Lacquaniti, F. Motor patterns in human walking and running. *J. Neurophysiol.* 95, 3426–3437 (2006).
- [3] Collins S, Ruina A, Tedrake R and Wisse M. Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers. *Science* 307, 1082–1085 (2005).
- [4] Cunningham, C. B., Schilling, N., Anders, C., and Carrier, D. R. The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *J. Exp. Biol.* 213, 790–797 (2010).
- [5] Dean, J. C. and Kuo, A. D. Elastic coupling of limb joints enables faster bipedal walking. *J. R. Soc. Interface* 6, 561–573 (2008).
- [6] DeVita, P. and Hortobagyi, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J. Appl. Physiol.* 88, 1804–1811 (2000).
- [7] Full, R. J. and Koditschek, D. E. Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. *J. Exp. Biol.* 202, 3325–3332 (1999).
- [8] Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijting, P. A., and van Ingen Schenau, G. J. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int. J. Sports Med.* 5, 301–305 (1984).
- [9] Hosoda, K., Sakaguchi, Y., Takayama, H., and Takuma, T. Pneumatic-driven jumping robot with anthropomorphic muscular skeleton structure. *Auton. Robot.* 28, 307–316 (2010).
- [10] Lakatos, D., Rode, C., Seyfarth, A., & Albu-Schäffer, A. (2014, November). Design and control of compliantly actuated bipedal running robots: Concepts to exploit natural system dynamics. In 2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (pp. 930–937). IEEE.
- [11] Lakatos, D., Albu-Schäffer, A., Rode, C., & Loeffl, F. (2016, November). Dynamic bipedal walking by controlling only the equilibrium of intrinsic elasticities. In 2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids) (pp. 1282–1289). IEEE.
- [12] Maus, H.-M., Lipfert, S. W., Gross, M., Rummel, J., and Seyfarth, A. Upright human gait did not provide a major mechanical challenge for our ancestors. *Nature Commun.* 1, 1–6 (2010).
- [13] Neptune, R. R. and McGowan, C. P. Muscle contributions to whole-body sagittal plane angular momentum during walking. *J. Biomech.* 44, 6–12 (2011).
- [14] Prilutsky, B. I., Gregor, R. J., and Ryan, M. M. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. *Exp. Brain Res.* 120, 479–486 (1998).
- [15] Schumacher, C., Berry, A., Lemus, D., Rode, C., Seyfarth, A., & Vallery, H. (2019). Biarticular muscles are most responsive to upper-body pitch perturbations in human standing. *Scientific reports*, 9(1), 14492.
- [16] Seyfarth, A.; Geyer, H., and Herr, H. Swing-leg retraction: a simple control model for stable running. *J. Exp. Biol.* 206, 2547–2555 (2003).
- [17] Sharbafi, M. A., Rashty, A. M. N., Rode, C., & Seyfarth, A. (2017). Reconstruction of human swing leg motion with passive biarticular muscle models. *Human movement science*, 52, 96–107.
- [18] Sharbafi, M. A., Rode, C., Kurowski, S., Scholz, D., Möckel, R., Radkhah, K., Zhao, G., Rashty, A., von Stryk, O., Seyfarth, A. A new biarticular actuator design facilitates control of leg function in BioBiped3. *Bioinspir. Biomim.* 11, 046003 (2016).
- [19] Thorpe, S. K. S., Holder, R. L. and Crompton, R. H. Origin of human bipedalism as an adaptation for locomotion on flexible branches. *Science* 316, 1328–1331 (2007).
- [20] Usherwood, J. R. and Hubel, T. Y. Energetically optimal running requires torques about the centre of mass. *J. R. Soc. Interface* 9, 2011–2015 (2012).

Dysbalancen von Muskel und Sehne bei jugendlichen Athlet:innen – Ursachen, Implikationen und Prävention

Falk Mersmann^{1,2}, Sebastian Bohm^{1,2}, Adamantios Arampatzis^{1,2}

¹Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Sportwissenschaft, Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaften;

²Berlin School of Movement Science

Einleitung

Die Dehnbarkeit und Elastizität von Sehnen kann die Arbeitsbedingungen von Muskeln im Hinblick auf das Kraft-Längen-Geschwindigkeitspotenzial und die Effizienz, mit der mechanische Arbeit verrichtet wird, erhöhen (Bohm et al., 2021; Roberts, 1997). Die maximal tolerierbare Dehnung von Sehnen scheint jedoch kaum veränderbar (LaCroix et al., 2013). Demnach ist ein ausgewogenes Verhältnis der Kraftkapazität eines Muskels und der Widerstandsfähigkeit der kraftübertragenden Sehne nicht nur funktionell von großer Bedeutung, sondern auch für den Erhalt der strukturellen Integrität des Sehngewebes. Steigt beispielsweise die Muskelkraft ohne adäquate Zunahme der Widerstandsfähigkeit der Sehne, erhöht sich die Dehnung und damit die Beanspruchung der Sehne, wodurch degenerative Prozesse im Gewebe initiiert werden könnten (Wang et al., 2013; Wren et al., 2003). Derartige Dysbalancen können gerade bei Sportler:innen entstehen, da a) der Gewebeansatz von Sehnen deutlich niedriger als im Muskel zu sein scheint (Heinemeier et al., 2013b) und b) sich die mechanischen Belastungsformen unterscheiden, die zur Stimulation der Gewebeanpassungen von Muskel und Sehne günstig sind (Arampatzis et al., 2007; Heinemeier et al., 2013a). Während des Wachstums können Reifungsprozesse zusätzlich die funktionelle Balance innerhalb der Muskel-Sehnen-Einheit stören. Da bisher jedoch grundlegende Informationen zu möglichen Ursachen, Implikationen und der Prävention von Muskel-Sehnen-Dysbalancen fehlen, wurden in den hier zusammengefassten systematischen Forschungsbemühungen folgende Leitfragen adressiert:

- 1) Welchen Effekt hat sportliches Training, Geschlecht und Reifung auf die morphologischen und mechanischen Eigenschaften der Muskel-Sehnen-Einheit?
- 2) Welche Konsequenzen hat eine erhöhte Beanspruchung der Sehne auf die Struktur des Gewebes und das Risiko zur Entwicklung einer Tendinopathie?
- 3) Wie lassen sich Dysbalancen der Adaptation von Muskel und Sehne und deren potenziellen Konsequenzen vorbeugen?

Methoden

In einer Reihe von Quer- und Längsschnittstudien wurden bei jugendlichen Athlet:innen aus Risikosportarten für Tendinopathien (d. h. Volleyball, Basketball und Handball) und gleichaltrigen Untrainierten die morphologischen und mechanisch-funktionellen Eigenschaften der Muskel-Sehnen-Einheit der Knieextensoren bestimmt. Dazu wurde Ultraschallbildgebung – zur Messung der Längenänderung der Patellarsehne unter Muskelanspannung und Abschätzung der strukturellen Integrität – mit Kinemetrie, Dynamometrie, Elektromyographie und Magnetresonanztomographie kombiniert. Im Rahmen von zwei Interventionsstudien wurden Kenntnisse zur gezielten Stimulation der Adaptation von Sehnen in Präventionsprogramme überführt und deren Einfluss auf Häufigkeit und Implikationen von Dysbalancen evaluiert. Zudem wurde jüngst erstmals die Belastung im Training von Sehnen basierend auf den individuellen Kraft-Dehnungs-Kurven personalisiert, sodass während des Trainings ein Bereich der Dehnung der Sehne erreicht wurde, der als besonders adaptationswirksam gilt (d. h. 4,5 bis 6,5 % der Ruhelänge).

Ergebnisse

Bereits im frühen Jugendalter konnten deutliche Adaptationseffekte der Kraftkapazität und Morphologie der Knieextensoren an sportliches Training nachgewiesen werden (Abbildung 1 A&C). Auch die Patellarsehne zeigte sowohl mechanische als auch morphologische Anpassungserscheinung (Abbildung 1 B&D), allerdings vergleichsweise schwächer ausgeprägt als im Muskel (Charcharis et al., 2019; Mersmann et al., 2017; Mersmann et al., 2020). Daraus resultierte eine erhöhte Dehnung der Sehne bei maximaler Muskelanspannung bei Athlet:innen im Vergleich zu Untrainierten, die bei Mädchen und Jungen gleichermaßen auftrat (Domroes et al., 2023; Mersmann et al., 2017) und mit zunehmender Reifung anstieg (Charcharis et al., 2019). Mit steigender Beanspruchung durch hohe Dehnungen traten zunehmend strukturelle Veränderungen der Mikromorphologie der Sehne auf, die degenerativer Natur und Vorboten einer Tendinopathie sein könnten (Mersmann et al., 2019; Abbildung 2 A). Tatsächlich zeigte sich in einer prospektiven Längsschnittstudie, dass die Sehnen von symptomatischen Athlet:innen im Vorfeld der Symptomentwicklung einer erhöhten Dehnung bei maximaler Muskelanspannung ausgesetzt waren (Mersmann et al., 2023; Abbildung 2 B). Athlet:innen, bei denen Dehnungen von 9% oder mehr auftraten, hatten 2,3-fach erhöhtes Risiko Symptome zu entwickeln (Abbildung 2 C). In zwei Interventionsstudien konnte jedoch durch ein evidenzbasiertes gezieltes Belastungsprogramm für die Sehne, mit dem Ziel deren Widerstandsfähigkeit zu fördern, die Prävalenz von Schmerzsymptomen reduziert werden (Mersmann et al., 2021a; Mersmann et al., 2021b).

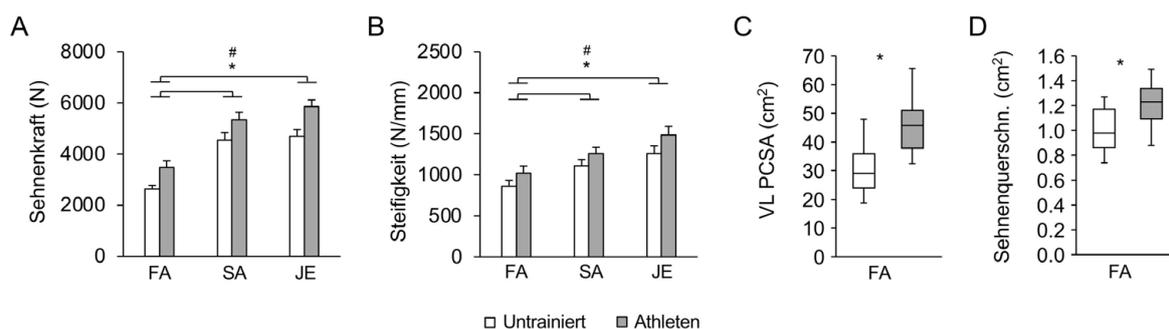


Abbildung 1: (A) Sehnenkraft und (B) Steifigkeit der Patellarsehne bei Untrainierten und Athlet:innen in der frühen (FA) bzw. späten Adoleszenz (SA) und jungen Erwachsenen (JE). # sign. Effekt v. Training, * sign. Effekt des Alters; $p < 0,05$. Aus (Charcharis et al., 2019 mod.). (C) Physiologischer Querschnitt des Vastus lateralis (VL PCSA) und (D) Querschnitt der Patellarsehne bei Untrainierten und Athlet:innen in der frühen Adoleszenz. * sign. Unterschied zwischen den Gruppen; $p < 0,05$. Aus Mersmann et al., 2020 mod.

Bei dreimal wöchentlichem Training traten zudem bei weniger Athlet:innen kritische Dehnungen der Sehne von über 9% auf und es konnten strukturelle Folgen hoher Sehnendehnungen abgemildert werden (Abbildung 3 B&C). Durch ein individualisiertes Training, bei dem berücksichtigt wurde, dass verschiedene Athlet:innen, die zur Adaptation von Sehnen günstigen Dehnungsmagnituden von 4,5% bis 6,5% bei teils sehr unterschiedlichem Kräfteinsatz erreichen, konnte erstmals eine deutlich ausgewogenere Entwicklung und Anpassung von Muskel und Sehne erreicht und Fluktuationen der Dehnung der Patellarsehne über einen Saisonverlauf beinahe um die Hälfte reduziert werden. Insbesondere Athlet:innen mit starken Dysbalancen profitierten dabei von der Intervention und zeigten eine deutliche Zunahme der Steifigkeit der Sehne.

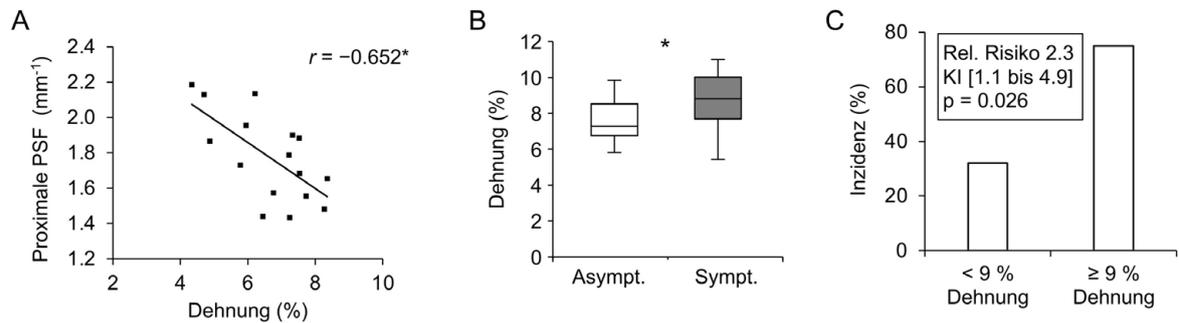


Abbildung 2: (A) Zusammenhang zwischen der Dehnung der Patellarsehne bei maximaler Muskelanspannung und der Spitzenraumfrequenz (PSF) im proximalen Bereich der Sehne. Niedrigere PSF-Werte deuten auf eine Desorganisation der Kollagenfaszikel hin. * sign. Zusammenhang; $p < 0,05$. Aus (Mersmann et al., 2019 mod.). (B) Dehnung der Patellarsehne bei kontinuierlich asymptomatischen (Asympt.) und künftig symptomatischen (Symp.) jugendlicher Athlet:innen aus Risikosportarten für Tendinopathien im Vorfeld der Symptomentwicklung. * signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen; $p < 0,05$. (C) Inzidenz von Sehnenbeschwerden bei jugendlichen Athlet:innen über einen Saisonverlauf in Abhängigkeit der Dehnung (Strain) bei maximalen isometrischen Muskelkontraktionen.

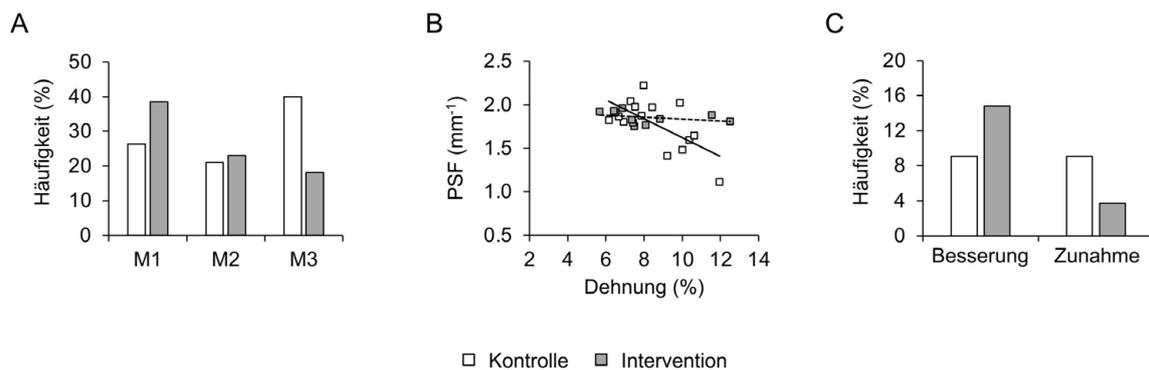


Abbildung 3: (A) Anteil der Athlet:innen mit potentiell schädlichen Dehnungen über 9% in der Kontroll- (weiß) und Interventionsgruppe (grau). (B) Zusammenhang zwischen der Dehnung der Patellarsehne bei maximaler Muskelanspannung und der Spitzenraumfrequenz (PSF) im proximalen Bereich der Sehne. Niedrigere PSF-Werte deuten auf eine Desorganisation der Kollagenfaszikel hin. (C) Häufigkeit, mit der in der Kontroll- und Interventionsgruppe eine klinisch relevante Verbesserung (Improvement) oder Verschlechterung (Worsening) von Sehnenbeschwerden berichtet wurden. (Mersmann, Domroes, et al., 2021a).

Diskussion

Die Ergebnisse der hier dargestellten Forschungsarbeiten zeigen, dass das Jugendalter aufgrund der dynamischen Entwicklung des Bewegungsapparates hinsichtlich mechanischer Belastung einen sensiblen Lebensabschnitt markiert. Unter dem Einfluss der hormonellen Veränderungen scheint das neuromuskuläre System eine größere Plastizität zu zeigen als die kraftübertragenden Sehnen, was zu einer Dysbalance aus Muskelkraft und Steifigkeit der Sehne führen kann. Analog zu der Prävalenz von Tendinopathien (Lian, Engebretsen, & Bahr, 2005; Simpson, Rio, & Cook, 2016) scheint die Häufigkeit derartiger Dysbalancen über das Jugendalter und insbesondere bei Athlet:innen aus Sprungdisziplinen anzusteigen. Plyometrische Belastungen können selbst bei trainierten Athlet:innen klare neuromuskuläre Anpassungen hervorrufen (Sáez-Sáez de Villarreal, Requena, & Newton, 2010), zeigen jedoch recht inkonsistente Effekte auf die Adaptation von Sehnen (Bohm, Mersmann, Tettke, Kraft, & Arampatzis, 2014; Burgess, Connick, Graham-Smith, & Pearson, 2007), was

gegebenenfalls in einer abgeschwächten Signalübertragung auf Zellebene bei hohen Dehnungsraten begründet liegt (Passini et al., 2021). Die Konsequenz von Muskel-Sehnen Dysbalancen ist eine erhöhte Dehnung der Sehne während maximaler Muskelanspannungen. In vitro konnte bereits mehrfach gezeigt werden, dass hohe Dehnungsbelastungen strukturelle Schädigungen und eine katabole Stoffwechsellage des Gewebes auslösen können (Lavagnino, Arnoczky, Tian, & Vaupel, 2003; Ros, Muljadi, Flatow, & Andarawis-Puri, 2019; Wang et al., 2013). Die vorliegenden Daten weisen nun erstmals auf einen Zusammenhang der Dehnung von Sehnen und deren struktureller Integrität beim Menschen. Athlet:innen, deren Sehnen einer hohen Dehnungsbelastung ausgesetzt sind, zeigen jedoch nicht nur Indikationen für eine Desorganisation des Kollagennetzwerks, sondern weisen ein 2,3-fach erhöhtes Risiko auf Belastungsschmerzen und Funktionseinschränkungen zu entwickeln. Wird in Risikogruppen für Tendinopathien das Training durch spezifische Übungen ergänzt, die nachweislich geeignet sind die Adaptation von Sehnen anzuregen, kann jedoch ein erheblicher Beitrag zur Verletzungsprävention bei jungen Sporttreibenden geleistet werden. Eine, gerade im Vergleich zu plyometrischen Belastungen, erhöhte Dehnungsdauer und reduzierte Dehnungsrate könnte dabei zu einer homogeneren Beanspruchung des Gewebes (Baar, 2019) und damit einheitlicheren Stimulation der eingebetteten Tenozyten führen (Morita et al., 2019). Wird zudem die Sehne unter Belastung auf etwa 4,5 % bis 6,5 % ihrer Ruhelänge gedehnt, kann insbesondere bei Athlet:innen mit defizitärer Sehnensteifigkeit die mechanische Widerstandsfähigkeit der Sehne deutlich erhöht werden.

Schlussfolgerungen

Die Bestimmung der Dehnung von Sehnen während maximaler isometrischer Kontraktionen ermöglicht die Identifikation von Athlet:innen, bei denen – gegebenenfalls aufgrund einer reduzierten Mechanosensitivität oder ungünstiger Stoffwechsellagevoraussetzungen (K. M. Heinemeier et al., 2018; Wang et al., 2021) – die sport-spezifische Belastung keine adäquate Anpassung der Sehne ausgelöst hat. Bei Dehnungen von über 9 % ist das Verletzungsrisiko um das 2,3-fache erhöht und könnte in einer entsprechenden Diagnostik als Indikation für ein gezieltes Sehnentraining dienen. Basierend auf individuellen Kraft-Dehnungs-Kurven kann eine besonders günstige Beanspruchung der Sehne gewährleistet werden. Doch auch ohne Zugang zu der dafür notwendigen und aktuell noch recht aufwändigen Methodologie ist die Integration gezielter Belastungen von Sehnen im Nachwuchsbereich bestimmter Sportarten empfehlenswert, da auch ohne individualisierte Belastung die Häufigkeit von Beschwerden und struktureller Anomalien reduziert werden kann. Effektive Belastungen für Sehnen sind dabei im Allgemeinen durch eine eher hohe Intensität und langsame Übungsdurchführung gekennzeichnet. Fünf Sätze mit je vier Wiederholungen von entsprechenden Übungen dauern nur etwa 15–20 Minuten und sollten dreimal wöchentlich in Trainingspläne von Spitzensportler:innen mit erhöhtem Risiko für Tendinopathien integriert werden.

Literatur

- [1] Arampatzis, A., Karamanidis, K., & Albracht, K. (2007). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *Journal of Experimental Biology*, 210(Pt 15), 2743–2753. <http://doi.org/10.1242/jeb.003814>
- [2] Baar, K. (2019). Stress Relaxation and Targeted Nutrition to Treat Patellar Tendinopathy. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 1–5. <http://doi.org/10.1123/ijsem.2018-0231>
- [3] Bohm, S., Mersmann, F., Santuz, A., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021). Muscle-specific economy of force generation and efficiency of work production during human running. *eLife*, 10. <http://doi.org/10.7554/eLife.67182>
- [4] Bohm, S., Mersmann, F., Tettke, M., Kraft, M., & Arampatzis, A. (2014). Human Achilles tendon plasticity in response to cyclic strain: effect of rate and duration. *Journal of Experimental Biology*, 217(22), 4010–4017. <http://doi.org/10.1242/jeb.112268>

-
- [5] Burgess, K. E., Connick, M. J., Graham-Smith, P., & Pearson, S. J. (2007). Plyometric vs. Isometric Training Influences on Tendon Properties and Muscle Output. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 986–5. <http://doi.org/10.1519/R-20235.1>
- [6] Charcharis, G., Mersmann, F., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2019). Morphological and Mechanical Properties of the Quadriceps Femoris Muscle-Tendon Unit From Adolescence to Adulthood: Effects of Age and Athletic Training. *Frontiers in Physiology*, 10, 1082. <http://doi.org/10.3389/fphys.2019.01082>
- [7] Domroes, T., Weidlich, K., Bohm, S., Arampatzis, A., & Mersmann, F. (2023). Effect of sex on muscle–tendon imbalances and micromorphology in adolescent athletes – A longitudinal consideration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Artikel 14483. <http://doi.org/10.1111/sms.14483>
- [8] Heinemeier, K. M., Bjerrum, S. S., Schjerling, P., & Kjaer, M. (2013a). Expression of extracellular matrix components and related growth factors in human tendon and muscle after acute exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(3), e150–61. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01414.x>
- [9] Heinemeier, K. M., Schjerling, P., Heinemeier, J., Magnusson, S. P., & Kjaer, M. (2013b). Lack of tissue renewal in human adult Achilles tendon is revealed by nuclear bomb (14) C. *FASEB Journal*, 27(5), 2074–2079. <http://doi.org/10.1096/fj.12-225599>
- [10] Heinemeier, K. M., Schjerling, P., Øhlenschläger, T. F., Eismark, C., Olsen, J., & Kjaer, M. (2018). Carbon-14 bomb pulse dating shows that tendinopathy is preceded by years of abnormally high collagen turnover. *FASEB Journal*, 32(9), 4763–4775. <http://doi.org/10.1096/fj.201701569R>
- [11] LaCroix, A. S., Duenwald-Kuehl, S. E., Lakes, R. S., & Vanderby, R. (2013). Relationship between tendon stiffness and failure: a metaanalysis. *Journal of Applied Physiology*, 115(1), 43–51. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.01449.2012>
- [12] Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Tian, T., & Vaupel, Z. (2003). Effect of amplitude and frequency of cyclic tensile strain on the inhibition of MMP-1 mRNA expression in tendon cells: an in vitro study. *Connective Tissue Research*, 44(3–4), 181–187.
- [13] Lian, O. B., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper’s knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 561–567. <http://doi.org/10.1177/0363546504270454>
- [14] Mersmann, F., Charcharis, G., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2017). Muscle and Tendon Adaptation in Adolescence: Elite Volleyball Athletes Compared to Untrained Boys and Girls. *Frontiers in Physiology*, 8, 613. <http://doi.org/10.3389/fphys.2017.00417>
- [15] Mersmann, F., Domroes, T., Pentidis, N., Tsai, M. S., Bohm, S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021a). Prevention of strain-induced impairments of patellar tendon micromorphology in adolescent athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(8), 1708–1718. <http://doi.org/10.1111/sms.13979>
- [16] Mersmann, F., Domroes, T., Tsai, M.-S., Pentidis, N., Schroll, A., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2023). Longitudinal Evidence for High-Level Patellar Tendon Strain as a Risk Factor for Tendinopathy in Adolescent Athletes. *Sports Medicine – Open*, 9, Artikel 80: 1–14. <http://doi.org/10.1186/s40798-023-00627-y>
- [17] Mersmann, F., Laube, G., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2020). Muscle and Tendon Morphology in Early-Adolescent Athletes and Untrained Peers. *Frontiers in Physiology*, 11, 1029. <http://doi.org/10.3389/fphys.2020.01029>
- [18] Mersmann, F., Laube, G., Marzilger, R., Bohm, S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021b). A Functional High-Load Exercise Intervention for the Patellar Tendon Reduces Tendon Pain Prevalence During a Competitive Season in Adolescent Handball Players. *Frontiers in Physiology*, 12, 626225. <http://doi.org/10.3389/fphys.2021.626225>
- [19] Mersmann, F., Pentidis, N., Tsai, M. S., Tsai, M.-S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2019). Patellar Tendon Strain Associates to Tendon Structural Abnormalities in Adolescent Athletes. *Frontiers in Physiology*, 10, 963. <http://doi.org/10.3389/fphys.2019.00963>
- [20] Morita, Y., Sato, T., Higashiura, K., Hirano, Y., Matsubara, F., Oshima, K., et al. (2019). The optimal mechanical condition in stem cell-to-tenocyte differentiation determined with the homogeneous strain distributions and the cellular orientation control. *Biology Open*, 8(5). <http://doi.org/10.1242/bio.039164>

-
- [21] Passini, F. S., Jaeger, P. K., Saab, A. S., Hanlon, S., Chittim, N. A., Arlt, M. J., et al. (2021). Shear-stress sensing by PIEZO1 regulates tendon stiffness in rodents and influences jumping performance in humans. *Nature Biomedical Engineering*, 5(12), 1457–1471. <http://doi.org/10.1038/s41551-021-00716-x>
- [22] Roberts, T. J. (1997). Muscular Force in Running Turkeys: The Economy of Minimizing Work. *Science*, 275(5303), 1113–1115. <http://doi.org/10.1126/science.275.5303.1113>
- [23] Ros, S. J., Muljadi, P. M., Flatow, E. L., & Andarawis-Puri, N. (2019). Multiscale mechanisms of tendon fatigue damage progression and severity are strain and cycle dependent. *Journal of Biomechanics*, 85, 148–156. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.026>
- [24] Sáez-Sáez de Villarreal, E., Requena, B., & Newton, R. U. (2010). Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport/Sports Medicine Australia*, 13(5), 513–522. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.08.005>
- [25] Simpson, M., Rio, E., & Cook, J. (2016). At What Age Do Children and Adolescents Develop Lower Limb Tendon Pathology or Tendinopathy? A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(4), 545–557. <http://doi.org/10.1007/s40279-015-0438-0>
- [26] Wang, T., Lin, Z., Day, R. E., Gardiner, B., Landao-Bassonga, E., Rubenson, J., et al. (2013). Programmable mechanical stimulation influences tendon homeostasis in a bioreactor system. *Biotechnology and Bioengineering*, 110(5), 1495–1507. <http://doi.org/10.1002/bit.24809>
- [27] Wang, T., Wagner, A., Gehwolf, R., Yan, W., Passini, F. S., Thien, C., et al. (2021). Load-induced regulation of tendon homeostasis by SPARC, a genetic predisposition factor for tendon and ligament injuries. *Science Translational Medicine*, 13(582). <http://doi.org/10.1126/scitranslmed.abe5738>
- [28] Wren, T. A. L., Lindsey, D. P., Beaupré, G. S., & Carter, D. R. (2003). Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(6), 710–717.

Myosin filament sliding through the Z-disc

André Tomalka¹, Maximilian Heim¹, Annika Klotz¹, Christian Rode³, Tobias Siebert^{1,2}

¹Institute of Sport and Movement Science, Department of Motion and Exercise Science;

²Stuttgart Center for Simulation Science, University of Stuttgart, Stuttgart, Germany;

³Institute of Sport Science, Department of Biomechanics, University of Rostock, Rostock, Germany

Introduction

How myofilaments operate at short mammalian skeletal muscle lengths is unknown. A common assumption is that thick (myosin-containing) filaments get compressed or folded when fibres reach short lengths during contraction (Gordon et al., 1966) but (a (Figure 1, left schematic). Neglected phenomena associated with amphibian muscle fibres contracting to very short lengths, e. g., substantial active force production in long-lasting activation and not restoring fibre resting length after activation, speak against the compression of thick filaments (Ramsey and Street, 1940).

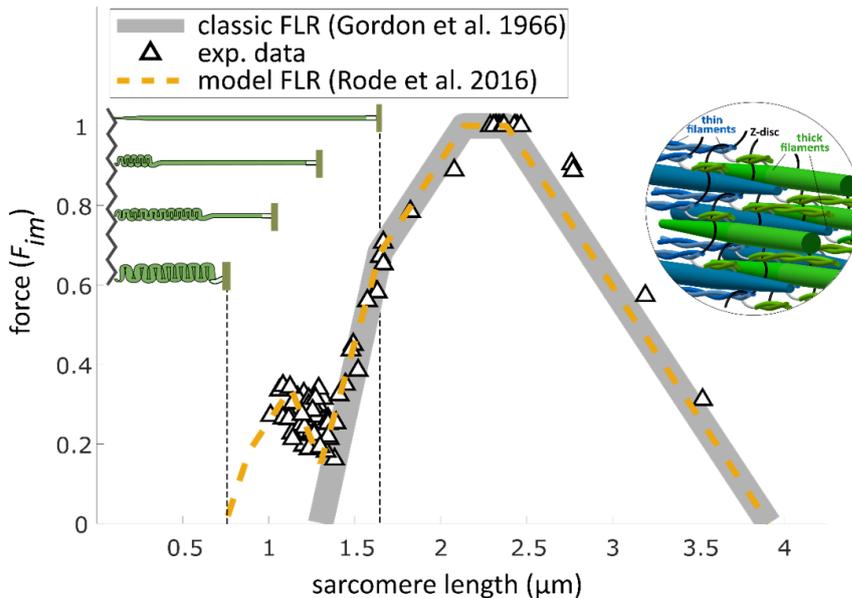


Figure 1: Active force-length relationship, FLR. Active isometric forces (including the hump) are approximated by the Rode et al. (2016) model (dashed yellow line). When sarcomeres shorten to lengths below 1.65 μm , thick filaments might compress or buckle at the Z-disc (left illustration, classic assumption) or slide through the Z-disc (right illustration).

Methods

Transmission electron microscopy (TEM) images were obtained for ultrastructural observation of single skeletal muscle fibre segments in a longitudinal direction. TEM imaging was performed using an FEI Tecnai Spirit TEM (ThermoFisher Scientific) equipped with a Tietz TemCam F416 CMOS camera (TVIPS, Gauting, Germany). Kinetic experiments with single skeletal muscle fibres were performed with a standard fibre test system (Aurora Scientific 1400A). Fibre-clip units were mounted between attachment hooks connected to a lever arm of a high-speed length controller (322 C-I, Aurora Scientific, Canada) and a force transducer (403A, Aurora Scientific, Canada). Muscle preparation, storage and activation techniques for permeabilized single muscle fibres were followed by Tomalka et al. (2017, 2021).

Results

This study provides ultrastructural evidence of sarcomeres contracting down to $0.44 \mu\text{m}$ – approximately a quarter of thick filament resting length – in long-lasting contractions while keeping a regular, parallel thick filament arrangement (Figure 2 b, c) (Tomalka et al., 2022).

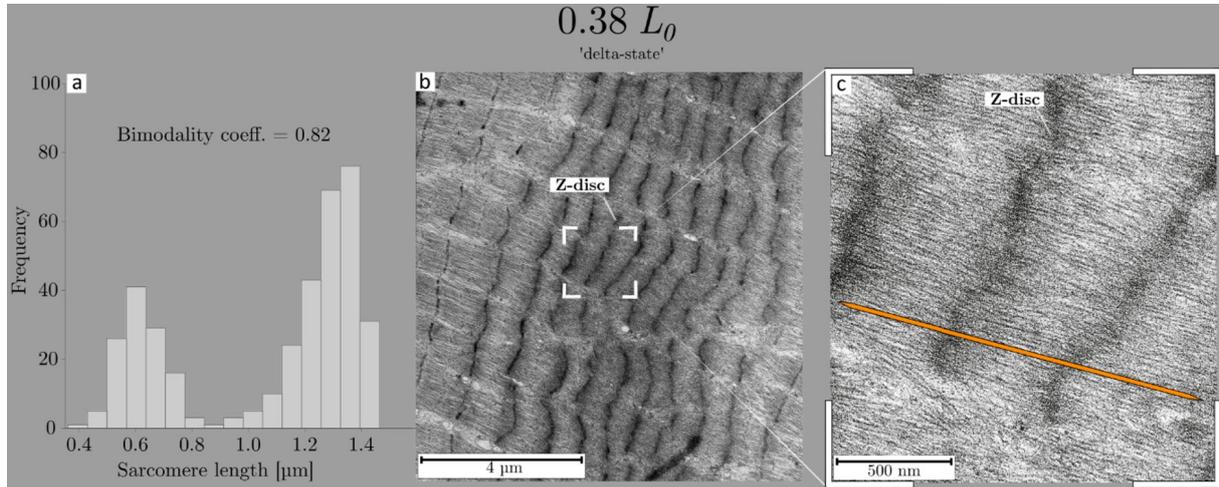


Figure 2: Sarcomere length (SL) distributions in a “delta-state” fibre segment. Electron microscopic images at short fibre lengths of $0.38 L_0$. The fibre segment exhibited (a) a bimodal SL distribution in the fibre ultrastructure after contraction to $0.38 L_0$ (b, c). For comparison, the regular thick filament length ($1.65 \mu\text{m}$) is indicated with an orange rod. Scale bars indicate length.

Sarcomeres produced force at extremely short lengths (Figure 3 a, magenta curve). Furthermore, sarcomeres adopted a bimodal length distribution with both modes below lengths where sarcomeres are expected to generate force in classic force-length measurements (Figure 2 a). Mammalian fibres did not restore resting length but remained short after deactivation, as previously reported for amphibian fibres, and showed increased forces during passive re-elongation (Figure 3 b).

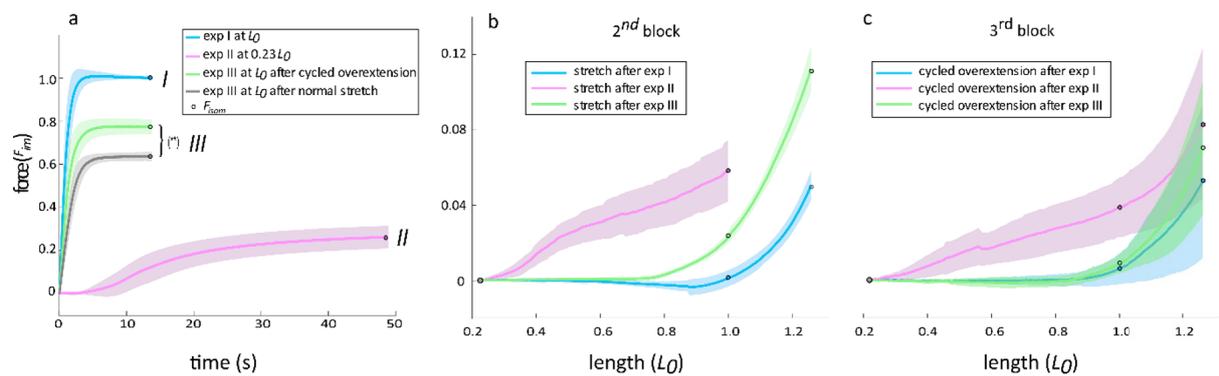


Figure 3: Active force–time traces (a) and passive force–length traces (b, c) in a sequence of end-held isometric contractions. (a) Active forces (mean \pm s. d., normalized to maximum isometric force F_{im} at optimal length L_0) were obtained in the second and third experimental blocks in the sequence exp I, exp II and exp III. Fibres were fully activated at 0 s. (b) Passive force during slow stretch after consecutive end-held isometric contractions (exp I) at L_0 (blue), exp II at $0.23 L_0$ (magenta) and exp III again at L_0 (green). (c) Cycled overextension curves (third block) result from force values taken every 2.5 s (each in the middle of a 1 s constant length phase after a cycle).

Discussion

These findings are incompatible with viscoelastic thick filament compression but agree with predictions of a model incorporating thick filament sliding through the Z-disc (Rode et al., 2016, 2023; Tomalka et al., 2022) (Figure 1, right illustration). This more coherent picture of mechanical mammalian skeletal fibre functioning opens new perspectives on muscle physiology.

Literature

- [1] Gordon, A. M., Huxley, A. F., and Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.* 184, 170–192. doi:5921536.
- [2] Ramsey, R. W., and Street, S. F. (1940). the Isometric Length-Tension Diagram of isolated skeletal muscle fibers of the frog. *J. Cell. Physiol.* 15, 11–34.
- [3] Rode, C., Siebert, T., Tomalka, A., and Blickhan, R. (2016). Myosin filament sliding through the Z-disc relates striated muscle fibre structure to function. *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.* 283, 20153030. doi:10.1098/rspb.2015.3030.
- [4] Rode, C., Tomalka, A., Blickhan, R., and Siebert, T. (2023). Structurally motivated models to explain the muscle's force-length relationship. *Biophys. J.*
- [5] Tomalka, A., Heim, M., Klotz, A., Rode, C., and Siebert, T. (2022). Ultrastructural and kinetic evidence support that thick filaments slide through the Z-disc. *J. R. Soc. Interface* 19, 20220642. doi:10.1098/rsif.2022.0642.
- [6] Tomalka, A., Rode, C., Schumacher, J., and 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, 20162497. doi:10.1098/rspb.2016.2497.
- [7] Tomalka, A., Weidner, S., Hahn, D., Seiberl, W., and Siebert, T. (2021). Power Amplification Increases With Contraction Velocity During Stretch-Shortening Cycles of Skinned Muscle Fibers. *Front. Physiol.* 12, 1–16. doi:10.3389/fphys.2021.644981.

Individuelle Skalierung von Kraftfähigkeiten in Muskel-Skelett-Modellen

Carlo von Diecken¹, Axel Schleichardt¹, Olaf Ueberschär^{1,2}

¹Institut für Angewandte Trainingswissenschaft; ²Hochschule Magdeburg-Stendal für Angewandte Wissenschaften

Einleitung

Simulationen mit Muskel-Skelett-Modellen können dazu beitragen, die komplexen biomechanischen Wirkungsweisen des menschlichen Bewegungsapparates besser zu verstehen. So besitzt beispielsweise die simulationsbasierte Quantifizierung von Gelenkbeanspruchungen und die Bestimmung der anteiligen muskulären Antriebskräfte großes Potenzial für die Verbesserung der Lebensqualität von Menschen mit körperlichen Beeinträchtigungen, ebenso wie für biomechanische Fragestellungen innerhalb des Leistungssports. Anhand von Simulationen können konditionelle Reserven einzelner Muskeln oder Muskelgruppen erschlossen werden, zu denen der Zugang mit klassischen und zudem meist invasiven Methoden verwehrt bleiben muss.

Um mithilfe von Muskel-Skelett-Modellen möglichst realitätsnahe Simulationen durchführen zu können, muss jedes generische Modell zunächst individuell an den Patienten bzw. den Athleten angepasst werden. In diesem Sinne wird die Anthropometrie des Modells anhand von Körpergröße und Körpermasse skaliert. Um die Kraftfähigkeit des Modells zu skalieren, wird üblicherweise ein ebenfalls auf anthropometrischen Daten basierender globaler Kraftskalierungsfaktor gebildet, mit welchem die isometrische Maximalkraft aller Muskeln im Modell gleichermaßen multipliziert wird (Handsfield et al., 2014). Insbesondere die Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeit-Relationen, die die Leistungsabgabe im Muskel definieren, werden jedoch bei dieser Methode im zumeist Hill'schen Muskelmodell nicht berücksichtigt. Darüber hinaus werden auch mögliche Besonderheiten im Kraftverhältnis verschiedener antagonistisch wirkender Muskelgruppen vernachlässigt. Dass diese Muskelparameter und -kraftverhältnisse allerdings durchaus relevante Aspekte für die Simulationsergebnisse darstellen, belegen verschiedene jüngere Forschungsarbeiten, die anhand bildgebender Verfahren und isokinetischer Krafttests aufwendige individuelle Kraftskalierung durchführten und diese Modelle mit uniform skalierten Modellen verglichen (Akhundov et al., 2022; Hegarty et al., 2018; Heinen et al., 2019).

Ziel dieser Arbeit war es daher, eine möglichst effiziente Methode zur individuellen Kraftskalierung eines Muskel-Skelett-Modells in der international etablierten Simulationsumgebung *OpenSim* zu entwickeln, welche sowohl die Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten realistischer skaliert und dabei Kraft-Geschwindigkeit-Relation berücksichtigt.

Methoden

Für eine beispielhafte Skalierung des Modells anhand eines Gewichthebers des deutschen Bundeskaders wurden eingelenkige isokinetische Maximalkrafttests (*IsoMed 2000*, Fa. Ferstl, Hemau) für Hüftextension/-flexion (Bewegungsbereich: 0–95°, Winkelgeschwindigkeit: 60 & 150°/s), Knieextension/-flexion (15–110°, 60 & 180°/s) sowie Plantarflexion/Dorsalextension (-35–20°, 30 & 120°/s) durchgeführt. Außerdem wurden bei zwei Durchgängen einer maximalen Gewichthebeübung (Stoßen) Kinematik und Bodenreaktionskräfte mit 3D-Motion-Tracking und Kraftmessplatten aufgezeichnet.

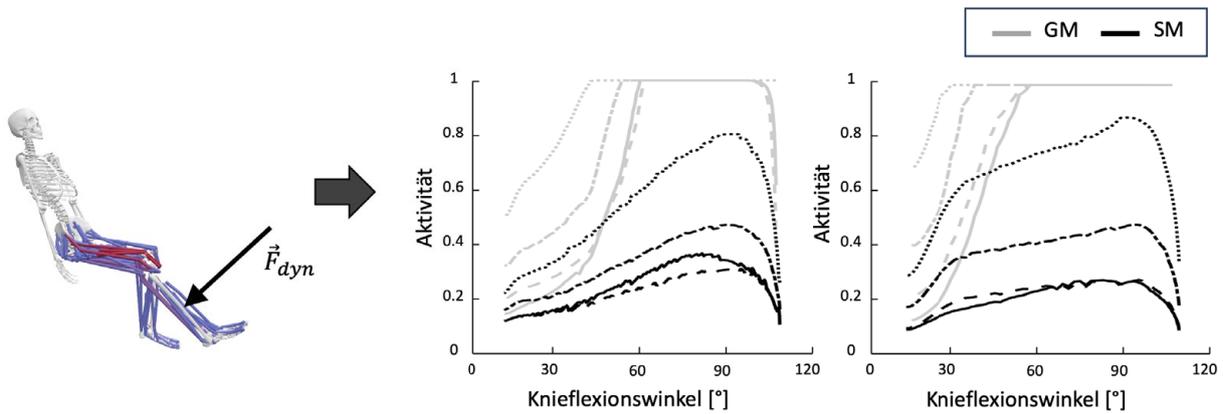


Abbildung 1: *OpenSim*-Modell zur Simulation der muskulären Aktivität am Beispiel des m. quadriceps.

GM = generisches Modell, SM = Skaliertes Modell.

Die isokinetischen Bewegungen wurden in *OpenSim* modelliert, das am Dynamometer gemessene Drehmoment durch den externen Hebelarm geteilt und die resultierende Kraft am Modell angelegt. Anhand des Computed Muscle Control Tools wurde die neuromuskuläre Aktivität berechnet, welche notwendig ist, um die simulierte Bewegung entgegen dem Dynamometer-Drehmoment zu realisieren (Abb. 1, links).

Basierend auf dieser Analyse wurde ein Anpassungsalgorithmus in MATLAB (The Mathworks Inc. 2023) entwickelt, der die Muskelparameter der isometrischen Maximalkraft F_0^M und der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit v_0^M aller Muskeln einer Muskelgruppe gleichermaßen so skaliert, dass die maximale Aktivität beider isokinetischer Bewegungen realitätsnahe Werte von 0.8 (30°/s, 60°/s) bzw. 0.9 (120°/s, 150°/s, 180°/s) annimmt (Babault et al., 2002). Muskeln, die mehrere untersuchte Gelenke bewegen (biartikuläre Muskeln), werden mit dem Mittelwert der Skalierungsfaktoren beider Gelenke multipliziert.

Zur Evaluierung des Effekts der Skalierung wurden im Anschluss muskuläre Aktivitäten und Muskelkräfte während der maximalen Gewichthebeübungen simuliert und Werte des generischen mit denen des skalierten Modells verglichen.

Ergebnisse

Die vorgenommenen Anpassungen von F_0^M und v_0^M führen zu realistischen Aktivitätsmustern während der isokinetischen Bewegungen, während das unskalierte Modell unphysiologisch hohe Werte produziert (Abb. 1, rechts). Die Ergebnisse der Kraft- und Kontraktionsgeschwindigkeitsskalierung des Athleten sind in Tabelle 1 dargestellt. Der Kraftskalierungsfaktor f_F liegt dabei zwischen 1.1 und 3.29, der Geschwindigkeitsskalierungsfaktor f_v wiederum zwischen 0.38 und 1.07.

	Hüfte		Knie		Sprunggelenk	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension	P. Flexion	D. Extension
f_F	2.92	2.89	1.14	3.29	1.10	1.40
f_v	0.69	1.07	0.61	0.38	0.85	0.85

Tabelle 1: Berechnete Skalierungsfaktoren der isometrischen Maximalkraft und maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit.

Die Simulationsergebnisse der Gewichthebeübung zeigen, dass die individuelle Skalierung der Kraft-Geschwindigkeits-Relation deutliche Auswirkungen auf berechnete Aktivierungsmuster hat (Abb. 2). So bestehen besonders in der Aktivierung des m. vastus lateralis sowie des m. biceps femoris große Unterschiede.

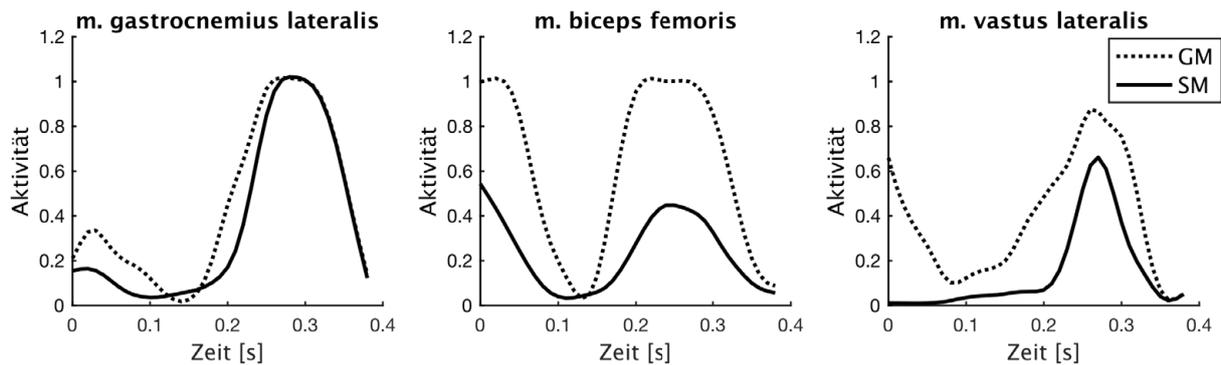


Abbildung 2: Durchschnittliche muskuläre Aktivität während der simulierten maximalen Gewichthebung.

GM = generisches Modell, SM = Skaliertes Modell

Diskussion

In dieser Arbeit wurde eine neuartige und mit vergleichsweise geringem Arbeitsaufwand verbundene Methode entwickelt, die dynamische Kraftfähigkeit eines Muskel-Skelett-Modells allein anhand von zwei isokinetischen Krafttests pro Muskelgruppe individuell anzupassen. Die erheblich divergierenden Skalierungsfaktoren zeigen, dass eine individuelle Kraftskalierung gerade bei Personen mit stark von der (gesamtgesellschaftlichen) Norm abweichenden Kraftfähigkeiten (z. B. Hochleistungsathleten, Patienten) angezeigt ist. Ergebnisse der simulierten Gewichthebung zeigen, dass die angepassten Kraftfähigkeiten des Modells einen relevanten Einfluss auf anschließende Simulationsergebnisse haben.

Limitiert wird die vorgestellte Methode dadurch, dass die isokinetische Messung, welche die Grundlage der Anpassung darstellt, durch Abweichung zwischen Drehachsen des anatomischen Gelenks und der Dynamometerwelle einem gewissen Fehler unterliegt (Arampatzis et al., 2004). Diese Limitation sollen in zukünftigen Forschungsarbeiten durch 3D-Motion-Tracking adressiert werden.

Literatur

- [1] Akhundov, R., Saxby, D. J., Diamond, L. E., Edwards, S., Clausen, P., Dooley, K., Blyton, S., & Snodgrass, S. J. (2022). Is subject-specific musculoskeletal modelling worth the extra effort or is generic modelling worth the shortcut? *PLoS ONE*, 17(1 1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262936>
- [2] Arampatzis, A., Karamanidis, K., de Monte, G., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., & Brüggemann, G. P. (2004). Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical Biomechanics*, 19(3), 277–283. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.11.011>
- [3] Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., Ballay, Y., & van Hoecke, J. (2002). EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 541–547. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0579-3>
- [4] Handsfield, G. G., Meyer, C. H., Hart, J. M., Abel, M. F., & Blemker, S. S. (2014). Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics*, 47(3), 631–638. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.002>
- [5] Hasson, C. J., & Caldwell, G. E. (2012). Effects of Age on Mechanical Properties of Dorsiflexor and Plantarflexor Muscles.
- [6] Hegarty, A. K., Hulbert, T. V., Kurz, M. J., Stuber, W., & Silverman, A. K. (2019). Evaluation of a method to scale muscle strength for gait simulations of children with cerebral palsy. *Journal of biomechanics*, 83, 165–173. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.037>
- [7] Heinen, F., Sørensen, S. N., King, M., Lewis, M., Lund, M. E., Rasmussen, J., & de Zee, M. (2019). Muscle-tendon unit parameter estimation of a hill-type musculoskeletal model based on experimentally obtained subject-specific torque profiles. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(6). <https://doi.org/10.1115/1.4043356>

Auswirkungen der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die aktive Kraftentwicklung von Skelettmuskelfasern bei langen exzentrischen Kontraktionen

Sven Weidner¹, André Tomalka¹, Christian Rode², Tobias Siebert^{1,3}

¹Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Abteilung für Bewegung- und Trainingswissenschaft, Universität Stuttgart, Deutschland; ²Universität Rostock, Abteilung für Biomechanik, Deutschland;

³Stuttgart Center for Simulation Science (SimTech), Universität Stuttgart

Einleitung

Exzentrische Muskelkontraktionen sind Teil unseres alltäglichen Lebens. Beispielsweise sind sie funktional relevant beim Springen, Laufen oder bei Unfällen, die mit starken Muskeldehnungen einhergehen. Die Mechanismen der exzentrischen Kraftentwicklung sind bisher noch nicht vollständig verstanden (Rode, Siebert, & Blickhan, 2009; Siebert, Screen, & Rode, 2021). Mehrere Studien berichteten von dem Auftreten eines Abfalls der Kraft (definiert als „Give“, Flitney & Hirst, 1978 S1 and S2, where the slope of the response decreases abruptly. S1 and S2 correspond to extensions of 0.13 and 1.2 % of the muscle length. 3. Movements of the first order spectra relative to the zero order recorded during stretch reveal that S2 coincides with an abrupt elongation of the sarcomeres. This is termed sarcomere ‚give‘ and it occurs when the filaments are displaced by 11–12 nm from their steady-state (isometric) bei Muskeldehnung nach einem anfänglichen Kraftmaximum (Abbildung 1, s_2). Interessanterweise wurde nach dem Auftreten des Muskel-„Give“ eine nahezu lineare Neuentwicklung der Kraft (Abbildung 1, $slope_2$) während langer Dehnungen (Tomalka, Rode, Schumacher, & Siebert, 2017) beobachtet. Allerdings ist weitgehend unbekannt, wie die Dehngeschwindigkeit „Give“ und die Kraftneuentwicklung beeinflusst. Diese Studie untersucht den Einfluss der Dehngeschwindigkeit auf die Kraftentwicklung bei langen (0,45 optimale Faserlänge (l_{opt})) aktiven Dehnungen von gehäuteten Muskelfasern der Ratte.

Methoden

Der *M. soleus* wurde aus männlichen Wistar-Ratten (n=7) entnommen. Die Vorbereitung der Muskelgewebefasern, Permeabilisierung und Aktivierungstechniken wurden detailliert von Weidner et al. (2022) beschrieben. Die gehäuteten Muskelgewebefasern (n=27) wurden in einer Fasertestapparatur (600A, Aurora Scientific, Kanada) montiert, die die Messung von Faserkraft und -länge ermöglicht. Die Sarkomerlänge wurde im zentralen Abschnitt der Faser mit einem inversen Mikroskop (Eclipse Ti-S, Nikon, Japan) und einem Hochgeschwindigkeits-Videosystem (Aurora Scientific, 901B) gemessen. Die Fasern wurden durch Calciumdiffusion in Anwesenheit von ATP vollständig aktiviert. Nach einer isometrischen Vorkontraktion wurden die Fasern von 0,85 auf das 1,3-fache der optimalen Faserlänge bei 1 %, 10 % und 100 % der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit (v_{max}) gedehnt.

Ergebnisse

Die Kraft-Längen-Verläufe der Muskelfasern während isokinetischer Dehnungen spiegelten nicht die Veränderungen in der Steigung der zugrunde liegenden aktiven isometrischen Kraft-Längen-Kurve wider (Abbildung 1, gestrichelte schwarze Linie). Die Muskelfasern zeigten einen steilen anfänglichen Anstieg der Kraft (Abbildung 1, $slope_1$). $slope_1$ nahm mit der Dehngeschwindigkeit um etwa 195 % zu. Langsame (1 % v_{max}), moderate (10 % v_{max}) und schnelle (100 % v_{max}) Dehnungen führten zu einem deutlichen „Give“ (Abbildung 1, schwarze, blaue und rote Linie). Das „Give“ vervielfacht sich durch eine Erhöhung der Dehngeschwindigkeit (von 1 % auf 100 % v_{max} , $p < 0,001$). Während der letzten Hälfte der Dehnung (von etwa 1,07 bis 1,3 l_{opt} , was im

Bereich des erwarteten absteigenden Astes der Kraft-Längen-Kurve liegt), nahm $slope_2$ um 159 % bei Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit von 1 % auf 10 % v_{max} zu ($p < 0,001$). Eine Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit von von 10 % auf 100 % v_{max} führte zu einer weiteren Erhöhung von $slope_2$ um 84 % ($p < 0,001$). Insgesamt nahm $slope_2$ um mehr als 300 % bei Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit von 1 % auf 100 % v_{max} zu ($p < 0,001$).

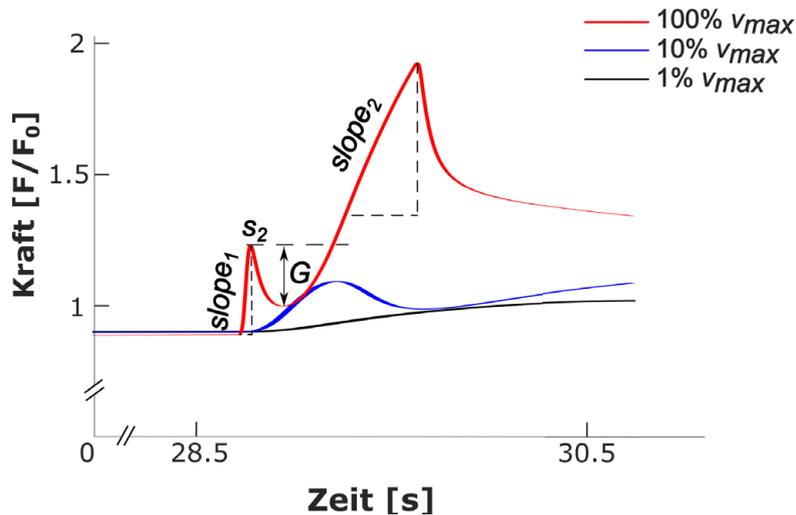


Abbildung 1: Mittelwerte der Kraftverläufe (durchgezogene Linien) und Standardabweichungen (schattierte Bereiche) für verschiedene Dehnungsgeschwindigkeiten. Die Kräfte sind über die gemessene relative Faserlänge (l/l_{opt}) dargestellt. Zur Vergleichbarkeit ist die aktive isometrische Kraft-Sarkomerlängen-Kurve (gestrichelte schwarze Linie) von Soleus-Einzelmuskel Fasern gezeigt. F_0 : maximale isometrische Kraft; s_2 : anfängliches Kraftmaximum.

Diskussion

Diese Studie präsentiert die erste systematische in-vitro Untersuchung der Kraftantwort von langsam-zuckenden (ST) Säugetier-Muskelzellen bei langen Dehnungen (von $0,85 l_{opt}$ bis $1,3 l_{opt}$) über einen großen Geschwindigkeitsbereich (1 %, 10 %, 100 % v_{max}). Unsere Ergebnisse sind mit einem Abreißen der Querbrücken und einer erneuten Anheftung der Querbrücken, sowie einem viskoelastischen Titin-Beitrag zur Muskelkraft während langer Dehnungen erklärbar (Weidner et al., 2022). Die Ergebnisse dieser Studie bezüglich der Geschwindigkeits- und Längenabhängigkeit des Muskel-„Give“ sind wichtig für die Weiterentwicklung von Muskelmodellen und somit für die Verbesserung der Vorhersagen von muskelgetriebenen Mehrkörpermodellen. Die beobachtete lineare Kraftzunahme während langer Dehnungen könnte das Interesse von Biologen, Physiologen und Ingenieuren gleichermaßen wecken, da sie zur Reduzierung der neuromuskulären Kontrolle in biologischen und mechanischen Fortbewegungssystemen beitragen kann.

Förderung: Die vorliegende Untersuchung wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert (Projektnummer: 405834662, SI841/17-1 und RO5811/1-1).

Literatur

- [1] Flitney, F. W., & Hirst, D. G. (1978). Cross-bridge detachment and sarcomere “give” during stretch of active frog’s muscle. *The Journal of Physiology*, 276, 449–465. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1978.sp012246>
- [2] Rode, C., Siebert, T., & Blickhan, R. (2009). Titin-induced force enhancement and force depression: A “sticky-spring” mechanism in muscle contractions? *Journal of Theoretical Biology*, 259(2), 350–360. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2009.03.015>
- [3] Siebert, T., Screen, H. R. C., & Rode, C. (2021). Computational modelling of muscle, tendon, and ligaments biomechanics. In *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System* (pp. 155–186). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819531-4.00008-0>
- [4] 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. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 284(1854), 20162497. <https://doi.org/10.1098/rspb.2016.2497>
- [5] Weidner, S., Tomalka, A., Rode, C., & Siebert, T. (2022). How velocity impacts eccentric force generation of fully activated skinned skeletal muscle fibers in long stretches. *Journal of Applied Physiology*, (19), 223–233. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00735.2021>

Session C

Klinische Biomechanik/ Ganganalyse



Kompensationsmechanismen nach schwerwiegenden Rupturen des M. rectus femoris – Zwei Fallberichte

Christian Baumgart¹, Casper Grim², Thilo Hotfiel², Jürgen Freiwald¹, Matthias W. Hoppe³

¹Arbeitsbereich Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Bergische Universität Wuppertal; ²Osnabrücker Zentrum für muskuloskelettale Chirurgie, Klinikum Osnabrück; ³Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Universität Leipzig

Einleitung

Komplette Rupturen des M. rectus femoris sind seltene und schwere Verletzungen, die mit langen Ausfallzeiten und ungewissen Langzeitergebnissen verbunden sind (Garcia, Duhrkop, Seijas, Ares, & Cugat, 2012). Aufgrund der Seltenheit der Verletzung gibt es wenig substanzvolle Informationen zur optimalen Gestaltung der Rehabilitation nach operativer Versorgung. Des Weiteren fehlen Studien, die biomechanische und funktionsdiagnostische Kriterien untersuchten und über Langzeitergebnisse berichten (Baumgart et al., 2021).

Bei zwei Patienten mit kompletten und operativ versorgten Rupturen des M. rectus femoris wurden biomechanisch-funktionsdiagnostische Test- und Messverfahren (u. a. MRT, EMG, Isokinetik, Fahrradergometrie) eingesetzt, um u. a. Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle, der isometrischen und isokinetischen Kraft sowie von strukturellen Muskeleigenschaften zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Rehabilitation zu erheben.

Fallbeispiel 1

Im ersten Fallbeispiel erfolgte die Untersuchung eines Patienten (49-jähriger Freizeitfußballer) zehn Monate nach operativer Versorgung eines kompletten distalen muskulo-tendinösen Ausrisses des M. rectus femoris (Ungruhe, Engelhardt, Grim, & Hotfiel, 2023).

Zum Zeitpunkt der Testung waren die Beinvolumen sowie die in unterschiedlichen Hüftflexionsstellungen dynamisch gemessenen Kraftwerte der Knieextensoren nahezu seitengleich. Die den Kraftwerten zugrundeliegenden neuromuskulären Ansteuerungsmuster der Quadrizepsmuskulatur zeigten im Seitenvergleich jedoch intra- und intermuskuläre Differenzen. Auch während der submaximal durchgeführten Krafttestungen in unterschiedlichen Knie- und Hüftwinkeln lassen sich deutliche Differenzen der neuromuskulären Ansteuerung erkennen.

Trotz der posttraumatischen und postoperativen neuromuskulären Veränderungen im Seitenvergleich konnte der Patient eine gute Funktionalität in Alltag und Sport erreichen (Joggen, Radfahren etc.). Darüber hinaus zeigte der Patient trotz der Schwere der ursprünglichen Verletzung eine hohe Zufriedenheit mit dem postoperativen Ergebnis. Zusammenfassend können die Veränderungen als kompensative Strategien interpretiert werden.

Fallbeispiel 2

Im Rahmen des zweiten Fallberichts wurde ein Patient (41-jährigen Ausdauersportler) über eine Dauer von zwölf Monaten nach operativer Versorgung eines kompletten distalen Ausrisses des M. rectus femoris engmaschig nachuntersucht (Baumgart et al., 2021).

Innerhalb der ersten vier postoperativen Wochen lag eine nahezu vollständige neuromuskuläre Hemmung des M. rectus femoris vor, die sich im Verlauf der Rehabilitation verringerte. Im Verlauf des Beobachtungszeitraums entwickelten sich im Seitenvergleich deutliche neuromuskuläre und strukturelle Anpassungen, die auch nach sechs und 12 Monaten persistieren. Trotz der im langfristigen Zeitraum messbaren Seitendifferenzen war nach sechs und zwölf Monaten die ursprüngliche Ausdauerleistungsfähigkeit vollständig wiederhergestellt. Die Leis-

tungsabgabe während der Fahrradergometrie war trotz der veränderten neuromuskulären Ansteuerung im Seitenvergleich nahezu gleich.

Zusammenfassend zeigt sich nach operativer Versorgung eine vollständige Wiederherstellung der ursprünglichen Ausdauerleistungsfähigkeit, wobei auch nach 12 Monaten sowohl die neuromuskulären Ansteuerungs- und Kontrollstrategien als auch strukturelle Seitendifferenzen deutlich messbar sind. Auch im zweiten Fallbeispiel können die Veränderungen als kompensative Strategien interpretiert werden.

Diskussion

Die gemessenen biomechanischen Veränderungen lassen sich durch das jeweilige operative Vorgehen und die grundsätzliche Funktion des M. rectus femoris in Bezug auf die Kniestreckung und Hüftbeugung sowie die individuellen Rahmenbedingungen erklären. Sie sind als physiologische Kompensationsstrategien zu interpretieren. Ob solche Anpassungen langfristig sinnvoll sind und ob sie während der Rehabilitation gezielt beeinflusst werden können (sollten), gilt es in Zukunft weiter zu untersuchen.

Literatur

- [1] Baumgart, C., Grim, C., Heiss, R., Ehrenstein, P., Freiwald, J., & Hoppe, M. W. (2021). Rehabilitation after a Complete Avulsion of the Proximal Rectus Femoris Muscle: Considerations from a Case Report. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16). doi: 10.3390/ijerph18168727
- [2] Garcia, V. V., Duhrkop, D. C., Seijas, R., Ares, O., & Cugat, R. (2012). Surgical treatment of proximal ruptures of the rectus femoris in professional soccer players. *Arch Orthop Trauma Surg*, 132(3), 329–333. doi: 10.1007/s00402-011-1372-8
- [3] Ungruhe, E., Engelhardt, M., Grim, C., & Hotfiel, T. (2023). Vollständige myofasziale Separation des M. rectus femoris – eine seltene Verletzungsentität. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 39(2), 232–233. doi: <https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2023.03.072>

Do athletes, fully recovered from an ACL injury, control single-leg landings differently compared to ACL injury-free peers?

Maité Calisti, Maurice Mohr, Peter Federolf

Department of Sport Science, University of Innsbruck, Austria

Introduction

Re-injury rates after an initial anterior cruciate ligament (ACL) tear are as high as 21–23% (Wiggins et al., 2016) – far higher than injury rates in ACL injury-free peers. Re injury rates seem to differ between sexes (Webster, 2021) and often the uninjured, contralateral knee is affected (Wiggins et al., 2016). The latter might suggest that either the mechanical strength of the healthy or reconstructed ACL is weaker in these individuals, or the mechanical loading of the ACL could be higher. How the ACL is mechanically loaded depends on how the whole body is moving and how forces are transferred through the knee to the ground. If the latter is a mechanism, we could hypothesize that in a high-ACL load movement, different movement characteristics can be found between an ACL injury group and a group of ACL injury-free peers. The aim of the current study was, to explore the coordinative structure of a jump-landing motion through a principal component analysis (PCA) to test this hypothesis. Sex and fatigue were considered as additional determinants, as they also contribute as risk factors for ACL injuries.

Methods

Forty-two volunteers, 21 in an ACL group (11 females; age 24 ± 3 y) and 21 in a control group (11 females; 26 ± 3 y) performed single-leg forward hops (three per leg) before and after a fatiguing protocol (single-leg squats and step-ups; fatigue: -20% maximal jump height; BORG CR10 > 5). Whole-body kinematics were recorded at 250 Hz (Vicon, Oxford, UK) using 44 markers for the landing motion (initial contact to 0.5 s). The kinematic marker data was normalized, concatenated and submitted to a PCA (Haid et al., 2019). To characterize the coordinative structure of the motion, the relative contribution of the first 10 resultant PC-components to the entire landing movement, $rVAR_1$ to $rVAR_{10}$ (Federolf, 2016), were analysed (*jamovi*; retrieved from <https://www.jamovi.org>) through group-by-fatigue-by-gender ($2 \times 2 \times 2$) mixed-factor ANOVAs ($\alpha = 0.05$) and η_p^2 effect sizes, or through non-parametric alternatives when the normal distribution or homogeneity prerequisites were violated.

Results

In the eighth PC-component, a main effect of group ($p = 0.044$, $\eta_p^2 = 0.102$) and interaction effects of group-by-fatigue ($p = 0.033$, $\eta_p^2 = 0.113$) and group-by-gender ($p = 0.023$, $\eta_p^2 = 0.128$) were found. Posthoc analyses showed that these effects were driven by higher $rVAR_8$ values in the female ACL group compared to the control group, particularly in the non-fatigued condition ($p = 0.013$; Figure 1). The eighth PC-component quantified foot rolling (lateral ankle movement) combined with medio-lateral knee and trunk displacements (<https://www.youtube.com/watch?v=Vu3P1BceNtk>).

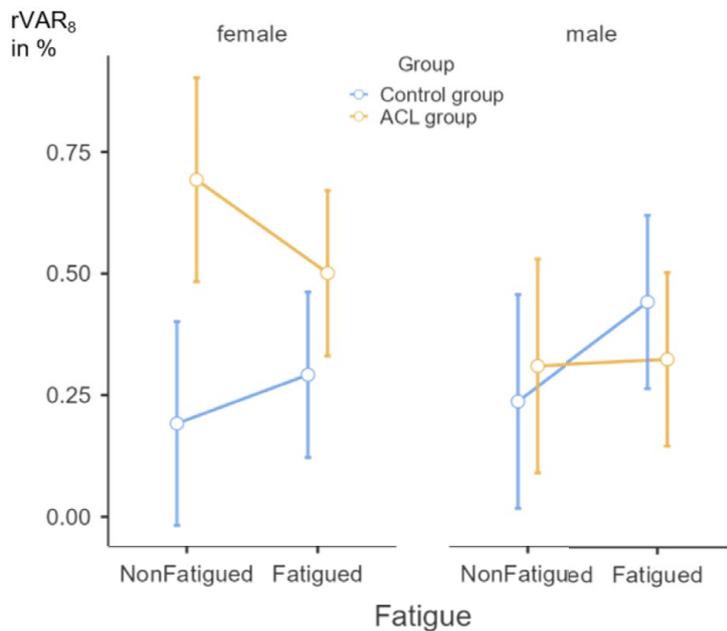


Figure 1: The relative contribution of the eighth PC-component to the entire landing movement, rVAR8 (estimated marginal means and 95 % confidence intervals).

Discussion

The results of the current data-driven explorative study support the idea that differences in landing movements might exist between ACL-injured and non-injured peers. It was not surprising that the lower-order PC movement components showed no group differences, since these components comprise the main landing movements determined by the task and its boundary conditions. It is plausible, if differences in the coordination between segment movements exist, that they affect a higher-order component such as PC_8 . An important limitation of the current study is familywise alpha error inflation. The statistical outcomes therefore have to be interpreted with caution. However, literature findings corroborate PC_8 as a movement of interest, for example, Zazulak et al. (2007) found lateral trunk displacement as a predictor for knee ligament injury.

References

- [1] Federolf, P. A. (2016). A novel approach to study human posture control: “Principal movements” obtained from a principal component analysis of kinematic marker data. *Journal of Biomechanics*, 49(3), 364–370.
- [2] Haid, T. H., Zago, M., Promsri, A., Doix, A. C. M., & Federolf, P. A. (2019). PManalyzer: A software facilitating the study of sensorimotor control of whole-body movements. *Frontiers in neuroinformatics*, 13, 24.
- [3] Webster, K. E. (2021). Return to sport and reinjury rates in elite female athletes after anterior cruciate ligament rupture. *Sports Medicine*, 51(4), 653–660.
- [4] Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 44(7), 1861–1876.
- [5] Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*, 35(7), 1123–1130.

Zwei Einzelfall-Studien: 3D-Ganganalyse bei jungen Patienten mit Achondroplasie

Mareike Hergenröther, Rezvaneh Makki, Tobias Bea, Stefanie John, Kerstin Witte

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Einleitung

Die Achondroplasie (ACH) ist die häufigste Form des genetisch bedingten Kleinwuchses. Sie wird durch eine Mutation im FGFR3-Rezeptor verursacht, welcher das Wachstum der Röhrenknochen beeinflusst (Pauli, 2019). Charakteristisch für die Erkrankung sind die kleine Körpergröße und die stark verkürzten Extremitäten im Vergleich zur Rumpflänge. Die allgemein unproportionalen Gliedmaßen sowie die häufig auftretende Begleit-Symptomatik, wie Beinachsenfehlstellungen (O-Beine), Wirbelsäulendeformationen (Hohlkreuz) und Beugekontrakturen in den unteren Extremitäten, führen zu Schwierigkeiten beim Gehen und eine Veränderung des Gangbildes (Alade et al., 2012). Es hat sich gezeigt, dass die kürzere Beinlänge und die Disproportion der Gliedmaßen die Gangcharakteristiken von Kindern mit ACH im Vergleich zu normal entwickelten Gleichaltrigen beeinträchtigen. Broström und Kollegen beschreiben ein charakteristisches Flexionsmuster für Kinder mit ACH, welches sich in höheren Flexionswinkeln der Hüfte, des Knie- und des Sprunggelenks zeigt. Ebenfalls weisen Kinder mit ACH oftmals eine verstärkte vordere Beckenneigung auf (Broström et al., 2022). Die dreidimensionale (3D) Ganganalyse bei Kindern mit ACH ist aufgrund der geringen Studienlage ein wenig untersuchtes Forschungsgebiet (Broström et al., 2022). Alle veröffentlichten Studien nutzen bis dato den methodischen Ansatz, Kinder mit und ohne ACH altersentsprechend zu vergleichen. Ein weiterer methodischer Ansatz könnte es sein, Kinder mit und ohne ACH über die Körpergröße zu vergleichen, um herauszufinden, wie sich die Bewegungsamplituden der Gelenke und deren Belastungen zwischen diesen beiden Gruppen bei gleicher Körpergröße unterscheiden. Durch die gleiche Körpergröße könnten die Disproportionen der unteren Extremitäten ohne den Einfluss dieses Parameters untersucht werden und deutlicher dargestellt werden, welchen Einfluss die Disproportionen der unteren Extremitäten von Personen mit ACH haben. Die daraus entstandene Motivation dieser Arbeit war es, den Gang von zwei Kindern mit ACH mithilfe einer 3D-Ganganalyse zu untersuchen und mit normal entwickelten Kindern gleicher Körpergröße zu vergleichen.

Methodik

Bei 18 normal-entwickelten Kinder im Alter von sechs bis sieben Jahren ($m = 9/w = 9$, Größe: 125,47 cm ($\pm 5,85$ cm)) sowie einem Kind und einem Jugendlichen mit ACH (P1 und P2) ($m = 2$, Alter: 10 und 12 Jahre, Größe: 124,4 cm und 125,8 cm) wurde eine 3D-Ganganalyse mit einem 13-Kamera-System (Vicon Nexus, Vicon, UK) und zwei Kraftmessplatten (AMTI) durchgeführt. Pro Kind wurden räumlich-zeitliche Gangparameter bestimmt sowie Kinematik und Kinetik ($n = 10$) des Beckens und der Gelenke der unteren Extremitäten mittels eines modifizierten Plug-in-Gait-Modells (PiG) berechnet (Böhm et al., 2013) und auf den Gangzyklus bezogen dargestellt. Das modifizierte PiG ist eine Erweiterung des konventionellen PiG mit zusätzlichen Markern an den medialen Knöcheln, medial femoralen Condylis und dem Trochanter Major. Für die Kinder mit ACH wurde das linke und rechte Bein einzeln analysiert und bei den normal entwickelten Kindern wurden beide Beine, nach Untersuchung auf signifikante Unterschiede, als Mittelwert & Standardabweichung analysiert. Um die Unterschiede der kinematischen und kinetischen Gangparameter von Kindern mit ACH und normal entwickelten Kindern zu untersuchen, wurde der mittlere quadratische Fehler verwendet (RMSE). Unterschiede in den anthropometrischen Größen und in den zeitlich-räumlichen Größen werden prozentual angegeben.

Ergebnisse

Die anthropometrischen Daten der Kontrollgruppe sowie des Kindes (P1) und des Jugendlichen (P2) mit ACH sind in der Tabelle 1 dargestellt. Größere Abweichungen sind für das Alter, die Beinlänge und die Sitzgröße der Kinder mit ACH im Vergleich zur Kontrollgruppe sichtbar. Ebenfalls zeigt sich für P2 eine starke Abweichung für das Gewicht.

Anthropometrische Parameter					
	Kontrollgruppe (MW \pm SD)	P1	P1-Abweichung [%]	P2	P2-Abweichung [%]
Größe (cm)	125,47 (\pm 5,85)	124,4	-0,85 %	125,8	0,26 %
Alter (Messzeitpunkt)	6,44 (\pm 0,51)	10,45	62,16 %	12,82	98,93 %
Gewicht (kg)	25,67 (\pm 4,43)	27,2	5,95 %	41,3	60,87 %
Beinlänge links (cm)	66,22 (\pm 4,13)	60	-9,0 %	54,5	-17,70 %
Beinlänge rechts (cm)	66,12 (\pm 3,98)	60	-9,25 %	55	-16,81 %
Sitzgröße (cm)	67,03 (\pm 4,12)	72	7,42 %	85	26,81 %

Tabelle 1: Prozentuale Abweichung der anthropometrischen Parameter für P1 und P2 bezüglich des Mittelwertes und der Standardabweichung der Kontrollgruppe.

Das Kind und der Jugendliche mit ACH zeigen bei den zeitlich-räumlichen Parametern Abweichungen zur Kontrollgruppe (Tabelle 2). Besonders auffällig sind die geringere Kadenz und Ganggeschwindigkeit, sowie eine längere Schritt- und Doppelschrittzeit. Die Schritt- und Doppelschrittlänge ist verkürzt im Vergleich zu der Kontrollgruppe.

In den Abbildungen 1 bis 4 sind die auffälligsten Zeitverläufe kinematischer Parameter von P1 und P2 gegenüber der Kontrollgruppe dargestellt. In der sagittalen Ebene zeigt die Flexion/Extension der Hüfte während der Standphase (20–60 % des Gangzyklus) eine starke Abweichung für P2 in Bezug zur Kontrollgruppe. Die Knie Flexion/Extension zeigt für P1 eine stärkere Flexion während der Schwungphase, wobei für P2 eine geringere Flexion sichtbar ist. Die Beckenkipfung zeigt über den gesamten Gangzyklus starke Abweichungen für P2. Bei dem Knie Valgus/Varus weist P1 mit Beginn der Schwungphase (60 % des Gangzyklus) eine starke Abweichung zur Kontrollgruppe auf. Insgesamt wird deutlich, dass beide Kinder Asymmetrien zwischen dem linken und rechten Bein haben. Die kinetischen Parameter zeigen dagegen keine starken Auffälligkeiten.

Zeitlich-räumliche Parameter					
	Kontrollgruppe (MW \pm SD)	P1	P1-Abweichung [%]	P2	P2-Abweichung [%]
Kadenz (Schritte/min)	151,15 (\pm 13,57)	121,55	-20 %	135,30	-10 %
Ganggeschwindigkeit(m/s)	1,34 (\pm 0,13)	0,98	-27 %	0,85	-37 %
Doppelschrittzeit (s)	0,8 (\pm 0,06)	0,99	24 %	0,89	11 %
Schrittzeit (s)	0,4 (\pm 0,03)	0,49	23 %	0,45	11 %
Stand Phase (%)	58,21 (\pm 1,27)	61,02	5 %	60,43	4 %
Schwung Phase (%)	41,79 (\pm 1,27)	38,99	-7 %	38,98	-7 %
Doppelschrittlänge (m)	1,06 (\pm 0,07)	0,97	-9 %	0,76	-29 %
Schrittlänge (m)	0,53 (\pm 0,03)	0,48	-10 %	0,38	-29 %

Tabelle 2: Prozentuale Abweichung der zeitlich-räumlichen Gangparameter für P1 und P2 bezüglich des Mittelwertes und der Standardabweichung der Kontrollgruppe.

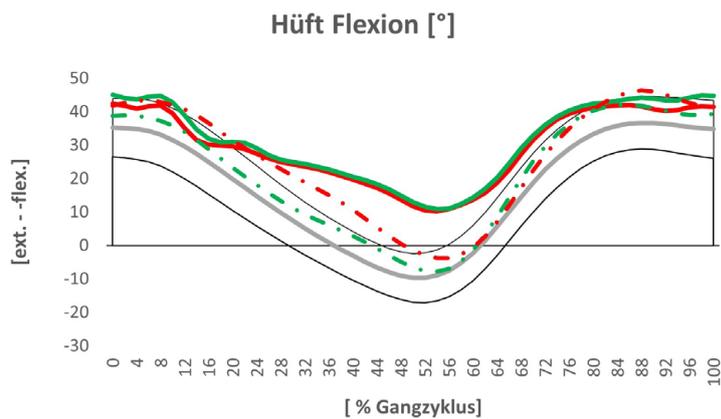


Abbildung 1: Hüft- Flexion/Extension über einen Gangzyklus. Grün repräsentiert das rechte Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Rot präsentiert das linke Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Graue Linie stellt den Mittelwert der Kontrollgruppe dar, die schwarzen Linien die Standardabweichung der Kontrollgruppe. RMSE liegt für das linke und rechte Bein für P1 bei 4,61/9,37 und für P2 bei 13,83/15,75.

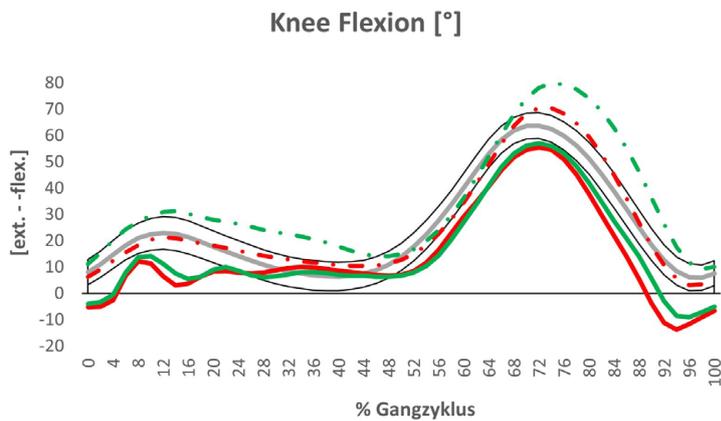


Abbildung 2: Knie- Flexion/Extension über einen Gangzyklus. Grün repräsentiert das rechte Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Rot präsentiert das linke Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Graue Linie stellt den Mittelwert der Kontrollgruppe dar, die schwarzen Linien die Standardabweichung der Kontrollgruppe. RMSE liegt für das linke und rechte Bein für P1 bei 4,09/11,96 und für P2 bei 12,33/10,13.

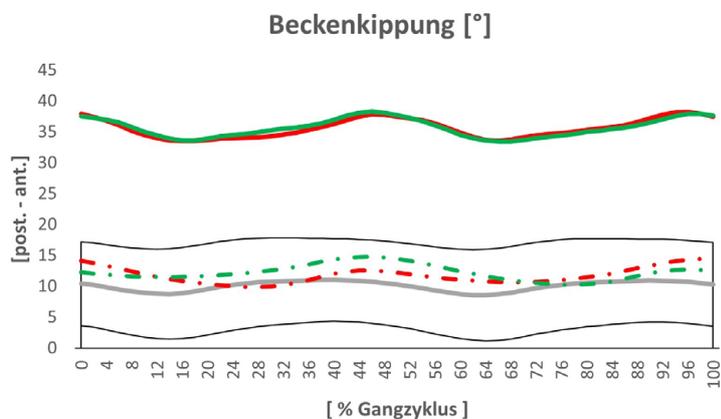


Abbildung 3: Beckenkipfung über einen Gangzyklus. Grün repräsentiert die rechte Seite des Beckens (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Rot präsentiert die linke Seite des Beckens (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Graue Linie stellt den Mittelwert der Kontrollgruppe dar. Schwarze Linien die Standardabweichung der Kontrollgruppe. RMSE liegt für die linke und rechte Seite des Beckens für P1 bei 2,14/2,52 und für P2 bei 25,58/25,65.

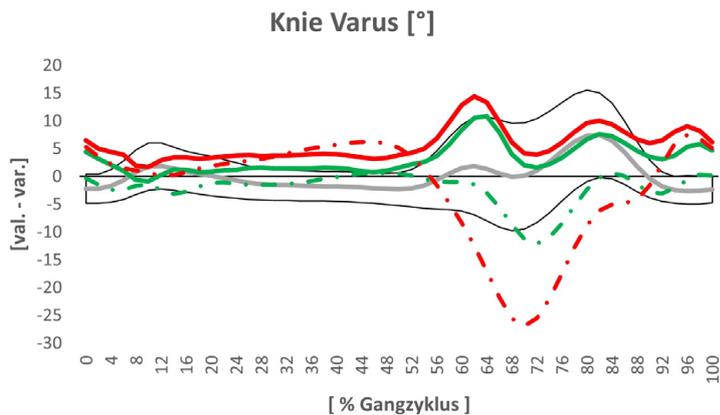


Abbildung 4: Knie – Varus/Valgus über einen Gangzyklus. Grün repräsentiert das rechte Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Rot präsentiert das linke Bein (P1 gestrichelt/P2 durchgezogen). Graue Linie stellt den Mittelwert der Kontrollgruppe dar. Schwarze Linien die Standardabweichung der Kontrollgruppe. RMSE liegt für das linke und rechte Bein für P1 bei 11,28/5,05 und für P2 bei 6,36/4,15.

Diskussion

In dieser Arbeit wurde ein neuer Ansatz (in Bezug zur Körpergröße) gewählt, um Kinder bzw. Jugendliche mit ACH mit einer normal entwickelten Kontrollgruppe zu vergleichen. Die Annäherung an die Gangdaten der Kontrollgruppe für das Kind und den Jugendlichen mit ACH war sichtbar (Broström et al., 2022; Sims et al., 2020). Trotzdem waren die Charakteristika des Gangbildes für Kinder mit ACH präsent. Die generelle Annäherung des Gangbildes kann durch die gleiche Körpergröße erklärt werden. Es muss jedoch beachtet werden, dass P1 eine Beinlänge besitzt, die nicht mehr der Charakteristik der Achondroplasie entspricht und dadurch wahrscheinlich weniger Gangabweichungen sichtbar waren im Vergleich zu den stärkeren Abweichungen von P2. Der Jugendliche mit ACH (P2) weist die typischen Gangcharakteristika vom Krankheitsbild der Achondroplasie auf: eine erhöhte Hüft-Flexion/Extension, Knie-Flexion/Extension, Knie-Valgus/Varus, wie auch eine erhöhte vordere Beckenneigung (Broström et al., 2022; Pauli, 2019). P1 zeigt ebenfalls, aber schwächer, das bekannte „Flexionsmuster“ in der Hüfte und Knie, jedoch war keine anteriore Beckenkipfung sichtbar. Trotz dieser Unterschiede präsentieren beide Probanden für die zeitlich-räumlichen Gangparameter die in der Literatur bereits beschriebenen Gangabweichungen (geringere Kadenz, reduzierte Ganggeschwindigkeit, Schritt- und Doppelschrittlänge, gesteigerte Schritt- und Doppelschrittzeit) (Broström et al., 2022; Pauli, 2019). Diese bekannten Gangabweichungen in den zeitlich-räumlichen Gangparametern könnten teils auch eine Erklärung der geringeren Extension der Hüfte und Flexion des Knies bei beiden Probanden mit ACH sein.

Generell hatte diese Arbeit wenige Limitationen. Zunächst kam es bedingt durch die geringe Patientenzahl, welche der Zielstellung dieser Arbeit entsprachen, zu Einzelfallstudien. Dadurch wurde das Individuum selbst detailliert dargestellt, aber eine größere Kohorte ist notwendig, um Aussagen über die generelle Patientengruppe aufzustellen. Ebenfalls, muss beachtet werden, dass starke Abweichungen auch durch Problematiken mit den Markern entstehen können. Wenn ein Marker nicht korrekt an einer anatomischen Landmarke sitzt, kann dies die Ergebnisse beeinflussen. Durch die Disproportion der ACH-Patienten sind nicht alle anatomischen Landmarken gut ertastbar, wodurch sich die Wahrscheinlichkeit erhöht, dass die Markerposition nicht vollständig korrekt ist.

Schlussfolgerung

Die Verwendung des Ansatzes über die Körpergröße ergab einige Informationen, die weiterer Forschung bedürfen. Für ein besseres Verständnis muss dieser Ansatz mit einer größeren Anzahl an Kindern gleicher Größe

untersucht werden, um eine umfassendere und aussagekräftigere statistische Analyse für künftige Vergleiche zu erhalten. Des Weiteren sollte in zukünftigen Studien geprüft werden, bis zu welchem Alter dieser Ansatz unter Berücksichtigung der verringerten Wachstumsrate von Kindern mit Achondroplasie nützlich wäre.

Literatur

- [1] Alade Y, Tunkel D, Schulze K, McGready J, Jallo G, Ain M, Yost T, Hoover-Fong J. Cross-sectional assessment of pain and physical function in skeletal dysplasia patients. *Clin Genet*. 2013 Sep;84(3):237–43. doi: 10.1111/cge.12045. Epub 2012 Nov 29. PMID: 23106480.
- [2] Broström, E. W., Antonissen, L., Heideken, J. von, Esbjörnsson, A.-C., Hagenäs, L., & Naili, J. E. (2022). Gait in children with achondroplasia – a cross-sectional study on joint kinematics and kinetics. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 397. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05343-4>
- [3] Pauli, R. M. (2019). Achondroplasia: A comprehensive clinical review. *Orphanet Journal of Rare Diseases*, 14(1), 1. <https://doi.org/10.1186/s13023-018-0972-6>
- [4] Sims, D. T., Burden, A., Payton, C., Onambélé-Pearson, G. L., & Morse, C. I. (2020). A spatio-temporal and kinematic description of self-selected walking in adults with Achondroplasia. *Gait & Posture*, 80, 391–396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.030>
- [5] Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A., & Döderlein, L. (2013). Reliability and Accuracy in Three-Dimensional Gait Analysis: A Comparison of Two Lower Body Protocols. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 105–111.

Hip range of motion requirements during straight walking and 90° turns in healthy elderlies and hip osteoarthritis patients

Hannah Steingrebe¹, Stefan Sell^{1,2}, Thorsten Stein¹

¹Institute of Sports and Sports Science, Karlsruhe Institute of Technology, Germany;

²Joint Center Black Forest, Clinic Neuenbürg, Germany

Introduction

Patients with hip osteoarthritis (HOA) suffer from limitations in passive and active hip range of motion (ROM) (Baker et al., 2016). Previous analyses have focused on the hip motion during straight walking (e. g. Constantinou et al., 2017). However, joint mobility requirements might be larger during other movements of daily living. Turning movements are encountered frequently during everyday life (Glaister et al., 2007) and can be conducted in a spin or step turn manner (Hase & Stein, 1999). Analyses of healthy young adults show that turning overall requires more external rotation of the hip, step turning larger hip abduction and spin turning larger hip adduction than straight walking (Taylor et al., 2005). Patients with HOA have demonstrated decreased peak hip abduction and adduction during 45° turns (Tateuchi et al., 2014). Yet, knowledge of transverse plane kinematics of healthy elderlies and HOA patients is lacking and turning angles between 76° and 120° might be more relevant in everyday life (Sedgman et al., 1994).

This study aims to compare hip kinematics during straight walking and 90° step and spin turns in healthy elderlies and patients with mild to moderate HOA. We expected turning to require larger frontal and transverse plane hip mobility than straight walking and that mobility deficits of HOA patients would be more apparent during turning than straight walking.

Methods

In total, 42 subjects participated in this study, thereof 21 subjects with mild to moderate unilateral HOA (10 females; age: 64.0 ± 9.6 years; BMI: 24.2 ± 2.9 kg/m²) and 21 healthy elderlies (10 females; age: 63.1 ± 9.2 years; BMI: 25.2 ± 2.7 kg/m²).

Subjects performed straight walking and pre-planned 90° step and spin turns at a self-selected speed. Turning was conducted with the affected limb for the HOA group and a matched limb for the healthy group. Subjects were instructed to perform the turn in an abrupt manner.

Motion analysis was conducted with a 16-camera motion capturing system (Vicon; 200 Hz) and two 3D force plates (AMTI; 1.000 Hz). A full-body marker set (42 markers) was applied and 3D hip joint angles were calculated using an inverse kinematics approach (ALASKA Dynamicus; Härtel & Hermsdorf, 2006). Hip ROM and peak joint angles during the stance phase of straight walking or the turning step of 90° turns, forward-oriented centre of mass velocity at initial contact and toe-off as well as stance phase duration were analysed.

After verification of the prerequisites, statistical differences were assessed using a mixed-model ANOVA. Post-hoc analyses were conducted using t-tests for dependent samples with Bonferroni corrections. The level of significance was set a priori to $\alpha < 0.05$.

Results

For all analysed parameters a significant main effect for movement task ($p < 0.001$) was found. Post hoc comparisons showed that straight walking and step turn differed significantly for all parameters ($p < 0.001$). Likewise, straight walking and spin turn differed significantly in all parameters (p between < 0.001 and 0.004) except for frontal hip ROM ($p = 1.00$). A significant main effect for group was found for peak hip extension angle ($p = 0.002$), hip sagittal ROM ($p = 0.001$) and hip transverse ROM ($p < 0.001$). Significant interaction effects were found for hip peak adduction ($p < 0.001$), abduction ($p = 0.001$), internal rotation ($p = 0.046$), sagittal ROM ($P = 0.041$) and transverse ROM ($p = 0.006$).

Discussion

As hypothesized both 90° turns require larger hip external rotation, internal rotation and transverse hip ROM than straight walking. Analyses of young adults found larger external but not internal rotation (Taylor et al., 2005). This discrepancy might stem from differences in foot placement strategy adopted by different age groups. HOA subjects have a reduced transverse ROM during all analysed movements compared to healthy elderlies. Yet, the group differences in transverse ROM and peak internal rotation were largest during the step turn.

Unexpectedly, frontal hip ROM is lower (step turn) or equal (spin turn) to those during straight walking. However, peak angles are shifted towards abduction during the step turn and adduction during the spin turn. Previous studies on straight walking did not find altered frontal peak hip angles in subjects with mild to moderate HOA (Constantinou et al., 2017; Rutherford et al., 2015; Steingrebe et al., 2022) and only partly for those with severe HOA (Rutherford et al., 2015; Tateuchi et al., 2014). Likewise, no main effect of HOA on frontal plane kinematics is found in this study. But significant interaction effects for peak hip adduction and abduction show that frontal plane mobility deficits are most noticeable during the spin and step turn, respectively. Tateuchi et al. (2014) also reported reduced hip abduction during 45° step turns and reduced hip adduction during 45° spin turns. However, subjects in their study suffered from end-stage HOA. Thus, analysing 90° step and spin turns might allow evaluation of limitations in frontal hip mobility already at an earlier disease stage.

Both turning movements require lower peak angles and ROM in the sagittal plane than straight walking. Nevertheless, HOA subjects have a reduced ROM and peak extension across all movement tasks. Yet, as group differences for sagittal hip ROM are largest during straight walking, sagittal plane hip mobility is best evaluated with this task.

Conclusion

While straight walking imposes largest requirements on sagittal plane hip mobility, 90° turns overall require more transverse hip mobility and task-specific increases in frontal hip mobility. Therefore, the inclusion of 90° turns during clinical gait analysis might allow the identification of frontal and transverse hip mobility deficits at an early HOA disease stage.

Literature

- [1] Baker, M., Moreside, J., Wong, I., & Rutherford, D. J. (2016). Passive hip movement measurements related to dynamic motion during gait in hip osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 34(10), 1790–1797. <https://doi.org/10.1002/jor.23198>
- [2] Constantinou, M., Loureiro, A., Carty, C., Mills, P., & Barrett, R. (2017). Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait & Posture*, 53, 162–167. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.017>

-
- [3] Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K., & Orendurff, M. S. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait & Posture*, 25(2), 289–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.003>
- [4] Härtel, T., & Hermsdorf, H. (2006). Biomechanical modelling and simulation of human body by means of DYNAMICUS. *Journal of Biomechanics*, 39, S. 549. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(06\)85262-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(06)85262-0)
- [5] Hase, K., & Stein, R. B. (1999). Turning strategies during human walking. *Journal of Neurophysiology*, 81(6), 2914–2922. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.6.2914>
- [6] Rutherford, D. J., Moreside, J., & Wong, I. (2015). Hip joint motion and gluteal muscle activation differences between healthy controls and those with varying degrees of hip osteoarthritis during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(6), 944–950. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.10.010>
- [7] Sedgman, R., Goldie, P., & Iansek, R. (1994). Development of a measure of turning during walking. In *Advancing rehabilitation: Inaugural conference of the Faculty of Health Sciences*, Melbourne, Australia.
- [8] Steingrebe, H., Stetter, B. J., Sell, S., & Stein, T. (2022). Effects of Hip Bracing on Gait Biomechanics, Pain and Function in Subjects With Mild to Moderate Hip Osteoarthritis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 888775. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.888775>
- [9] Tateuchi, H., Tsukagoshi, R., Fukumoto, Y., Akiyama, H., So, K., Kuroda, Y., & Ichihashi, N. (2014). Compensatory turning strategies while walking in patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture*, 39(4), 1133–1137. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.021>
- [10] Taylor, M. J. D., Dabnichki, P., & Strike, S. C. (2005). A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking. *Human Movement Science*, 24(4), 558–573. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.07.005>

Prediction of lower limb joint moments during walking based on 3D hip, knee and ankle angles

Bernd J. Stetter¹, Sonja Kuklok¹, Hannah Steingrebe¹, Stefan Sell^{1,2}, Thorsten Stein¹

¹Institute of Sports and Sports Science, Karlsruhe Institute of Technology, Germany;

²Joint Center Black Forest, Clinic Neuenburg, Germany

Introduction

Research on joint loading is important for understanding risk factors and developing interventions to prevent or treat gait-related injuries and conditions such as hip osteoarthritis (HOA) (Bulat et al., 2019; Egloff et al., 2012). Investigations in this field have traditionally been performed in laboratories using motion capture and force plate measurements as well as biomechanical modeling. A major shortcoming of laboratory-based analyses is that they cannot be included into a patients' habitual environment. While joint kinematics (i. e. joint angles) can also be measured outside the laboratory using inertial sensors (Seel et al., 2014), the analysis of kinetic quantities (e. g. joint moments) mainly relies on stationary measurement equipment. More recently, machine learning algorithms such as artificial neural networks (ANN) have shown to be an effective tool to predict joint kinetics based on kinematic gait measurements (Dinovitzer et al., 2023; Mundt et al., 2020; Stetter et al., 2020). The quality of the input data used to construct an ANN influences the accuracy of joint moment predictions (Halilaj et al., 2018). However, especially the composition of the input dataset has received relatively little attention so far. Therefore, the purpose of this study was to compare the ANN-based prediction accuracy of 3D hip, knee, and ankle moments for three different lower limb joint angle input datasets. Each dataset consisted of walking data either exclusively from (1) HOA patients or (2) healthy adults or (3) of a combination of both groups.

Methods

This study used data recorded for a study investigating effects of hip bracing on gait biomechanics (Steingrebe et al., 2022). Data from 19 participants with mild to moderate unilateral HOA (64.1 ± 8.4 years, 70.8 ± 11.5 kg, 170.7 ± 6.8 cm) as well as from 19 matched healthy controls (62.9 ± 9.4 years, 74.4 ± 13.0 kg, 171.0 ± 9.4 cm) were considered in this analysis. The available 3D hip, knee and ankle angles and external moments were calculated using the traditional inverse kinematic and dynamic approaches based on motion capture (Vicon Motion Systems, 200 Hz) and force plate measurements (AMTI, 1000 Hz) using the multi-body model ALASKA Dynamicus. Joint angles and moments were time normalized to the stance phase (100 time points) beginning with the heel strike on the force plate until the toe off of the same foot. Joint moments were additionally normalized to bodyweight. Three different datasets with input (i. e. joint angles) and output (i. e. joint moments) data were build for training and evaluation of ANNs based on three walking trials of each participant. A first dataset combined data of 19 HOA patients (19 participants x 3 trials = 57), a second dataset combined data of 19 healthy controls (19 participants x 3 trials = 57) and a third dataset combined data of 10 randomly selected HOA patients and 9 randomly selected healthy controls (10 HOA participants x 3 trials + 9 control participants x 3 trials = 57). An individual ANN that maps the joint angles to the joint moment time series was built for each of the three datasets (ANN-HOA, ANN-healthy, ANN-mixed). The ANNs contained two hidden layers of 40 and 30 neurons inspired by previous studies (Dinovitzer et al., 2023; Stetter et al., 2020). Evaluation of the ANNs was done using a leave-one-subject-out cross-validation. For each model the similarity between the ANN predicted continuous outcomes (flexion extension moment (flex. M.), add- abduction moment (add. M.), internal external rotation moment (rot. M.)) and the inverse dynamics calculated data were assessed using Pearson's correlation coefficient (r) and relative root mean squared error (rRMSE). rRMSE was calculated by dividing the root mean squared error with the range of each individual joint moment time series (difference between maximum and minimum values) (Giarmatzis et al., 2020).

Results

The prediction accuracy of 3D hip, knee, and ankle moments for three different ANNs are shown in Table 1. Across all joints and dimensions, the r values for the ANN-HOA, ANN-healthy, and ANN-mixed model ranged between 0.82 and 0.99, 0.87 and 0.99, and 0.40 and 0.95, respectively. The ANN-predicted moments yielded rRMSEs that ranged from 8.26 to 25.86 (ANN-HOA model), 8.96 to 29.34 (ANN-healthy model), and 23.02 to 60.10 (ANN-mixed model) for the different joints and dimensions.

Model	Joint	r , flex. M.	rRMSE [%], flex. M.	r , add. M.	rRMSE [%], add. M.	r , rot. M.	rRMSE [%], rot. M.
ANN-HOA	Hip	0.98 (0.41)	10.40 (6.36)	0.98 (0.46)	8.27 (4.94)	0.94 (0.40)	12.92 (7.64)
	Knee	0.97 (0.47)	10.61 (8.84)	0.95 (0.52)	17.44 (16.44)	0.95 (0.47)	25.86 (52.75)
	Ankle	0.99 (0.48)	8.26 (5.74)	0.82 (0.45)	25.49 (12.21)	0.98 (0.44)	12.84 (17.27)
ANN-healthy	Hip	0.98 (0.44)	9.60 (8.21)	0.97 (0.53)	9.51 (6.53)	0.96 (0.51)	12.61 (7.77)
	Knee	0.98 (0.49)	9.94 (6.37)	0.93 (0.59)	21.72 (22.91)	0.90 (0.59)	29.34 (39.19)
	Ankle	0.99 (0.47)	8.96 (8.54)	0.87 (0.43)	27.55 (22.95)	0.97 (0.28)	11.30 (4.45)
ANN-mixed	Hip	0.88 (0.50)	33.57 (19.78)	0.87 (0.46)	26.55 (15.14)	0.85 (0.60)	24.37 (10.59)
	Knee	0.87 (0.53)	24.59 (12.67)	0.71 (0.57)	43.99 (26.87)	0.77 (0.62)	54.32 (56.94)
	Ankle	0.95 (0.56)	23.02 (16.06)	0.40 (0.54)	60.10 (29.56)	0.92 (0.47)	25.13 (18.52)

Table 1: Accuracy of the predicted continuous joint moments using different input datasets. Values are presented as mean and standard deviations (sd).

Discussion

The results showed a similar agreement between the 3D ANN-predicted outcomes and the inverse dynamics-calculated data for the ANN-HOA model and ANN-healthy model. Reduced prediction accuracy ($r < 0.71$, $rRMSE > 43.99$) was observed for the ANN-mixed model, primarily for the knee and ankle add. M. as well as the knee rot. M. in comparison to the other two models ($r > 0.82$, $rRMSE < 29.34$). Previous studies focusing on joint moment estimation presented comparable prediction accuracies for healthy persons as well as for mixed datasets including healthy and impaired persons (i. e. after knee replacement) as received for the ANN-HOA and ANN-healthy model (Dinovitzer et al., 2023; Mundt et al., 2020). A potential reason for the higher estimation accuracy of the models built based on walking data exclusively from HOA patients or healthy adults is a reduced variance in the corresponding 3D joint angles and moments. The mixed dataset combines diverse gait patterns from the HOA patients and healthy adults (Steingrebe et al., 2022), which may result in a reduced ability to systematically map the joint angles to the joint moment. Overall, the estimation accuracies in the minor motion planes (i. e. add. M. and rot. M.) should be interpreted with caution, as these planes are known to be more error-prone (Mundt et al., 2020; Stetter et al., 2020).

Conclusion

This study presents the possibility for ANN-based lower limb joint moment predictions based on kinematic variables and demonstrates the importance of the composition of the input dataset for model building. The findings have high practical implications and suggest that lower limb joint moment prediction models should be built with data from the targeted population. In future work, it should be investigated if these results persist when alternative and/or more complex ANN architectures or different movements are used.

References

- [1] Bulat, M., Can, N. K., Arslan, Y. Z., & Herzog, W. (2019). Musculoskeletal simulation tools for understanding mechanisms of lower-limb sports injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 18(6), 210–216.
- [2] Dinovitzer, H., Shushtari, M., & Arami, A. (2023). Accurate Real-Time Joint Torque Estimation for Dynamic Prediction of Human Locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- [3] Egloff, C., Hügle, T., & Valderrabano, V. (2012). Biomechanics and pathomechanisms of osteoarthritis. *Swiss Medical Weekly*, 142(2930), w13583.
- [4] Giarmatzis, G., Zacharaki, E. I., & Moustakas, K. (2020). Real-time prediction of joint forces by motion capture and machine learning. *Sensors*, 20(23), 6933.
- [5] Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., & Delp, S. L. (2018). Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *Journal of Biomechanics*, 81, 1–11.
- [6] Steingrebe, H., Stetter, B. J., Sell, S., & Stein, T. (2022). Effects of hip bracing on gait biomechanics, pain and function in subjects with mild to moderate hip osteoarthritis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 888775.
- [7] Stetter, B. J., Krafft, F. C., Ringhof, S., Stein, T., & Sell, S. (2020). A machine learning and wearable sensor based approach to estimate external knee flexion and adduction moments during various locomotion tasks. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 9.
- [8] Mundt, M., Koeppe, A., David, S., Bamer, F., Potthast, W., & Markert, B. (2020). Prediction of ground reaction force and joint moments based on optical motion capture data during gait. *Medical Engineering & Physics*, 86, 29–34.
- [9] Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors*, 14(4), 6891–6909.

Session D

Biomechanik und Studium



Sportwissenschaftliche Ausbildung – Quo Vadis?

Martin Dobiasch

Universität für Weiterbildung Krems

Einleitung

Die Digitalisierung und die technologischen Fortschritte der letzten Jahrzehnte haben zu einem enormen Anstieg der Datenverfügbarkeit im Allgemeinen und insbesondere im Bereich der Sportwissenschaft geführt. Während sich die Komplexität der Datenanalyseaufgaben nicht geändert hat (oder sogar abgenommen hat), haben sich die Möglichkeiten in den letzten Jahren drastisch erhöht. Dies betrifft die Sportwissenschaft als Ganzes, aber besonders ihre „technischeren“ Disziplinen wie die Biomechanik.

So zeigen beispielsweise die Hauptvorträge der Jahrestagung der dvs-Sektion Biomechanik 2023 einen starken Bezug zu den Themen Technologie, Modellierung und Datenanalyse. Analog dazu gibt es bei der diesjährigen Tagung des ECSS eine eigene Session zu „Artificial Intelligence“¹. Dieser Trend lässt sich auch in der Publikationslandschaft finden. Neue Journale spezialisiert auf die Anwendung neuer Technologien wurden in den letzten zwei Jahrzehnten gegründet, beispielsweise „Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering“ oder „Biomechanics and Modeling in Mechanobiology“. Des Weiteren zeigt eine Betrachtung der Publikationsstatistiken der Literaturdatenbank PubMed einen sprunghaften Anstieg des Begriffs „Modellierung“ (gemessen am Gesamtvolumen der Publikationen).

Zeitspanne	Modellierung	Gesamt	Anteil
1981–1990	2 535	12 323	20,57 %
1991–2000	5 993	20 367	29,43 %
2001–2010	19 678	53 231	36,97 %
2011–2020	42 255	115 060	36,72 %

Tabelle 1: Entwicklung des Anteils von Publikationen mit dem Stichwort „Biomechanische Modellierung [biomechanical modeling]“ am Gesamtvolumen der Publikationen „Biomechanik [biomechanics] auf PubMed. (Abgerufen am 14.08.2023).

Mit den neuen Möglichkeiten einhergehend scheint sich das Berufsbild Biomechaniker:in zu verändern. Jedoch sind diese Möglichkeiten nicht nur für Personen ohne technischen Hintergrund eine Herausforderung. Während all dies Sportwissenschaftler:innen, Forscher:innen, Trainer:innen und auch Athlet:innen viele Möglichkeiten eröffnet, stellt sich die Frage: Sind die derzeitigen und zukünftigen Absolvent:innen sportwissenschaftlicher Studien auf diese Aufgabe adäquat vorbereitet? In diesem Beitrag werden verschiedene Curricula auf deren intendierte technische Kompetenzen untersucht.

Methoden

Um die intendierten Kompetenzen der künftigen Absolvent:innen von Studien der Sportwissenschaften zu analysieren, wurden die aktuellen Curricula mehrerer sportwissenschaftlicher Studiengänge untersucht (vgl. Dobiasch & Oppl 2020, Dobiasch et al. 2021a und 2021b). Hierbei wurde die Methode des Text Minings angewendet.

Im Rahmen der zwei Österreich betreffenden Analysen wurden die Curricula der österreichischen Universitäten, welche ein einschlägiges sportwissenschaftliches Studium (Wien, Graz, Salzburg, Innsbruck) anbie-

1 https://www.ecss2006.com/ASP/CONGRESS/TOOLS/Scientific_Programme/Sessions_Detailed.asp?myArtID=2&mySessionID=31&myYIA=No (zuletzt abgerufen am 14.06.2023).

ten, untersucht. Zusätzlich wurden die Verbünde, welche ein Studium des Lehramtes für Bewegung & Sport anbieten, untersucht. In der dritten Analyse wurden die einschlägigen Bachelor-Studiengänge der Top-3-Universitäten im „2020 Global Ranking of Sport Science Schools and Departments“ (University of Copenhagen, Norwegian School of Sport Sciences und Deakin University) untersucht.

Ergebnisse

In den analysierten Curricula der österreichischen Universitäten gab es zwischen den verschiedenen Universitäten/Verbänden nur geringe Unterschiede. In den sportwissenschaftlichen Studien spielen technische Kompetenzen nur eine untergeordnete Rolle. Lediglich das Curriculum der Universität Wien enthält Verweise auf technische Aspekte. Die Beschreibung der Lehrveranstaltungen unterstreicht dieses Bild.

Ein ähnliches Bild zeigt sich bei den Lehramtsstudien: digitale Kompetenzen spielen nur eine stark untergeordnete Rolle. Das Ausmaß der Kurse umfasst jeweils nur wenige ECTS. Einige Verbünde bieten spezifische Lehrveranstaltungen an, die sich mit digitalen Medien und Technologien im Bildungsbereich befassen. Andere Curricula weisen keine spezifischen Hinweise auf digitale Kompetenzen auf. In einigen Fällen können Studierende jedoch durch Wahlmodule oder Spezialisierungen digitale Kompetenzen erwerben. Besonders auffällig ist, dass in den Masterstudien zwar in den Kompetenzprofilen Begriffe wie „Technologie“ vorkommen, in den Modulbeschreibungen diese dann aber kaum noch auftauchen.

Die Untersuchung der internationalen Studiengänge zeigt ähnliche Ergebnisse: Während zwei Universitäten einen Einführungskurs in Statistik (als relevanten Teil der Datenwissenschaft) anbieten, enthält eines der untersuchten Curricula nicht einmal einen solchen Grundkurs. Darüber hinaus enthält keines der untersuchten Curricula Kurse zur Modellierung oder Datenverarbeitung, die für die Entwicklung von umsetzbarem Wissen in den Datenwissenschaften erforderlich wären.

Diskussion

Derzeit wirkt es so, als müssten nicht nur Sportwissenschaftler:innen, sondern auch Trainer:innen verstärkt auf eine Weiterbildung durch eigenständiges/unangeleitetes Selbststudium (z. B. mithilfe von Angeboten im Internet) zurückgreifen. Vereinzelt gibt es aber bereits Angebote von Universitäten oder kommerziellen Anbietern (z. B. Kurse wie „Einführung in die Programmierung“), um diesen Bedarf zumindest zum Teil abzudecken. Diese Angebote haben jedoch oft den Nachteil, dass sie zu detailliert sind und sich an andere Zielgruppen richten, z. B. an Informatikstudierende.

In jüngster Zeit hat sich die Möglichkeit gezielter post-gradualer Weiterbildungskurse² und sogenannter Microcredentials ergeben. Im Rahmen dieser können gezielt Kompetenzen in technischen Bereichen erworben werden, um den geänderten Anforderungen gerecht zu werden. Aktuell ist die Anzahl der solche Ausbildungen anbietenden Institutionen allerdings noch gering und das Angebot meist auf sehr spezifische Themen wie beispielsweise Spielanalyse fokussiert.

In den letzten Jahren hat sich unter dem Begriff „Data Science“ ein eigenständiges Forschungsgebiet und damit einhergehend auch einschlägige Studien entwickelt (De Veaux et al., 2017). Leicht verkürzt dargestellt umfasst dieses die Untersuchung und Entwicklung von Methoden für die Gewinnung/Extraktion, Darstellung, etc. von Information und Wissen aus Daten (Dhar, 2013) und stellt damit eine Grundlagenkompetenz für viele vertiefende technische Kompetenzen dar. Die Kompetenzen im Bereich Data Science müssen allerdings nicht zwingend Sport-spezifisch erworben werden. So hat sich beispielsweise bei der Entwicklung eines „Data Science Kurs für Nicht-Informatiker“ gezeigt, dass dieser breit einsetzbar ist (Velaj et al., 2022). Daraus kann geschlossen

2 Z. B. <https://www.vu.edu.au/courses/graduate-certificate-in-data-analytics-for-sport-performance-stsp> (zuletzt abgerufen am 14.6.2023).

werden, dass für die Ausbildung von Biomechaniker/Biomechanikerinnen in diesem Gebiet das Rad nicht neu erfunden werden muss, sondern Synergien zu und bestehende Verbindungen mit anderen Fakultäten genützt werden könnten.

Eine weitere mögliche Lösung sind Projekte zur Förderung und Weiterentwicklung der Programmierausbildung, die sich an ein breiteres (nicht-informatisches) Publikum richten und sich als wertvoll erweisen könnten. Ein Beispiel für ein solches Projekt ist Codability Austria³, das darauf abzielt, Programmierkurse für ein breites Publikum anzubieten.

Eine weitere Lösung könnte darin bestehen, bestehende Lehrpläne dahingehend zu ändern, dass diese Themen in bestehende Kurse integriert werden und technische bzw. digitale Kompetenzen daher integrativ vermittelt werden.

Literatur

- [1] De Veaux, R.D., Agarwal, M., Averett, M., Baumer, B.S., Bray, A., Bressoud, T.C., Bryant, L., Cheng, L.Z., Francis, A., Gould, R. & Kim, A.Y. (2017). Curriculum guidelines for undergraduate programs in data science. *Annual Review of Statistics and Its Application*, 4, pp. 15–30.
- [2] Dhar, V. (2013). Data science and prediction. *Communications of the ACM*, 56(12), 64–73.
- [3] Dobiasch, M., & Oppl, S. (2020). Modellabstraktionen und deren Wirkung im Sport – Ein Ausbildungsproblem? *Wirtschaftsinformatik & Management*, 12(5), 362–368. <https://doi.org/10.1365/s35764-020-00282-y>
- [4] Dobiasch, M., Aral, N., & Oppl, S. (2021). A Gap in the Education of Future Sport scientists? *Journal of Science and Cycling*, 10(2).
- [5] Dobiasch, M., Fellner, M., & Oppl, S. (2021). Digitale Kompetenzen in den Curricula und im Bildungsstandard für „Bewegung und Sport“ in Österreich. *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge*, 62(2), 9–29.
- [6] Velaj, Y., Dolezal, D., Ambros, R., Plant, C., & Motschnig, R. (2022). Designing a Data Science Course for Non-Computer Science Students: Practical Considerations and Findings. *2022 IEEE Frontiers in Education Conference (FIE)*, 1–9. <https://doi.org/10.1109/FIE56618.2022.9962455>

3 Siehe <https://codeability.uibk.ac.at/index-en.html> (zuletzt abgerufen am 14.6.2023).

Session E

Untersuchungs- methoden



Kurzzeitstabilität der orthopädisch-biomechanischen Laufanalyseparameter nach Marquardt bei Laufband-Videoanalysen

Julia Bartsch¹, Cindy Schödel^{2,3}, Olaf Ueberschär^{1,4}

¹Hochschule Magdeburg-Stendal; ²Städtisches Klinikum Dessau;

³Universität für Weiterbildung Krems (Österreich); ⁴Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

Einleitung

Seit etwa 20 Jahren wächst die Bedeutung biomechanisch-orthopädischer Laufanalysen stetig. Grund hierfür ist u. a. ein gestiegenes Bewusstsein für die Prävention von Fehl- und Überbelastungsverletzungen nicht nur im Leistungssportbereich, sondern zunehmend auch im Breiten- und Gesundheitssport. Das Vier-Punkt-Modell nach Marquardt (2012) stellt dabei ein etabliertes videobasiertes, zweidimensionales Analyseverfahren für die sportliche Laufbewegung dar. Anhand standardisierter Schlüsselzeitpunkte im Schrittzzyklus werden bei diesem Ansatz wesentliche Gelenkwinkelstellungen gemessen und mit entsprechenden laufstilspezifischen Referenzbereichen verglichen. Eine derartige Analyse dauert in der Regel nur wenige Sekunden und erweist sich somit als praxistauglich für vielfältige Anwendungsbereiche, angefangen bei der routinemäßigen Trainings- und Laufschuhberatung bis hin zur orthopädischen Schuh- und Einlagenversorgung im Sanitätshaus. Aus der Fachliteratur ist jedoch bekannt, dass sich bestimmte Bewegungsparameter des menschlichen Laufens in Abhängigkeit von Belastungsdauer und -intensität erheblich verändern können (Kellis & Liassou, 2009; Tian et al., 2020; Zandbergen et al., 2023). Ursächlich ist oftmals die einsetzende Ermüdung der Muskulatur, welche eine Langzeitstabilität der Bewegungsparameter verhindert. Unbeantwortet blieb in diesem Kontext bislang die Frage, inwieweit sich die erhobenen Parameter auf kurzen Zeitskalen von einigen Sekunden bis wenigen Minuten überhaupt als stabil erweisen und damit einen belastbaren diagnostischen Aussagewert für o. g. Anwendungsbereiche besitzen. Dies ist insbesondere für die Praxistauglichkeit im Gesundheits- und Breitensportbereich von erheblicher Relevanz, wo derartige Zeitskalen oftmals die Untersuchungsbasis darstellen. Ziel der vorliegenden Studie ist es daher, die Laufanalyseparameter nach Marquardt auf ihre zeitliche Stabilität innerhalb der ersten drei Minuten hin zu untersuchen. Die gewählte Zeitdauer stellt einen Bereich dar, in dem auch im (trainierten) Breitensportbereich gemeinhin keine signifikanten Gewöhnungs- oder Ermüdungseffekte erwartet werden.

Methoden

Als repräsentative Kohorte für den Breitensport nahmen 12 Amateurfußballer eines Männer-Teams (87 ± 13 kg; 180 ± 6 cm, 28 ± 4 Jahre) an der Studie teil. Alle Teilnehmer gaben an, zum Zeitpunkt der Untersuchung gesund zu sein und keine Verletzungen der unteren Extremitäten in den vorherigen 6 Monaten erlitten zu haben.

Zwei Kameras (Canon XH G1S bzw. Canon XH G1, Tokio, Japan, 50 Hz, 1920x1080 (Full-HD)) erfassten die Bewegungen auf dem Laufband von der linken Seite in der Sagittalebene und von dorsal in der Frontalebene. Zur Vorbereitung wurden 18 modellspezifische Markerpunkte am Körper der Probanden platziert (Marquardt, 2012). Der anschließende Test bestand aus drei 4-Minuten-Intervallen mit je vier Minuten Pause, in denen u. a. die körperliche Erschöpfungswahrnehmung über die Borg-Skala erfasst wurde. Das erste Intervall erfolgte barfuß mit 12 kmh^{-1} , das zweite mit Schuhen bei 12 kmh^{-1} und das dritte mit Schuhen bei 14 kmh^{-1} . Die modellspezifischen Gelenkwinkel wurden gemäß Marquardt (2012) bei den fünf folgenden Schritten nach den jeweiligen Schlüsselzeitpunkten (insgesamt acht Zeitpunkte, erster Messzeitpunkt 30 s nach Start, darauffolgende Messzeitpunkte im Abstand von 20 s) analysiert. Die personenbezogenen Mittelwerte wurden mittels zweifaktorieller ANOVA mit Messwiederholung auf eine etwaige Abhängigkeit von Messzeitpunkt und Lauf-

bedingung (barfuß bzw. mit Schuhen, Geschwindigkeit) hin untersucht. Als Maß für die Reliabilität wurde der Variationskoeffizient bestimmt.

Ergebnisse

Die Hälfte der erhobenen Gelenkwinkel zeigt signifikante Veränderungen im zeitlichen Verlauf, wie z. B. der Hüftextensionswinkel (Abbildung 1b & d), der Knieflexionswinkel, die Beckenstabilitätswinkel und der Fersenbodenwinkel. Dabei erhöhen sich die Winkel über die Zeit im Durchschnitt um $0,5^\circ$ (Duchenne-Winkel) bis $1,5^\circ$ (Hüftextensionswinkel). Andere Gelenkwinkel zeigen sich im Gegensatz dazu konstant über die Messdauer, wie z. B. der Unterschenkelwinkel beim Fußaufsatz (Abbildung 1a & c), der Achillessehnenwinkel oder der Beinachsenwinkel. Im Vergleich der unterschiedlichen Laufbedingungen (barfuß/mit Schuhen sowie zwei Laufgeschwindigkeiten) zeigen alle mittleren Gelenkwinkel signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) mit Ausnahme des Fersen-Boden-Winkels ($F(2;12) = 1,51, p = 0,14$). Die Effektstärke, also das numerische Ausmaß der Gelenkwinkelvergrößerung im zeitlichen Verlauf, scheint dabei unabhängig von der Laufbedingung zu sein.

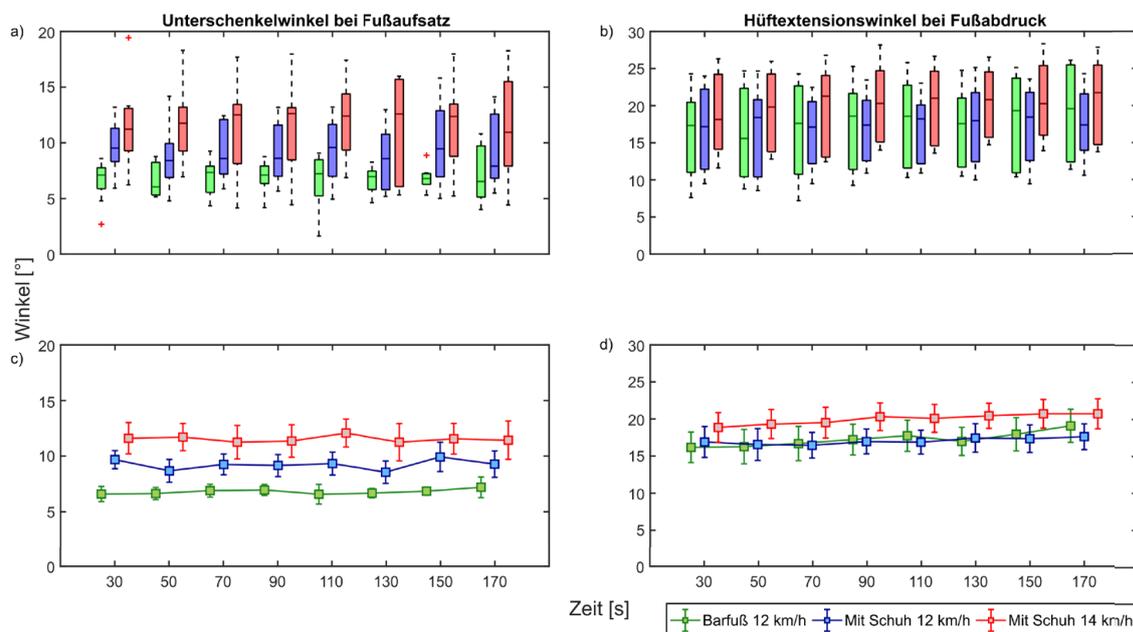


Abbildung 1: Darstellung der Winkelverläufe vom Unterschenkelwinkel bei Fußaufsatz (a, c) und dem Hüftextensionswinkel bei Fußabdruck (b, d) in der oberen Reihe als Boxplot und unten als Mittelwert mit Standardabweichung

Der Variationskoeffizient (CV) zeigt über die Dauer der gelaufenen Minuten bei keinem Winkel signifikanten Veränderungen. Zwischen den Winkeln zeigen sich jedoch deutliche Unterschiede. Der Knieflexionswinkel zeigt über den gesamten Zeitraum fast ausschließlich einstellige CV-Werte ($\sim 90\%$), sowie auch der Hüftextensionswinkel ($\sim 85\%$). Die anderen Winkel liegen im Mittelwert bei 15–25% Standardabweichung vom individuellen Mittelwert.

Diskussion

Insgesamt erweist sich bei der untersuchten Kohorte nur die Hälfte der Gelenkwinkel nach Marquardt (2012) als zeitlich stabil über die ersten drei Minuten Laufdauer. Die beobachteten Parameterveränderungen betreffen sowohl Winkel in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene. Entgegen den Erwartungen scheint jedoch eine körperliche Erschöpfung die Ergebnisse zu beeinflussen, da die mittels Borg-Skala erfasste subjektive körperliche Erschöpfung im zeitlichen Verlauf ansteigt.

Angesichts dieser Ergebnislage muss geschlussfolgert werden, dass bereits eine geringe Ermüdung einen erheblichen Einfluss auf eine nennenswerte Anzahl an betrachteten Parameter der Bewegungsanalyse von Marquardt haben kann. Daher scheint es empfehlenswert, die belastbare biomechanisch-orthopädische Laufanalyse grundsätzlich auf Grundlage von Aufnahmen zu einem Zeitpunkt von erhöhter Anstrengung durchzuführen. Dies wäre beispielsweise zu Ende einer mindestens dreiminütigen Laufeinheit bzw. nach der Durchführung einer individuellen Trainingsdistanz der Fall, um eine gewisse Vorermdung zu provozieren. Des Weiteren scheint es empfehlenswert, eine höhere Schrittzahl über verschiedene Zeitpunkte zu betrachten, um den statistischen Standardfehler der einzelnen erhobenen Winkel zu verringern. Dies betrifft vor allem Winkel mit vergleichsweise geringen Zahlenwerten (Trendelenburg-Winkel, Fersen-Boden-Winkel), da hier das Signal-zu-Rausch-Verhältnis aufgrund von Messungenauigkeiten sowie Ausreißern generell geringer ist.

Literaturverzeichnis

- [1] Kellis, E., & Liassou, C. (2009). The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(3), 210–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2859>
- [2] Marquardt, D. M. (2012). *Laufen und Laufanalyse – Medizinische Betreuung von Läufern* (Vol. 1). Thieme Verlag.
- [3] Tian, F., Li, N., Zheng, Z., Huang, Q., Zhu, T., Li, Q., Wang, W., Tsai, T. Y., & Wang, S. (2020). The effects of marathon running on three-dimensional knee kinematics during walking and running in recreational runners. *Gait Posture*, 75, 72–77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.009>
- [4] Zandbergen, M. A., Marotta, L., Bulthuis, R., Buurke, J. H., Veltink, P. H., & Reenalda, J. (2023). Effects of level running-induced fatigue on running kinematics: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, 99, 60–75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.09.089>

Vergleich und Zuverlässigkeit drei verschiedener Messpositionen für die Bestimmung der maximalen Hüftaußenrotatorenkraft im ISOMED2000

Christina Frese¹, Dieter Bubeck¹, Tobias Siebert², Wilfried Alt¹

¹Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Abteilung für Biomechanik und Sportbiologie, Universität Stuttgart;

²Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Abteilung für Bewegung- und Trainingswissenschaft, Universität Stuttgart

Einleitung

Eine geringe isometrische Maximalkraft der Hüftaußenrotation ist sowohl in retrospektiven (Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2003) als auch prospektiven Untersuchungen (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004) ein Risikofaktor für Verletzungen der unteren Extremität und des Rückens. Die funktionelle Anatomie der Hüfte ist komplex, da die meisten Muskeln ihre Funktion im Rahmen einer Hüftflexion wechseln. Während in der gestreckten Hüftposition fünf Muskeln als Außenrotatoren wirken (*M. piriformis*, *M. gluteus medius posterior*, *M. gemilli superior & inferior*, *obturator inferius*), sind es in 40° Hüftflexion nur noch drei von diesen fünf und bei 90° keiner dieser Muskeln mehr. Zusätzlich wird der *obturator externus* ab 40° ein Außenrotator und bleibt dies auch bei 90°. Der einzige Muskel, der stets seine Funktion als Außenrotator beibehält, ist der *quadratus femoris* (Dostal, Soderberg, & Andrews, 1986). In Folge arbeiten bei 90° Hüftflexion andere Muskeln für die Hüftaußenrotation als in 0° Hüftflexion. Entsprechend konnten Hoglund et al. and Lindsay et al. zeigen, dass die Hüftaußenrotationskraft in 90° Hüftflexion im Sitzen deutlich größer ist als in Bauchlage mit 0° Hüftflexion (Hoglund, Wong, & Rickards, 2014; Lindsay, Maitland, Lowe, & Kane, 1992). Die häufigste Messposition ist prinzipiell die Sitzposition (n = 17) (Alvarenga, Kiyomoto, Martinez, Polesello, & Alves, 2019; Bazett-Jones, Tylinksi, Krstic, Stromquist, & Sparks, 2017; Goncalves, Saxby, Kositsky, Barrett, & Diamond, 2021; Hoglund et al., 2014; Jackson, Cheng, Smith, & Kolber, 2017), die zweit häufigste die Bauchlage (n = 8) (Bazett-Jones et al., 2017; Diamond et al., 2016; Hannon et al., 2022) und nur in wenigen Studien wurde in Rückenlage mit gestrecktem (n = 1) (Lindsay et al., 1992) und um 90° gebeugtem Knie (n = 2) (Lindsay et al., 1992) gemessen. Die Zuverlässigkeit dieser Messungen wurde bisher 8-mal für die Sitzposition (Hoglund et al., 2014; Lindsay et al., 1992), 2-mal für die Bauchlage (Hoglund et al., 2014; Lindsay et al., 1992) und nur 1 mal für die Rückenlage (Lindsay et al., 1992) bestimmt. Insgesamt gab es nur zwei Studien, die am gleichen Proband:innenkollektiv die Zuverlässigkeit der Messposition im Sitzen und in Bauchlage bestimmt haben (Hoglund et al., 2014; Thorborg, Petersen, Magnusson, & Hölmich, 2010). Allgemein war die Zuverlässigkeit mit hoch bis exzellent einzuschätzen.

Der ISOMED2000 ist ein weit verbreitetes Kraftmessgerät, welches in der Forschung und im Hochleistungssport eingesetzt wird (Siebert, Kurch, Blickhan, & Stutzig, 2016). Eine Limitation ist, dass durch die Konstruktion des Gerätes, bestimmte Kraftfunktionen nicht in der Sitzposition gemessen werden können. Die vom Hersteller empfohlene Position ist die Hüftaußenrotation in Rückenlage mit gestreckten Knien. Diese Messposition wird in der Literatur kaum beschrieben. Folglich können Messwerte, die in dieser Position erhoben werden, bisher nicht in die einschlägige Literatur eingeordnet werden. Eine Alternative ist, die Hüftaußenrotation in der Seitenlage zu bestimmen, in der Hüft- und Kniewinkel um 90° gebeugt sind. Diese Messposition ähnelt sehr stark der Position im Sitzen. Der maßgebliche Unterschied ist, dass sich der Oberkörper freier bewegen kann und dadurch die Zuverlässigkeit gemindert werden könnte. Eine weitere Möglichkeit, die Hüftaußenrotationskraft am ISOMED2000 zu bestimmen ist in Bauchlage, welche bisher auch noch nicht untersucht wurde.

Um diese beiden Forschungslücken zu schließen, waren die Ziele dieser Studie die Hüftaußenrotationskraft in der Rückenlage, in der Bauchlage und in der Seitenlage zu vergleichen und für alle drei Messpositionen die Zuverlässigkeit zu bestimmen, um zukünftig die Messwerte besser mit Daten aus der Literatur vergleichen zu können.

Methode

Es wurden 24 gesunde, sportliche Proband:innen morgens und nachmittags am selben Tag mit dem gleichen Messprotokoll vermessen. Die Reihenfolge der 3 Messpositionen (siehe Abbildung 1) war randomisiert. Alle Maximalkraftmessungen dauerten 3 Sekunden mit einer Minute Pause dazwischen. Für die statischen Berechnungen wurde von jeder Messposition immer nur der beste Wert verglichen. Die Normalverteilung wurde mit dem Shapiro-Wilk Test ermittelt. Für den Gruppenvergleich wird der Median und die Quartile berechnet als auch signifikante Unterschiede mit dem Wilcoxon-signed rank test. Die Reliabilität wird mit dem ICC (3,1) berechnet.



Abbildung 1: Messpositionen im ISOMED2000 (Links: Bauchlage; Mitte: Seitenlage; Rechts: Rückenlage) Fotograf: Christina Frese.

Ergebnis

Das zentrale Ergebnis ist, dass die Hüftaußenrotatorenkraft in Seitenlage (~ 76 Nm) annähernd doppelt so hoch ist wie in Bauch- (~ 42 Nm) – oder Rückenlage (~ 29 Nm). Die Reliabilität ist im Durchschnitt hoch bis exzellent (0,85–0,9). Eine Normierung auf das Körpergewicht reduziert die Reliabilität auf 0,77–0,9. Die Durchschnittswerte sind in Tabelle 1 zu sehen.

A

	Bauchlage		Seitenlage		Rückenlage	
	Test	Retest	Test	Retest	Test	Retest
Median	0,571	0,603	1,108	1,067	0,433	0,452
Genitiv	0,531	0,540	0,987	0,978	0,354	0,388
Dativ	0,708	0,717	1,266	1,177	0,487	0,509
Akkusativ	0,176	0,177	1,266	1,177	0,487	0,509

B

Messmethode	n	ICC (95 % CI)	
		T	T/BW
Bauchlage	24	0,85 (0,68, 0,93)	0,77 (0,54, 0,89)
Seitenlage	24	0,95 (0,87, 0,98)	0,540 (0,78, 0,96)
Rückenlage	24	0,90 (0,78, 0,96)	0,717 (0,61, 0,92)

Tabelle 1: Median, 1. Quartil, 3. Quartil (A) und ICC (B) der Hüftaußenrotation. n = Probandenanzahl CI = Konfidenzintervall.

Diskussion

Wie bereits in der Literatur beschrieben, war die Hüftaußenrotatorenkraft in 90° Hüftflexion größer als in 0°. Während diese in der Untersuchung von Høglund nur um 11 % größer war, war diese in unserem Setup fast um 100 % größer. Unsere normierten Werte in Bauchlage sind etwas kleiner als von Diamond mit 0,84 Nm/kg.

Unsere Werte von 1,1 Nm/kg in Seitenlage entsprechen etwa den bisherigen Literaturwerten von Lindsay et al. mit 84,2 Nm, welche bei einem durchschnittlichen Körpergewicht von 70–80 kg in etwa 1,0–1,2 Nm/kg ergeben würden. Im Vergleich zur Studie von Bazzett-Jones et al. ($0,22 \pm 0,08$ Nm/kg) sind unsere Werte in der Bauchlage etwa doppelt so hoch (0,57 Nm/kg). Unsere Werte in Rückenlage mit 0,43 Nm/kg sind deutlich höher als in der Studie von Lindsay et al. Die hohen Reliabilitäten entsprechen den Werten in der Literatur (Lindsay et al., 1992; Thorborg et al., 2010). Entgegen unseren Erwartungen war der ICC in der Seitenlage am höchsten, obwohl die Fixierung am geringsten war. Wahrscheinlich resultiert der hohe ICC durch die größten inter-individuellen Unterschiede in dieser Messposition.

Schlussfolgerung

Alle drei Messposition bieten eine hohe Zuverlässigkeit. Nichtsdestotrotz sind die Ergebnisse zwischen den 3 Messpositionen aufgrund der unterschiedlichen Beiträge der beteiligten Hüftmuskeln nicht vergleichbar. Da es bisher in der Literatur vorrangig für die Sitzposition Referenzwerte gibt, sollten auch für die anderen Messpositionen weitere Referenzwerte erhoben werden. Dies ermöglicht zukünftig spezifischere und positionsabhängige Interpretationen von trainings- und krankheitsbedingten Veränderungen wie z. B. gesunden und Proband:innen mit akuten oder chronischen Verletzungen.

Literatur

- [1] Alvarenga, G., Kiyomoto, H. D., Martinez, E. C., Polesello, G., & Alves, V. (2019). Normative Isometric Hip Muscle Force Values Assessed By A Manual Dynamometer. *Acta Ortop Bras*, 27(2), 124–128. Doi:10.1590/1413-785220192702202596
- [2] Bazzett-Jones, D. M., Tylinksi, T., Krstic, J., Stromquist, A., & Sparks, J. (2017). Peak Hip Muscle Torque Measurements Are Influenced By Sagittal Plane Hip Position. *Int J Sports Phys Ther*, 12(4), 535–542.
- [3] Diamond, L. E., Wrigley, T. V., Hinman, R. S., Hodges, P. W., O'Donnell, J., Takla, A., & Bennell, K. L. (2016). Isometric and isokinetic hip strength and agonist/antagonist ratios in symptomatic femoroacetabular impingement. *J Sci Med Sport*, 19(9), 696–701. doi:10.1016/j.jsams.2015.10.002
- [4] Dostal, W. F., Soderberg, G. L., & Andrews, J. G. (1986). Actions of hip muscles. *Phys Ther*, 66(3), 351–361. doi:10.1093/ptj/66.3.351
- [5] Goncalves, B. A. M., Saxby, D. J., Kositsky, A., Barrett, R. S., & Diamond, L. E. (2021). Reliability of hip muscle strength measured in principal and intermediate planes of movement. *PeerJ*, 9, e11521. doi:10.7717/peerj.11521
- [6] Hannon, J. P., Wang-Price, S., Garrison, J. C., Goto, S., Bothwell, J. M., & Bush, C. A. (2022). Normalized Hip and Knee Strength in Two Age Groups of Adolescent Female Soccer Players. *J Strength Cond Res*, 36(1), 207–211. doi:10.1519/jsc.0000000000003420
- [7] Hoglund, L. T., Wong, A. L., & Rickards, C. (2014). The impact of sagittal plane hip position on isometric force of hip external rotator and internal rotator muscles in healthy young adults. *Int J Sports Phys Ther*, 9(1), 58–67.
- [8] Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11), 671–676. doi:10.2519/jospt.2003.33.11.671
- [9] Jackson, S. M., Cheng, M. S., Smith, A. R., Jr., & Kolber, M. J. (2017). Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculosket Sci Pract*, 27, 137–141. doi:10.1016/j.math.2016.07.010
- [10] Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 926–934. doi:10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3

- [11] Lindsay, D. M., Maitland, M., Lowe, R. C., & Kane, T. J. (1992). Comparison of isokinetic internal and external hip rotation torques using different testing positions. *J Orthop Sports Phys Ther*, 16(1), 43–50. doi:10.2519/jospt.1992.16.1.43
- [12] Siebert, T., Kurch, D., Blickhan, R., & Stutzig, N. (2016). Does weightlifting increase residual force enhancement? *J Biomech*, 49(10), 2047–2052. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.05.017
- [13] Thorborg, K., Petersen, J., Magnusson, S. P., & Hölmich, P. (2010). Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports*, 20(3), 493–501. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x

Validierung eines IMU-basierten Messsystems im Diskuswurf mittels 3D-Videoanalyse und Simulation

Daniel Sporer¹, Volker Rieg¹, Valentin Keppler², Veit Wank¹

¹Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Institut für Sportwissenschaft, ²Biomotion Solutions Tübingen

Einleitung

In den Wurfdisziplinen spielt vor allem die Hauptbeschleunigungsphase des Sportgeräts bei der finalen Wurfbewegung eine entscheidende Rolle. Ziel ist es, das Sportgerät auf eine möglichst hohe Abwurfgeschwindigkeit zu beschleunigen. Um herauszufinden, in welcher Phase der Wurfbewegung die größten Beschleunigungen erzeugt werden und wo hier eventuell noch Verbesserungspotential besteht, ist eine kinematische Analyse dieser Wurfbewegung unumgänglich. Hierbei hat sich neben der 3D-Videoanalyse in verschiedenen Wurfdisziplinen die Anwendung von, in den Wurfgeräten verbauten, inertialen Messeinheiten (**Inertial Measurement Units**) als erfolgsversprechend gezeigt. IMUs zeichnen sich dadurch aus, dass Beschleunigungswerte und Drehraten in allen drei Dimensionen aufgezeichnet werden können. Außerdem sind sie aufgrund des technischen Fortschritts inzwischen klein und leicht genug, um direkt im Wurfgerät verbaut werden zu können, ohne die Flugeigenschaften zu beeinflussen. Vor allem im Speerwurf (Särkkä et al. 2016) aber auch, unter anderem durch das IAT in Leipzig, im Kugelstoßen (Wank 2021) und beim Hammerwurf (Tiedemann 2021) wurden IMUs erfolgreich zur kinematischen Analyse in Wurfgeräten eingebaut und verwendet. Auch im Diskuswurf wurden erste Versuche unternommen, allerdings mit größeren Schwierigkeiten (Wank 2021). Im Folgenden soll die Möglichkeit der Anwendung von IMUs im Diskuswurf näher beleuchtet werden.

Ziel der Arbeit ist eine Validierung der Wurfanalyse auf Basis von IMUs im Hinblick auf zwei Aspekte. Erstens soll bestätigt werden, dass die verwendete IMU präzise im Diskus platziert wurde und dadurch nennenswerte Messungenauigkeiten vermieden wurden. Dies soll erreicht werden, indem über eine Simulation ein Diskus erstellt wird, welcher virtuell einen perfekten Sensor ohne Gewicht und Ausdehnung exakt im Zentrum des Diskus platziert hat. Als zweites soll betrachtet werden, inwiefern die Messdaten der IMU mit denen einer 3D-Videoanalyse übereinstimmen. Für die Videoanalyse wurde der Diskus über vier Stützstellen am Rand des Diskus digitalisiert. Dies war notwendig, um nicht nur die Sensordaten zur Beschleunigung, sondern auch die Drehraten validieren zu können. Außerdem wird über vier Messpunkte die Genauigkeit der Digitalisierung des Schwerpunkts verbessert.

Abschließend soll betrachtet werden, inwiefern der Einsatz von IMUs, ähnlich wie beim Speerwurf und Kugelstoßen, auch im Diskuswurf eine sinnvolle Ergänzung zu etablierten kinematischen Analysetools darstellt.

Methoden

Zur Validierung des Messdiskus wurden drei Würfe von Athleten der deutschen Spitze analysiert (durchschnittliche Wurfweite 60,3 m). Die Athleten warfen einen von zwei Messdisken (Denfi Jürgen Schult Skymaster, 75 % Ringgewichtsanteil/Denfi Jürgen Schult Ultimate Spin, 80 % Ringgewichtsanteil). In die Disken wurden jeweils zwei Sätze von Sensoren verbaut, um sowohl kleine als auch große Messbereiche mit adäquater Präzision aufnehmen zu können. Die IMUs wurden von der Firma Xybermind GmbH (Tübingen) speziell für den Einsatz in einem Messdiskus entwickelt und besitzen folgende Eigenschaften:

Sensor	Messbereich	Aufnahmefrequenz
3D-Accelerometer	± 16 g	400 Hz
3D-Gyroskop	± 2000 °/s	400 Hz
2x 3D-Accelerometer	± 100 g	800=2x400 Hz
2x 1D-Gyroskop (Tellerachse Diskus)	± 20000 °/s	800=2x400 Hz

Tabelle 1: Spezifikationen der verbauten Sensoren. Die High-Range-Sensoren wurden in doppelter Ausführung eingebaut um die Daten von zwei Sensoren, die dieselbe Größe messen, zu kombinieren und eine Aufnahmefrequenz von 800Hz zu erreichen.

Das Gyroskop für die größeren Messwerte ist hierbei um die z-Achse orientiert. Außerdem wurden in den Disken noch ein Datenlogger (Aims data logger DX3.2) und ein Analog Digitalwandler verbaut. Insgesamt kommt das verbaute System auf ein Gewicht von 9 g. Beim Einbau wurde darauf geachtet, dass die Sensoren jeweils exakt in der Drehachse der relevanten Drehung platziert sind. Mit einer Fräse wurde eine Masse von dem Ring des Diskus entfernt, damit das zulässige Gesamtgewicht von 2 kg nicht überschritten wird. Im Anschluss an die Messung wurde der Datenlogger über einen Klinkenanschluss von einem Messcomputer (per USB) für die weitere Datenverarbeitung ausgelesen.

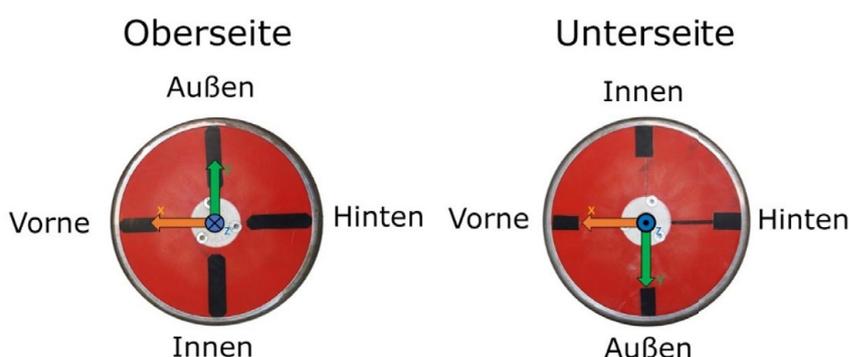


Abbildung 1: Markierungen auf dem Diskus. Die Verbindung aus „Vorne“-„Hinten“ entspricht der lokalen x-Achse und „Innen“-„Außen“ der y-Achse.

Parallel zur Aufnahme der Daten durch die Messdisken wurde eine 3D-Videoanalyse durchgeführt. Auf Grundlage der Videoanalyse wurde eine Simulation des Diskuswurfs mit einem optimal platzierten Sensor erstellt. Für die Videoanalyse wurden acht Highspeedkameras (DR1 2048x1088-192-G2-8, Photonfocus (Schweiz)) mit einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz verwendet. Zur Digitalisierung wurde das Programm SIMI Motion 9.2 (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim) verwendet. Um die Messung der Drehraten über die Videoanalyse vergleichen zu können, wurde der Diskus an vier Stellen am äußeren Rand der Innenplatte auf Ober- und Unterseite markiert und manuell digitalisiert. Die Position der Markierungen wurde so gewählt, dass jeweils die Verbindung von zwei Markierungen der x-/y-Achse der IMU entspricht (Abbildung 7). Die Auswertung über vier Punkte hat außerdem den Vorteil, dass die Schwerpunktbahn des Diskus über vier Stützstellen berechnet werden konnte, wodurch systematische Fehler gegenüber der Digitalisierung von Einzelmarkern stark reduziert werden konnten. Den Athleten wurde für die Würfe außerdem vorgegeben, dass der Mittelfinger an der Markierung für Außen anliegt, um bei der Digitalisierung die Marker zuordnen zu können.

Um eine Verifizierung der von den IMUs gemessenen Daten zu ermöglichen, wurde aus der Videoanalyse eine Simulation erstellt. Hierfür wurde mit Simpack 2021x von Simulia gearbeitet, einem Programm zur Berechnung und Auswertung von Mehrkörpersimulationen. Erstellt wurde ein Modelldiskus mit den exakten Maßen eines realen Diskus. Anschließend wurden die vier Punkte aus der Videoanalyse als Inputfunktionen eingegeben. Zwischen den Punkten der Videoanalyse und den Randpunkten des erstellten Modells wurden sehr steife

Federn ($k > 1000 \text{ N/m}$) ohne Ausdehnung eingebettet, um zu gewährleisten, dass der Diskus möglichst exakt den Bahnen aus der Videoanalyse folgt. Die Simulation in SIMPACK erfolgt über die numerische Integration von Differentialgleichungen unter der Berücksichtigung von Zwangsbedingungen.

Weiterhin sollten die IMU-Daten mit der 3D-Videoanalyse mit Blick auf die entscheidenden Wurfparameter verglichen werden. Die aus der Videoanalyse ermittelten Koordinaten der Marker, die am Diskus angebracht wurden, wurden exportiert und im Weiteren mit Matlab (Version R2022a, MathWorks) und dem hauseigenen Programm DiaMess (Veit Wank, Tübingen) analysiert. Zunächst wurde der Schwerpunkt des Diskus unter Annahme einer punktsymmetrischen Dichteverteilung mithilfe der vier äußeren Punkte bestimmt.

Mit der daraus entstandenen Schwerpunkttrajektorie können durch Differenzieren die globale Geschwindigkeit und Beschleunigung bestimmt werden. Interessanter für die Analyse des Diskuswurfs ist jedoch die Betrachtung der tangentialen Geschwindigkeit. Diese lässt sich ebenso wie die Tangentialbeschleunigung mit den Frenet'schen Formeln (Wank, 2021) bestimmen.

Neben den Größen zur Analyse der Trajektorie des Diskus während der Beschleunigungsphase kann durch die Betrachtung der vier äußeren Marker auch die Drehrate und die Lage des Diskus zur Trajektorie bestimmt werden. Die Berechnung der Drehraten in allen drei Achsen erfolgte über eine Umwandlung der IMU-Daten in Quaternionen. Nimmt man die Differenz zwischen zwei Quaternionen, so entsprechen die Komponenten des neuen Quaternionen der Drehrate um alle Achsen. Die Winkel zwischen der lokalen x -/ y -/ z -Achse zum Tangenteneinheitsvektor wurde über das Skalarprodukt bestimmt.

Die Kalibrierung der High-Range-Sensoren erfolgte durch eine eigene Aufnahme in verschiedenen Positionen mit dem Referenzwert $g = 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$. Alle aufgenommenen Daten wurden zunächst geglättet (kubische Splines, Reinsch, 1967). Anschließend wurden die vom Sensor gemessenen Beschleunigungen auf den Tangenten-/Normaleneinheitsvektor projiziert. Dadurch können die Beschleunigungen von IMU und kinematischen Aufnahmen verglichen werden.

Größe	Formel	Bemerkung
Beschleunigungsweg s_B	$s_B = \sum_{i=1}^n b_i$ mit $b_i = \Delta \vec{r}_i $	r_i : Positionsvektor b_i : in einem Zeitschritt überstrichene Bogenstück
Bahngeschwindigkeit v_B	$v_B(t) = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$	v_x, v_y, v_z : globale Geschwindigkeiten
Bahnbeschleunigung	$a_B(t) = \frac{dv_B(t)}{dt}$	

Tabelle 2: Formeln zur Berechnung der entscheidenden Betrachtungsgrößen in der kinematischen Analyse des Diskuswurfs.

Zusammenfassend ist ein Vergleich der Sensordaten mit den kinematisch ermittelten Daten auf drei verschiedenen Wegen möglich:

1. Die Kinematik-Daten werden so weiterverarbeitet, dass ein Vergleich mit den fast unbearbeiteten Sensor-Rohdaten möglich ist. Dafür müssen die globalen Beschleunigungen (a_x, a_y, a_z) und außerdem die Tangential- a_B und Radialbeschleunigung a_R bestimmt werden. Außerdem können die resultierenden Beschleunigungen $a_{res} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$ der Kinematik und Sensordaten direkt miteinander verglichen werden.
2. Von dem simulierten Sensor in der Mitte des Diskus werden die Beschleunigungen und Drehraten in drei Dimensionen ohne Fehler wie Rauschen oder Bias erfasst. Da diese Daten aus der Trajektorie des Diskus simuliert werden, kann die Genauigkeit der realen Sensoren überprüft werden. Eine große Abweichung würde auf einen Fehler im Aufbau der Sensoranordnung bzw. -Positionierung hindeuten.
3. Beide Datensätze werden durch Winkelkorrekturen der Diskuslage so weit bearbeitet, dass eine Analyse in Bezug auf eine für den Wurf relevante Größe (z. B. Bahngeschwindigkeit) möglich ist.

Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der verschiedenen Vergleichsmethoden dargestellt. Im ersten Teil werden dafür beispielhaft die Daten eines einzelnen Wurfs angeführt werden. In allen Abbildungen sind markante Zeitpunkte zur Analyse eines Diskuswurfs durch farbige, vertikale Linien dargestellt (Tabelle 3). Im zweiten Teil werden dann die Ergebnisse aller Würfe vorgestellt.

Als erstes soll der Vergleich nach der ersten Methode gezeigt werden. Dafür werden aus den Kinematik-Daten die tangentielle Beschleunigung errechnet (Tabelle 2) und direkt mit den Sensor-Daten verglichen.

Farbe	Magenta	Grün	Rot	Gelb	Türkis	Blau	Grau
Zeitpunkt	Anfang	Lösen rechter Fuß	Lösen linker Fuß	Setzen rechter Fuß	Setzen linker Fuß	Abwurf	Abwurf + 0,02 s

Tabelle 3: Zuordnung der relevanten Zeitpunkte zu ihren farbigen Markierungen.

Unter der Annahme, dass der Diskus in der Hand richtig ausgerichtet wurde, sollten die tangentielle Beschleunigung der kinematischen Analyse mit der Beschleunigung entlang der x-Achse des Diskus übereinstimmen. In Abbildung 2 ist allerdings klar ersichtlich, dass ein solcher Zusammenhang nicht bestätigt werden kann. Dies liegt daran, dass die Ausrichtung der x-Achse des Diskus während der Beschleunigungsphase bezüglich der Bahntangente sehr variabel ist und dementsprechend die x-Achse nicht deckungsgleich mit dem Tangentialvektor ist.

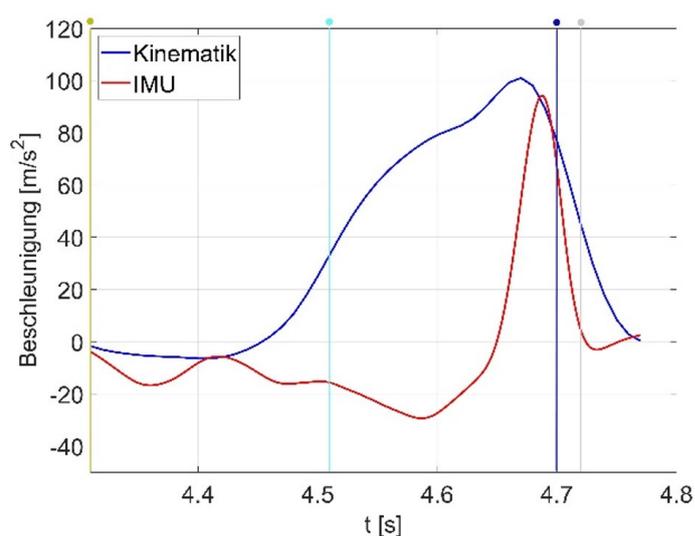


Abbildung 2: Vergleich der kinematisch ermittelten Bahnbeschleunigung mit der in x-Richtung erfassten Beschleunigung der Accelerometer.

Um Messfehler der IMU-Sensoren als Fehlerquelle auszuschließen, wurde eine resultierende Beschleunigung als Betrag der drei axialen Beschleunigungen für beide Systeme gebildet (3). Hierbei zeigte sich eine hohe Übereinstimmung der resultierenden Beschleunigungen (Abbildung 9).

$$a_{res} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (1)$$

Zur Bestätigung des richtigen Einbaus und der Genauigkeit der Sensoren wurde außerdem eine Simulation durchgeführt (Methode 2). Hierbei wurde festgestellt, dass die Beschleunigungsverläufe in allen Achsen sehr gut übereinstimmen (Abbildung 9).

Die Ursache für die Abweichung der Bahnbeschleunigung und der aufgenommenen Beschleunigung auf die lokale x-Achse lässt sich jedoch durch die zusätzliche Betrachtung der Orientierung des Diskus zu seiner Trajektorie bestimmen (Methode 3).

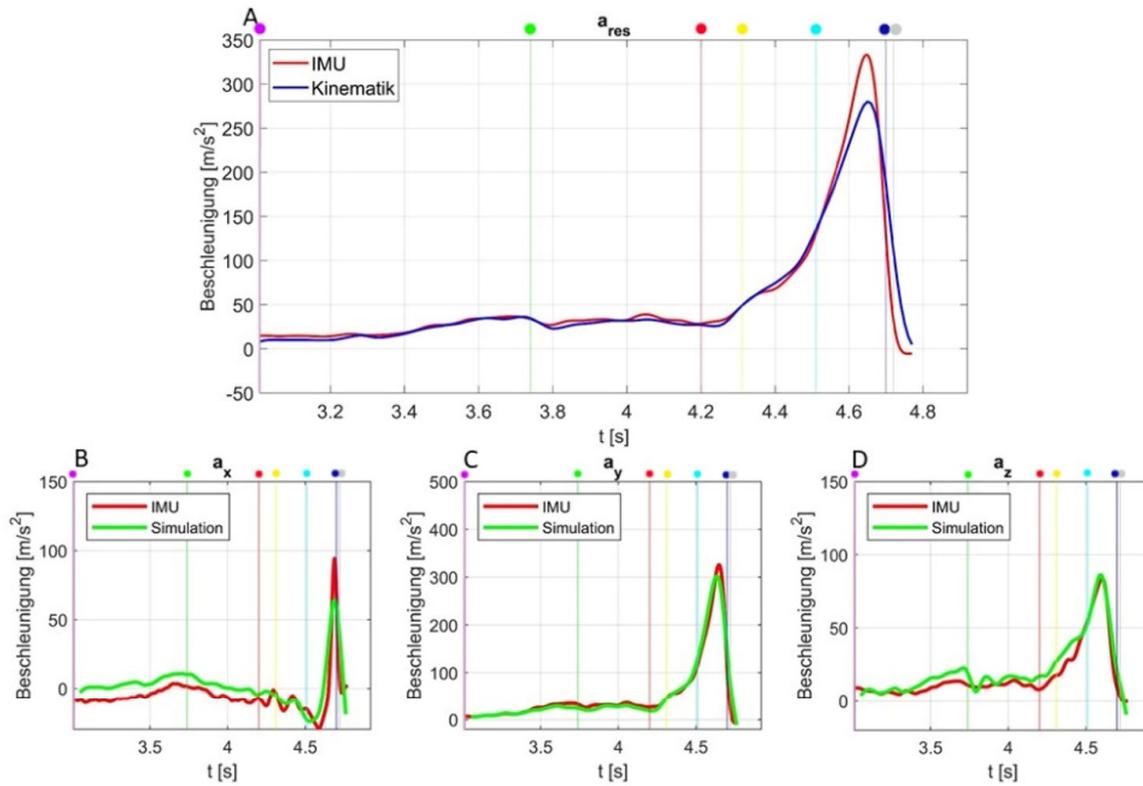


Abbildung 3: oben: Darstellung des Verlaufs der resultierenden Beschleunigung von Kinematik (blau) und IMU-Daten (rot) (A). unten: Darstellung des Beschleunigungsverlaufs der realen IMU-Daten (rot) und der Simulationsergebnisse (grün). B: in x-, C in y- und D in z-Richtung.

Projiziert man die vom Sensor erfassten Beschleunigungen mit den über die Orientierung bestimmten Winkeln auf den Tangenten-/Normalen-/Binormalenvektor, ergibt sich eine deutlich höhere Übereinstimmung der Verläufe von Tangential- bzw. Radialbeschleunigung (Abbildung 10).

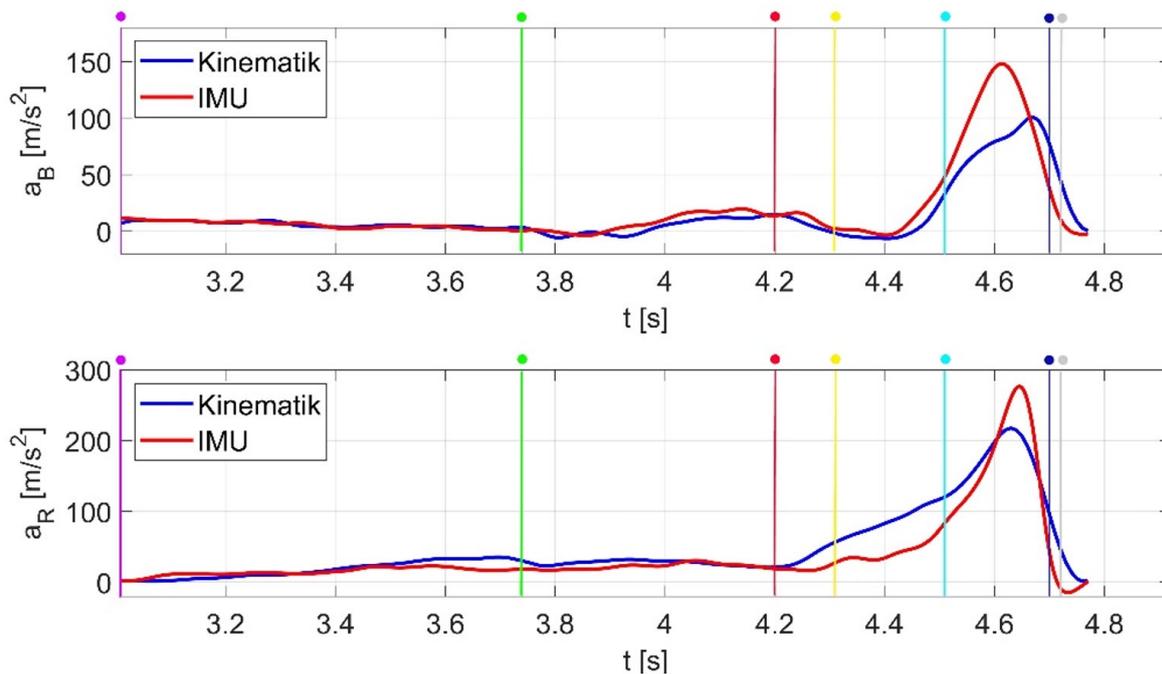


Abbildung 4: Darstellung des Beschleunigungsverlaufs in tangentialer (oben) und radialer (unten) Richtung.

Die Aufnahme der äußeren Markierungen erlaubte außerdem einen Vergleich der Drehgeschwindigkeiten in der Beschleunigungsphase mit den Daten der Gyroskope (Abbildung 11).

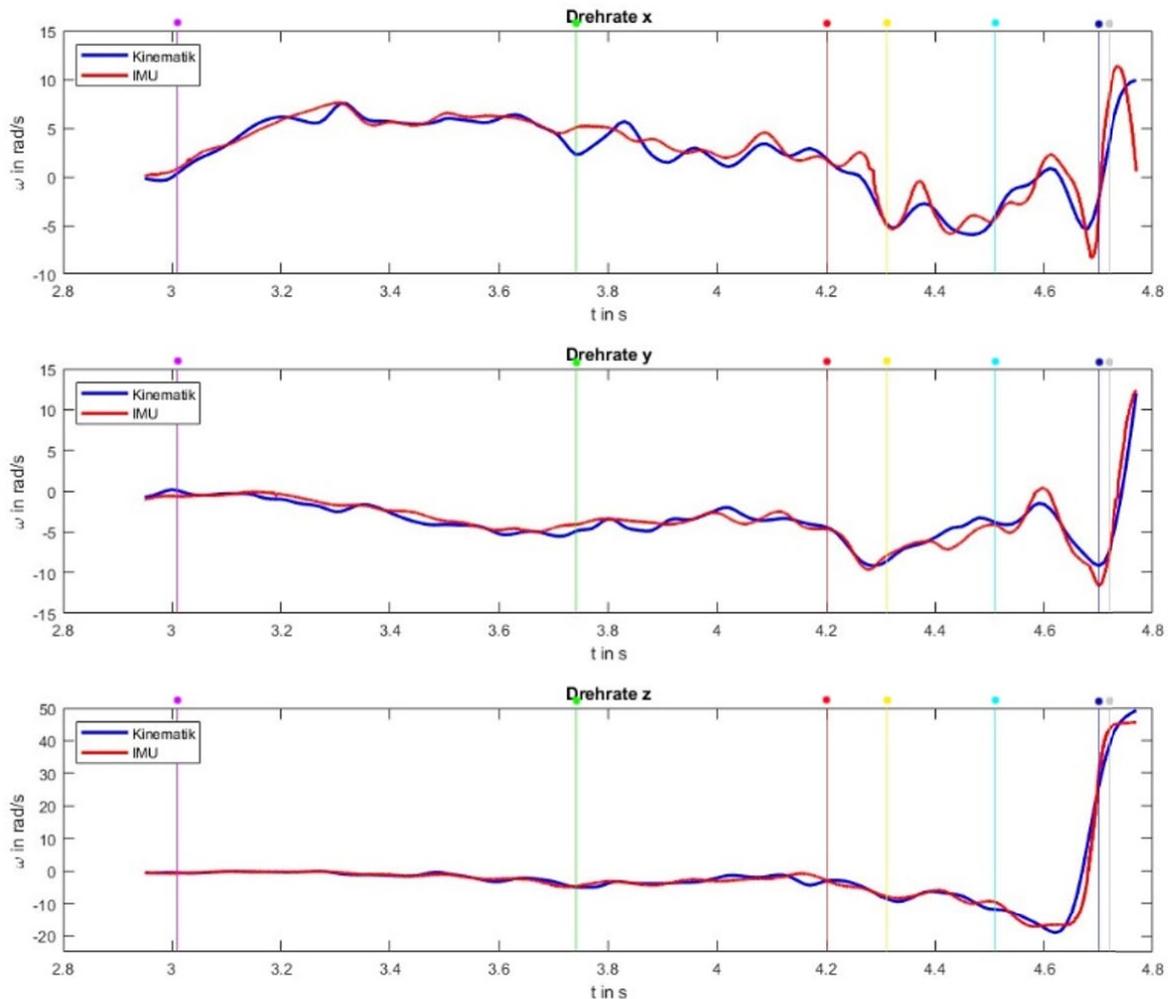


Abbildung 5: Darstellung der Verläufe der Drehraten in allen drei Achsen (oben: x-Achse, Mitte: y-Achse und unten: z-Achse).

Von entscheidender Bedeutung ist der Verlauf der Drehrate um die z-Achse kurz vor dem Abwurf. Hier lässt sich eine gute Übereinstimmung erkennen.

Es lässt sich gut erkennen, wie sich die Drehrichtung um die z-Achse (Tellerachse) am Ende des Wurfs umkehrt, wenn der Werfer den Diskus loslässt. Bei allen erfassten Würfen lag die Drehgeschwindigkeit nach dem Abwurf bei über $2000^\circ/\text{s}$ (Mittelwert: $2436^\circ/\text{s}$). Diese hohe Drehgeschwindigkeit ist entscheidend für eine stabile Position des Diskus in der Flugphase. Die weiteren Ergebnisse der drei Würfe sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Größe	Wurf 1	Wurf 2	Wurf 3	Mittelwert
Beschleunigungsweg s_B [m]	10,49	10,13	11,36	$10,66 \pm 0,52$
Kinematik Abfluggeschwindigkeit v_{ab} [m/s]	22,57	22,88	24,06	$23,17 \pm 0,64$
IMU Abfluggeschwindigkeit v_{ab} [m/s]	17,79	25,8	32,03	$25,20 \pm 5,83$
Kinematik Bahnbeschleunigung $a_{B,max}$ [m/s ²]	106,61	111,83	101,04	$106,49 \pm 4,41$
IMU Bahnbeschleunigung $a_{B,max}$ [m/s ²]	146,9	219,77	149,4	$172,02 \pm 33,78$
Kinematik ω_z (Abflug) [rad/s]	42,53	47,01	49,22	$46,25 \pm 2,78$
IMU ω_z (Abflug) [rad/s]	44,017	37,98	45,56	$42,52 \pm 3,27$
Weite [m]	62,00	56,96	61,97	$60,31 \pm 2,37$

Tabelle 4: Ergebnisse aus der kinematischen Analyse und den Sensordaten.

Diskussion

In dieser Arbeit wurde auf verschiedenen Wegen überprüft, ob eine inertielle Messeinheit valide Daten misst und ob ein Einsatz in der Leistungsdiagnostik für den Diskuswurf möglich wäre. Erstmals wurde dafür eine Kombination aus kinematischer Analyse, Simulation und IMU-Daten durchgeführt. In der bisherigen Betrachtung der Sensordaten wurde davon ausgegangen, dass die x -Achse der IMU dem Tangenteneinheitsvektor und die y -Achse der IMU dem Normaleneinheitsvektor entspricht (Wank, 2021). Die Aufnahme der vier Marker am Rand des Diskus zeigt jedoch, dass im Beschleunigungsverlauf der Werfer den Diskus nur in wenigen Momenten exakt so ausgerichtet hält. Stattdessen konnte aufgezeigt werden, dass sich die Winkel der IMU-Achsen zum Bahnverlauf ständig ändern. Die Projektion der IMU-Beschleunigungen auf den Bahn- und Radialvektor ermöglichten einen exakten Vergleich.

Auch wenn die Verläufe von IMU-Sensoren und kinematischer Analyse relativ gut übereinstimmen, lässt sich festhalten, dass der Einbau einer IMU in einen Diskus noch nicht für den Einsatz in der Leistungsdiagnostik geeignet ist. Die Beschleunigungen werden im Vergleich zur Videoanalyse systematisch überschätzt. Dies könnte auch ein Kalibrierproblem sein. Die Kalibrierung erfolgte nur in einem niedrigen Messbereich von 1 g. Außerdem ist eine Berechnung der wichtigsten Wurfgrößen des Diskuswurfs nur in Kombination mit einer Videoanalyse möglich, da aus der Videoanalyse die Orientierung des Diskus zu jedem Zeitpunkt ausgerechnet werden muss. Direkt aus den IMU-Daten lässt sich nur die wurfrelevante Größe der Drehrate um die z -Achse mit wenig Zeitaufwand ermitteln. Da diese jedoch bei allen Spitzenwerfern stets die nötige Drehgeschwindigkeit für einen stabilen Flug erreicht, ist diese Messung im Jugendbereich aussagekräftiger. Interessanter für die Wurfanalyse im Spitzensport sind die Parameter der Bahngeschwindigkeit und -beschleunigung. Die Bestimmung dieser aus den Drehraten und Beschleunigungen der IMU ist aufgrund zweier Faktoren schwierig zu realisieren. Jeder Sensor ist mit Fehlern behaftet. Die Korrektur dieser Fehler für die einzelnen Sensoren ist nur schwer umzusetzen, weshalb in der inertialen Navigation die Sensoren kombiniert werden, um weniger fehlerbehaftete Daten gewährleisten zu können. Meistens wird dafür ein Kalman-Filter angewandt. Die Implementierung eines solchen Filters mit einer großen Anzahl Sensoren mit unterschiedlichen, teilweise größeren Fehlereinflüssen stellt sich als schwierig dar, könnte aber perspektivisch der nächste Schritt auf dem Weg zur Anwendung eines Messdiskus für die Leistungsdiagnostik im Spitzensport sein.

Literatur

- [1] Särkkä, O., Nieminen, T., Suuriniemi, S. & Kettunen, L. (2016). Augmented inertial measurements for analysis of javelin throwing mechanics. *Sports Engineering*, 19(4), 219–227. <https://doi.org/10.1007/s12283-016-0194-x>
- [2] Tiedemann, S., Spelly, G. & Witte, K. (2022). Wireless inertial sensor system for hammer throwing. *International Journal of Computer Science in Sport*, 21(1), 1–8. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2022-0001>
- [3] Wank, V. (2021). *Biomechanik der Sportarten*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-60525-7>

Entwicklung eines inertialsensorbasierten Monitoring-Systems für biomechanische Ganganalysen bei Sportpferden

Julia Bartsch¹, Franziska Schneider¹, Christina Fercher², Steffen Kluge^{1,3},

Anna Liedtke⁴, Enrica Zumnorde-Mertens⁴, Olaf Ueberschär^{1,5}

¹Hochschule Magdeburg-Stendal; ²Olympiastützpunkt NRW/Westfalen, Standort Warendorf;

³Technische Universität Chemnitz, Fakultät für Maschinenbau, ⁴Deutsche Reiterliche Vereinigung e. V. (FN),

Abteilung Veterinärmedizin, Warendorf; ⁵Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig

Einleitung

Aufgrund der sportspezifischen Trainingsbedingungen des Reitsports mit großen Messvolumina und einschlägigen Feldbedingungen gestaltet sich eine routinemäßige biomechanische Bewegungsanalyse für Sportpferde bislang schwierig. Eine neue und vielversprechende Lösung bietet der Einsatz von Inertialsensoren (IMU) für den sportpraktischen Einsatz im Feld (Olsen et al., 2013). IMU-Wearables besitzen dank ihrer kleinen Baugröße, ihres geringen Gewichts und ihrer vollständig funkbasierten Datenübertragung spezifische Eigenschaften, die sich in besonderem Maße für Bewegungsanalysen im Pferdesport eignen. Des Weiteren lassen sie sich gut mit den Bedingungen des Trainingsalltags vereinen und in diesen integrieren (Warschun et al., 2019). Das Ziel dieser Studie besteht darin, eine technische Implementierung für das sportpraktische Trainingsmonitoring von Pferden im Reitsport mithilfe von IMUs umzusetzen. Damit soll ermöglicht werden, die Bewegungsausführung, die Lateralität und die Funktionalität der Pferde in drei Grundgangarten zu erfassen und individuelle Abweichungen und Veränderungen im Bewegungsablauf aufzudecken.

Methoden

Fünf IMUs (MTw Awinda, Movella, Enschede, Niederlande, ± 16 g, 120 Hz) wurden am Pferd befestigt, jeweils ein Sensor an den Gamaschen am lateralen Aspekt des Röhrbeins (MC3/MT3) der vier Gliedmaßen sowie am ventralen Aspekt des Rumpfes auf dem Sattelturt. Insgesamt 24 verschiedene Sportpferde absolvierten mehrmals 40-sekündige Messreihen in den drei Grundgangarten Schritt, Trab und Galopp auf einem Reitplatz. In die Analyse mittels eines selbstgeschriebenen MatLab-Scripts (R2022b, MathWorks Inc., Natick, USA) flossen 342 Einzelmessreihen ein. Dabei wurden die Parameter Schrittfrequenz, resultierende Beschleunigung sowie der Belastungsasymmetrieindex ($BI = \frac{1}{2}(V-H)/(V+H)$, wobei V und H die Spitzenbeschleunigungen an Vor- bzw. Hinterhand bezeichnen) näher untersucht.

Ergebnisse

Erwartungsgemäß belegen die inertialsensorbasierten Bewegungsdaten eine signifikant steigende Zyklusfrequenz mit zunehmender Geschwindigkeit von Schritt ($0,79 \pm 0,06$ Hz), über Trab ($1,25 \pm 0,08$ Hz) bis zum Galopp ($1,54 \pm 0,1$ Hz, Abbildung 1 (a)). Eine analoge Tendenz zeigt die Stauchungsbelastung, welche sich von Schritt ($72,9 \pm 15,8$ m/s²) zu Trab ($110,0 \pm 17,6$ m/s²) und Galopp ($142,4 \pm 21,4$ m/s²) ebenfalls steigert. Die Stauchungsbelastung verschiebt sich dabei im Schritt im statistischen Mittel tendenziell leicht in Richtung Vorhand des Pferdes aus ($BI = +7,3 \pm 18,7\%$). Dem gegenüber deuten die Ergebnisse im Trab ($BI = -3,0 \pm 18,1\%$) und Galopp ($BI = 3,2 \pm 10,9\%$) auf eine nahezu ausgeglichene Belastungsverteilung zwischen Vor- und Hinterhand hin (Abbildung 1 (b)). Interindividuell zeigen sich über alle Gangarten hinweg jedoch teils erhebliche Unterschiede.

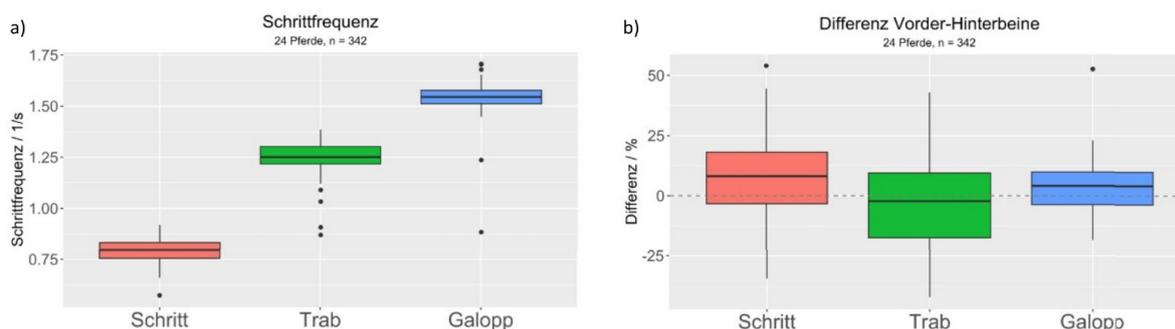


Abbildung 1: Kohortenmittelwerte und -verteilungen von Schrittfrequenz und Belastungsasymmetrieindex BI (d. h. Differenz Vorder-Hinterbeine) für 24 Sportpferde.

Diskussion

Die gewählte Positionierung der IMU-Sensoren an den distalen Enden der Gliedmaßen und am Rumpf des Pferdes erweist sich als geeignet für das spezifische Ziel einer biomechanischen Bewegungs- und Belastungsanalyse im Reitsport. Die Anbringung der Sensoren ist einfach und wie auch im Humansport (Ueberschär et al., 2019) zeigen die Messungen eine zufriedenstellende hohe Robustheit gegenüber den Trainingsbedingungen im Feld. Insgesamt belegen die Ergebnisse, dass mittels einer inertialsensorbasierten kinematischen Diagnostik zuverlässig die Bewegungszyklen in allen drei Grundganzarten erkannt und ausgewertet werden können. Damit reihen sie sich in das Resultat vorheriger Studien ein, die ebenfalls IMUs bei Pferden u. a. zur Detektion von Springbewegungen (Pavel et al., 2020) eingesetzt haben. Die in der vorliegenden Arbeit zusätzlich untersuchten mittleren Spitzenbeschleunigungen der Stauchungsbelastung und ihre Verteilung zwischen Vor- und Hinterhand liefern wichtige Informationen über das individuelle Bewegungsmuster von Sportpferden. Dadurch können perspektivisch Über- und Fehlbelastungen bereits im Training erkannt und im besten Fall frühzeitig vermieden werden.

Schlussfolgerungen

Zusammenfassend konnte nachgewiesen werden, dass sich der verwendete Messaufbau und die inertialsensorbasierte Methode für die routinemäßige Erfassung relevanter kinematischer Bewegungsparameter zur biomechanischen Beurteilung der Trainingsbelastung, des individuellen Gangbildes und der Bewegungsstabilität am Sportpferd eignen. In zukünftigen Studien sollten statistisch belastbare Referenzbereiche der entsprechenden Bewegungsparameter über Quer- und Längsschnitte ermittelt werden, um in Kombination mit geeigneten IMU-Systemen als direktes Hilfsmittel in der routinemäßigen Trainingsbegleitung eingesetzt werden zu können.

Literatur

- [1] Olsen, E., Pfau, T., & Ritz, C. (2013). Functional limits of agreement applied as a novel method comparison tool for accuracy and precision of inertial measurement unit derived displacement of the distal limb in horses. *J Biomech*, 46(13), 2320–2325. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.004>
- [2] Pavel, J., Fercher, C., & Herold, F. (2020). Der Einsatz maschinellen Lernens zur inertialen Bewegungsanalyse am Pferderumpf für das digitale Trainingsmonitoring im Leistungssport SKILL 2020 – Studierendenkonferenz Informatik, Bonn: Gesellschaft für Informatik. PISSN: 1614-3213. ISBN: 978-3-88579-750-0. pp. 149. Short Papers. 30.09/01.10.2020
- [3] Ueberschär, O., Fleckenstein, D., Warschun, F., Kränzler, S., Walter, N., & Hoppe, M. W. (2019). Measuring biomechanical loads and asymmetries in junior elite long-distance runners through triaxial inertial sensors. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 35(3), 296–308. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2019.06.001>
- [4] Warschun, F., Schleichardt, A., Fercher, C., & Ueberschär, O. (2019). Reliabilität von Xsens MTw Awinda Motion Trackern im Springreiten DSV Hochschultag, Berlin.

Poster-Vorträge



Comparison of the Performance of DeepLabCut models trained with Different Number of Participant Data

Niklas Heimbürger¹, Deepak Singh¹, Clara Günter^{1,2}, Jonathan Orschiedt¹, Denis Holzer³, David Franklin^{1,2,4}

¹Neuromuscular Diagnostics, Department of Sport and Health Sciences, Technical University of Munich;

²Munich Institute of Robotics and Machine Intelligence (MIRMI), Technical University of Munich;

³Biomechanics in Sports, Department of Sport and Health Sciences, Technical University of Munich;

⁴Munich Data Science Institute (MDSI), Technical University of Munich

Introduction

DeepLabCut (DLC) (Mathis et al., 2018) is a convolutional neural network technique for markerless pose estimation. DLC has been shown to achieve similar accuracy to traditional motion capture systems in specific tasks (Kosourikhina et al., 2022). However, the DLC network model requires participant data, often from multiple individuals (Mathis et al., 2020), making the process time-consuming. Therefore, it is crucial to determine the minimum number and fraction of participants necessary for model training to enhance the feasibility of DLC for a wide range of users. In this study, we investigated the performance of DLC's network models by comparing their performance when trained with one, four, and eight participants.

Methods

Eight healthy adults (5M/3F; 28 ± 1 years) performed 170 trials of passive reaching and circular motions with their right hand while holding the handle of a vBot manipulandum (Howard et al., 2009). Passive reflective markers were placed on their right arm and shoulder, as per Plug-in Gait model (Lob0o-Prat et al., 2014) with one additional marker placed between radial and ulnar processes. We recorded the experiment with two RGB cameras at ca. 30° at 60 Hz. We trained three custom DLC models: “gold_standard” (all Part.), “four_part” (four Part.), and “single_part” (one Part.) in DeepLabCut (v2.1.10.4). A trial was rejected if marker positions were not detected for ten consecutive data points. We normalized the segment lengths using the manually measured values from each participant. We computed the median, inter-quartile range (IQR), and variance of the segment lengths at each trial for descriptive statistical analysis. For inferential statistical analysis, we applied the Friedman rank sum test and one-way repeated measures ANOVA to compute significant differences (at $p < 0.05$) between the “four_part” and “gold_standard” model for the selected variables of normalized segment lengths for pooled participant analysis (i. e., focused on segments) and within-participant analysis (i. e., focused on individual participants) using RStudio v.4.2.3. The comparison between “single_part” and other models was only conducted for P1. For $p < 0.05$, we calculated the root mean square error (RMSE) between the significant descriptive statistics variables (i. e., median, IQR, and variance) of the segment lengths computed by the models.

Results

The “gold_standard” model had no rejected trials, and the “four_part” model had rejected trials in only two participants, whereas the “single_part” model had a high number of rejected trials across most participants (ranging from 14 to 161). The “gold_standard” and “single_part” models reported similar values ($p > 0.05$) for the IQR across all segment lengths, for median hand length, for variance forearm, and for variance hand length, in Participant 1. The “four_part” and “single_part” models reported similar values ($p > 0.05$) for the IQR of forearm length, IQR of hand length, and variance of hand length in Participant 1. We found $RMSE < 1.5$ mm for all the variables and segments where the “single_part” model had significantly different values ($p < 0.05$) than the “gold_standard” and “four_part” models. Also, “gold_standard” and “four_part” models reported similar values

($p > 0.05$) for variance upper arm length and variance hand length with an RMSE < 1.5 mm for most variables and segments where these models differed except for IQR of upper arm length (RMSE = 12 mm). Also, the “gold_standard” and “four_part” models reported similar values ($p > 0.05$) in 22 (out of 72;8 participant \times 3 variable \times 3 segments) within-participant analysis with RMSE < 2.5 mm for most within-participant analysis where these models differed except for variance of upper arm length in Participant 5 (RMSE = 39 mm) and IQR of the upper arm in Participant 4 (RMSE = 31 mm).

Discussion

The comparison between the “single_part” and “gold_standard” models indicates that the more general model performed as well as the model only trained on the analyzed participant. This suggests that there is no benefit in labeling more frames 0per participant than in the “gold_standard” model. While we found significant differences between the “gold_standard” and “four_part” models, the RMSE for all analyzed variables was < 2.5 mm for the majority of factors. This suggests that it is unnecessary to label all participants to reach an acceptable level of accuracy. In our experiment, labeling only half of the participants was sufficient. While the “four_part” network did not generalize well to one participant, refining the network according to the “DLC workflow” (Nath et al., 2019) using this participant’s data should resolve the issue. Especially when recording participants in a fixed setup over multiple days, we suggest starting the labeling and training process after the first day of recording and only refining the network if necessary.

Conclusion

DeepLabCut offers a valuable tool for motion capture without specialized equipment. We find that acceptable generalization can be achieved using only 50 % of participants for labeling. Labeling a subset of participants allows network training to start sooner, which is particularly advantageous when processing power is limited. Furthermore, using markers with DLC enables acceptable tracking quality without needing an expensive marker-based tracking system. It also simplifies the labeling process for researchers, as precise identification of anatomical landmarks in video can be challenging without palpation. Further research should investigate whether this fraction applies to larger sample sizes and explore the possibility of more precisely defining the required subset of labeled participants.

Literature

- [1] Howard, I. S., Ingram, J. N., & Wolpert, D. M. (2009). A modular planar robotic manipulandum with end-point torque control. *Journal of neuroscience methods*, 181(2), 199–211.
- [2] Kosourikhina, V., Kavanagh, D., Richardson, M. J., & Kaplan, D. M. (2022). Validation of deep learning-based markerless 3D pose estimation. *PLOS ONE*, 17(10), e0276258.
- [3] Lobo-Prat, J., Font-Llagunes, J. M., Gómez-Pérez, C., Medina-Casanovas, J., & Angulo-Barroso, R. M. (2014). New biomechanical model for clinical evaluation of the upper extremity motion in subjects with neurological disorders: an application case. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(10), 1144–1156.
- [4] Mathis, A., Mamidanna, P., Cury, K. M., Abe, T., Murthy, V. N., Mathis, M. W., & Bethge, M. (2018). Deeplabcut: Markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning. *Nature Neuroscience*, 21(9), 1281–1289.
- [5] Mathis, A., Schneider, S., Lauer, J., & Mathis, M. W. (2020). A Primer on Motion Capture with Deep Learning: Principles, Pitfalls, and Perspectives. *Neuron*, 108(1), 44–65.
- [6] Nath, T., Mathis, A., Chen, A. C., Patel, A., Bethge, M., & Mathis, M. W. (2019). Using DeepLabCut for 3D markerless pose estimation across species and behaviors. *Nature protocols*, 14(7), 2152–2176.

Optimierung der Kurvenfahrt beim Pumptrack – Erste Ergebnisse der Modellierung und Simulation

Thomas Jaitner, Julian Golembiewski, Thomas Liebig, Marcus Schmidt, Benedikt Terschluse, Timm Faulwasser

TU Dortmund

Einleitung

Entgegen der üblichen Strategie anderer Radsportdisziplinen müssen Sportler beim Pumptrack den Vortrieb nicht durch Pedalbewegungen, sondern durch Massenverlagerung beim Durchfahren steiler Kurven erzeugen. Eine horizontale Beschleunigungsänderung wird während der Kurvendurchfahrt durch zeitlich gut koordinierte Beuge- und Streckbewegungen, das sogenannte „Pumpen“, generiert. Während die Biomechanik des Radfahrens hinsichtlich der Effektivität der Tretbewegungen oder unter Stabilitäts- und Belastungsaspekten ausführlich untersucht wurde, liegen bislang keine Arbeiten vor, die die Erzeugung horizontaler Beschleunigung durch diese Pump-Bewegungen in den Fokus nehmen. Gegenstand dieser Studie war daher, auf der Basis eines vereinfachten mechanischen Modells die Interaktion zwischen Sportler und Fahrrad bei einer Kurvendurchfahrt zu modellieren und auf der Basis empirischer Daten erste Ableitungen zur Optimierung zu generieren. Erste Ergebnisse der Simulationen werden hier vorgestellt.

Methoden

Die Interaktion zwischen Sportler und Rad wurde mittels eines einfachen mechanischen Modells berechnet, das beide Systemkomponenten als Massenpunkte betrachtet, die durch eine massenlose lineare Verbindung gekoppelt sind (Golembiewski, 2021). Die Dynamik des Systems in der Kurve wurde mittels gewöhnlicher Differentialgleichungen unter Verwendung des Lagrange-Formalismus berechnet und anhand generalisierter Koordinaten relativ zur Kurvenoberfläche ausgedrückt. Ein Turnus wurde durch zwei gegenüberliegende Kurven modelliert, welche jeweils in einer annähernd geraden Strecke ineinander münden. Die Rahmenbedingungen des Modells wurden durch zwei Vereinfachungen festgelegt: (a) die Position des Fahrrads wird durch eine fest definierte Trajektorie auf der Kurvenoberfläche bestimmt, (b) die Verbindung zwischen Sportler und Rad ist stets orthogonal zur Oberfläche. Für die Simulation wurde das Durchfahren der Kurve mit maximaler Geschwindigkeit als Optimierungsproblem formuliert. Der Zustandsvektor des Systems wurde dabei durch die Positionen und Geschwindigkeiten der Massen relativ zur Oberfläche repräsentiert, als Input diente die wechselseitige Bewegung der Massenschwerpunkte von Sportler und Rad zueinander. Um realistische Randbedingungen zu erhalten, wurde die Kurvenfahrt eines Sportlers mittels 3D-Bewegungsanalyse (QualisysTM) bei einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz erfasst. Auf der Basis eines 16-Segment-Körpermodells wurde der Massenschwerpunkt des Sportlers berechnet. Für das Fahrrad wurde ein fixer Marker am Rahmen als Referenzpunkt herangezogen. Anhand der kinematischen Daten wurden die Abstände zwischen den Schwerpunkten und deren relative Beschleunigungen als Grenzwerte für die Pumpbewegung ermittelt.

Ergebnisse

Für die Simulation wurden zwei aufeinanderfolgenden Kurvendurchfahrten berücksichtigt, wobei die initiale Geschwindigkeit bei 9,43 m/s lag. Die Positionen des Sportler-Rad-Systems bei der ersten Kurvendurchfahrt sind in Abbildung 1 visualisiert.

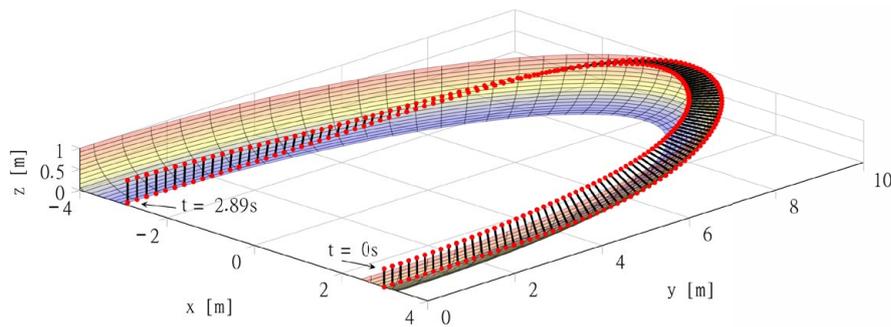


Abbildung 1: Visualisierung der Simulationsergebnisse für eine Kurvendurchfahrt.

Unter Berücksichtigung der optimalen Inputparameter ergibt sich in der Simulation bereits nach der ersten Kurve eine Geschwindigkeitszunahme von 1,49 m/s, die allein durch die Pumpbewegung generiert wird. Im Vergleich zu einer Kurvendurchfahrt ohne Pumpbewegungen (kein Input) wird die Rundendauer durch die generierte Beschleunigung um 1,13 s reduziert, was einer Reduktion der Fahrzeit für beide Kurven um 18,43 % entspricht.

Diskussion und Schlussfolgerungen

Anhand der Modellierung lässt sich zeigen, dass die Pumpbewegung einen bedeutsamen Einfluss auf die Generierung einer horizontalen Beschleunigung bei der Kurvendurchfahrt hat. Das Verhalten des Sportler-Rad-Systems im Modell entspricht im Wesentlichen den empirischen Beobachtungen, die Simulationsergebnisse weisen jedoch aufgrund der Vereinfachungen im Modell Ungenauigkeiten auf und sind mit Vorsicht zu interpretieren. Eine realitätsnähere Simulation soll in Zukunft durch die Weiterentwicklung des Modells u. a. durch Integration eines komplexeren biomechanischen Bewegungsmodells und der Berücksichtigung von Reibungskräften und Luftwiderstand erreicht werden. Eine besondere Herausforderung für die Modellierung und Simulation stellt dabei das Fahren auf einem hügeligen Pumptrack dar, das aufgrund von Sprüngen die Berücksichtigung unterschiedlicher Systemdynamiken mit und ohne Bodenkontakt erfordert.

Literatur

- [1] Golembiewski, J. (2021). Modeling and analysis of a bicycle on a pump track. Masterarbeit, TU Dortmund.

Expertise and Purposeful Activation of Neck Muscles Modulate Impact Biomechanics in Simulated Soccer Heading – A Pilot Study

Jan Kern, Philipp Gulde, Joachim Hermsdörfer

Technische Universität München

Introduction

Within recent years, the topic of the potentially adverse effects of soccer heading on brain health has gained noticeable attention in both scientific research and sports practice. With respect to the latter, arguments concerning a ban or limitation of soccer heading in order to protect the players are opposed to the opinion that a correct technique is essential and that heading should be taught to players from a young age (Peek et al., 2020). While neck strength has been identified as a key factor contributing to a reduction of head impact severity (Gutierrez et al., 2014), the relationship between soccer experience, anticipatory activation of neck muscles, and head impact magnitude remains unknown. Therefore, the aim of this pilot study was to examine the effects of soccer expertise and neck stiffness on head impact biomechanics during header-related impacts.

Methods

Across two conditions, standard soccer balls (size 5, 430 g) were delivered to an active soccer player (male, 31 a, 1.83 m, 79 kg, 26 a soccer experience, *expert*) and a volunteer (male, 35 a, 1.74 m, 74 kg, *novice*) without any experience in soccer heading from approx. 1 meter with ball velocities of 10, 15, and 20 mph (5 trials for each velocity) using an automatic ball launcher (PowerShot). In the *stiff* condition, subjects stood with eyes open and were asked to purposefully activate their neck muscles as the ball was delivered to their head (including a countdown before each shot). In the *relaxed* condition, subjects were asked to close their eyes and not activate their neck muscles before receiving the impact (shots came at random intervals and participants could not hear the ball launcher) in order to evaluate the protective role of neck muscle activation. An electromagnetic motion capturing system (Polhemus Viper, 960 Hz) was used to record positional data of a wired marker affixed to the subjects' back of the head. Data were post-processed using MATLAB 2021a (The MathWorks, Natick, MA) and measurement noise was reduced by applying a 100 ms local regression algorithm to the positional data (Gulde & Hermsdörfer, 2017). Derived parameters of impact severity comprised the maximum head acceleration (ACC), the change in head velocity due to the impact (Δ VEL) and maximum jerk (JERK). ANCOVAs were used to compare impact biomechanics across expertise levels and experimental conditions with ball velocity acting as a linear covariate. Effect-sizes were calculated as generalized η^2 (GES), denoting the explained variance per factor.

Results

Of the 60 trials across all conditions, a total of 50 (83.3%) were validly recorded by the motion capturing system. ANCOVA results showed statistically significant effects of both heading expertise and experimental condition. While the soccer player sustained significantly lower ACC ($p < 0.001$), Δ VEL ($p < 0.001$), and JERK ($p < 0.001$) values than the novice, all impact severity metrics (ACC: $p = 0.015$; Δ VEL: $p = 0.006$; JERK: $p = 0.018$) increased in the relaxed condition as compared to the stiff condition. Overall, measures of impact severity were highly correlated ($0.81 < r < 0.94$, $p < 0.001$), indicating that all of them capture similar aspects of head motion following heading-related impacts. However, JERK appeared to be the most sensitive metric in the ANCOVA as revealed by the greatest effect sizes (GES).

Discussion

This pilot study aimed at investigating the effects of heading proficiency and the deliberate activation of neck muscles on impact kinematics resulting from header-related hits to the head. While maximum acceleration as well as the change of head velocity and jerk of the head were strongly associated among each other, the maximum jerk appeared to be the most sensitive impact severity measure. Overall, soccer experience had the strongest impact on head kinematics, resulting in lower impact magnitudes, especially at higher ball velocities. During the relaxed condition, the kinematics of expert and novice were quite alike, while the expert was able to drastically attenuate impact biomechanics, when anticipating the shot and (correctly) contract the muscles. Taken together, we carefully derive the conclusion from this pilot study that *anticipatory neck muscle activation can mitigate the potentially negative consequences of impacts in heading situations, especially when the technique has been trained*. Therefore, combined resistance and technique training at lower ball velocities could be protective for soccer players.

References

- [1] Gulde, P. & Hermsdörfer, J. (2017). A Comparison of Smoothing and Filtering Approaches Using Simulated Kinematic Data of Human Movements. In M. Lames, D. Saupé & J. Wiemeyer (Hrsg.), *Advances in Intelligent Systems and Computing*: v.663, Proceedings of the 11th International Symposium on Computer Science in Sport (IACSS 2017) (S. 97–102). Springer International Publishing.
- [2] Gutierrez, G. M., Conte, C. & Lightbourne, K. (2014). The relationship between impact force, neck strength, and neurocognitive performance in soccer heading in adolescent females. *Pediatric exercise science*, 26(1), 33–40.
- [3] Peek, K., Elliott, J. M. & Gardner, A. (2020). Purposeful Heading in Youth Soccer: Time to Use Our Heads. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 50(8), 415–417.

Muscle activity responses to a decelerative perturbation protocol during running

Mina Khajooei, Andrew Quarmby, Frank Mayer, Tilman Engel

University of Potsdam, University Outpatient Clinic, Sports Medicine and Sports Orthopaedics, Potsdam, Germany

Introduction

Knowledge of postural control mechanisms during perturbed running can assist to investigate and build gait retraining programs that help with running-related injury (RRI) rehabilitation and prevention (Ceyssens, 2019). However, control movement strategies are differed depending on the challenging environment (Tokur et al., 2020). Therefore, the assessment of various challenging scenarios may help to study the inter-muscle and inter-limb mechanisms of the body's balance control approach during running. Hence, the purpose of the current study was to evaluate the effect of a decelerative perturbed running protocol on muscle activity adjustment strategies of asymptomatic individuals.

Methods

Decelerative perturbations were applied during the stance phase of the gait to 23 active individuals (9 f / 14 m, 29 ± 6 yrs, 68 ± 13 kg, 175 ± 9 cm). A split-belt treadmill (Woodway, Germany) with a custom-built software was used to superimpose 30 one-sided perturbations equally to both legs after a 5-minute warm-up trial. The treadmill velocity was set to 2.5 m/s. The perturbations (2 m/s amplitude and 100 ms duration) were initiated 150 ms after heel contact. Surface electromyography (sEMG, Myon320 s, myon AG, Switzerland) of 9 muscles including erector spinae at level L2 (ES), gluteus maximus (Gmax), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), and soleus (Sol) were recorded. EMG amplitude (moving average signal) curves of the entire gait cycle [%] were normalized to 101 points. Data from 10 consecutive strides during the warm-up trial were averaged and compared to the average of all perturbed strides from the perturbed running trial. One-dimensional statistical parametric mapping (SPM) of paired t-tests was applied to assess responses in both perturbed (PertL) and the contralateral swing leg (ContraL). The specific phase of the curve would be statistically significant if the $SPM\{t\}$ trajectory crosses the critical threshold ($P < 0.025$).

Results

Supra-threshold clusters were statistically significant in all measured muscles of PertL except for the Gmax in response to perturbations. sEMG was altered in lower leg muscles including, increased activity of TA at 31–40%, PL at 34–38% & 42–45%, Sol at 35–49%, & 42–48%, all with $P < 0.001$ and Sol at 86–87% & 98–100% of the gait cycle ($P = 0.024$ & $P = 0.009$, respectively). The activity of BF at 34–36%, 40–49%, 69–72%, & 97–100% ($P = 0.018$, $P < 0.001$, $P < 0.001$, & $P = 0.001$), VM at 31–93% ($P < 0.001$), RF at 30–62%, 67–78% & 87–91% ($P < 0.001$), ST at 36–37%, 41–49%, & 98–100% ($P = 0.016$, $P < 0.001$, & $P = 0.013$), and ES at 30–35% ($P < 0.001$) of the gait cycle also increased significantly in PertL. Significant differences in sEMG were observed in the measured muscles of ContraL except for TA and PL. Supra-threshold clusters exceeded the critical threshold in the following muscle, Sol at 80–100%, RF at 76–98%, VM at 75–100%, BF at 77–82%, ST at 72–85%, Gmax at 73–97%, and ES at 71–79% of the gait cycle, all with the probability less than 0.001.

Conclusion

The results indicate a whole-body reaction characterized by increased muscle activity immediately following applied perturbations, including trunk muscles, potentially aiming to stabilise body equilibrium. While lower leg muscles displayed momentary activation in response to perturbations, the upper leg muscles especially VM and RF exhibited activation that persisted throughout the entire gait cycle. This suggests a more centralized approach to control balance during running. Moreover, current data indicated that decelerative perturbations can result in both agonist and antagonist muscle engagement, emphasizing joint involvement in maintaining balance. Additionally, the study demonstrated that unilateral leg disturbance during running elicited a bilateral response, highlighting the significance of interlimb coordination to control posture. Consequently, the current protocol may be a viable option for testing and training postural control adjustments during running.

References

- [1] Ceysens, L. (2019). Biomechanical risk factors associated with running-related injuries: a systematic review. *Sports Med*, 49.
- [2] Tokur, D., Grimmer, M., & Seyfarth, A. (2020). Review of balance recovery in response to external perturbations during daily activities. *Human Movement Science*, 69(November 2019), 102546. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102546>

Long-term development of run-up velocity on vault in artistic gymnastics

Thomas Lehmann¹, Falk Naundorf¹, Alexander Seemann-Sinn¹, Steffen Kerner²

¹Institute for Applied Training Science, Research group of Artistic Gymnastics;

²Institute for Applied Training Science, Research group of Biomechanics

Introduction

In artistic gymnastics, the run-up velocity on vault is a fundamental parameter to perform high-level vaults. A lot of studies showed that there is a significant correlation between run-up velocity and specific vault parameters and judges scoring (Sands and McNeal, 1995; Schärer et al., 2019). By using the vaulting table instead of the vaulting horse from 2001 on, an increase in velocity could be shown after the World Championships (WC) 2007 (Naundorf et al., 2008).

The aim of this study was therefore, (1) to analyse the distribution of vault groups run-up velocity of the vaults from the WC 1997 (Lausanne), 2007 (Stuttgart) and 2019 (Stuttgart) and (2) to check whether the velocities increased further using the same apparatus in 2007 and 2019.

Methods

A laser distance measurement system (LAVEG [Jenoptik, Germany], 50 Hz and LDM 301 A [astech, Germany], 100 Hz) were used to measure the run-up velocity of the gymnasts at three World Championships (WC). Vaults from the mens (m) and womens (w) qualification of the WC 1997 (N = 130 [w]; N = 254 [m]), 2007 (N = 185 [w]; N = 204 [m]) and 2019 (N = 213 [w]; N = 226 [m]) were recorded. Depending on vault groups, velocity parameters were calculated in front of the table (Handspring, Kasamatsu/Tsukahara: 5–7 m and Yurchenko: 8–10 m). Differences between the years of the WC in distribution and velocities, separated for gender and vault groups were analysed using Kruskal-Wallis and Mann-Whitney Tests. Since there was no normal distribution of the data for a large part of the parameters, we used nonparametric methods. Main effects and post hoc tests over the individual WC according to the vault groups were calculated. Statistical analysis was performed using IBM SPSS software (version 23.0; SPSS Inc., IL). The significance level was set at $p \leq 0.05$.

Results

Only small changes in vault group distribution (Figure 1) were analyzed between 1997, 2007 and 2019 for men, preferred group of men is Kasamatsu/Tsukahara (59–61%). Distribution of Yurchenko for women (Figure 2) increased over the years (1997: 35%; 2007: 61%; 2019: 68%).

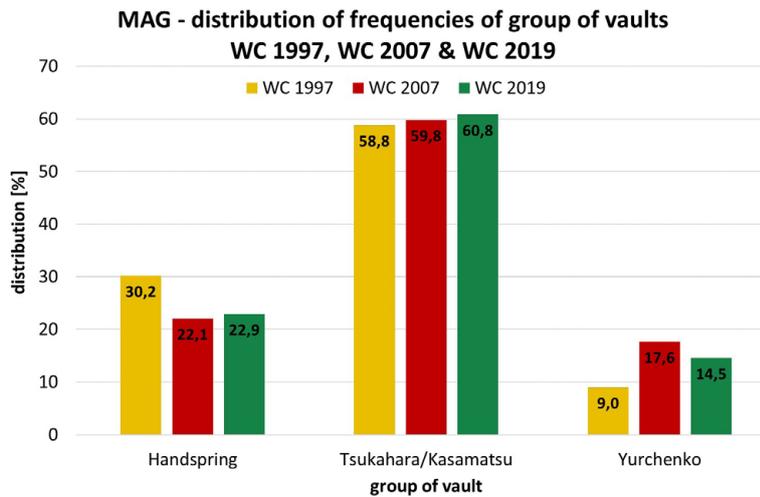


Figure 1: Distribution of the frequencies of the group of vaults in mens gymnastics.

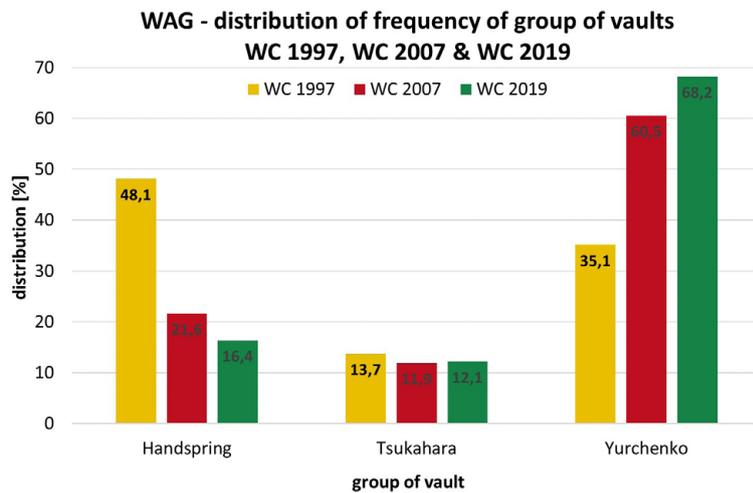


Figure 2: Distribution of the frequencies of the group of vaults in womens gymnastics.

The results for run-up velocities showed significant main effects ($p=.001$) for men Tsukahara (1997: $7,93 \text{ ms}^{-1}$, 2019: $8,09 \text{ ms}^{-1}$) and all vault groups of women (e. g. Handspring 1997: $7,34 \text{ ms}^{-1}$, 2019: $7,70 \text{ ms}^{-1}$). A significant increase ($p=.000$) from WC 1997 to 2007 but not for the next 12 years (2007 to 2019) was detected.

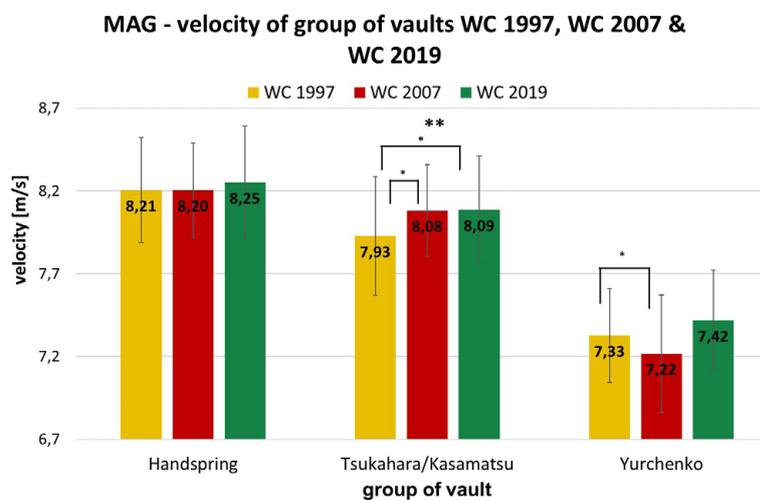


Figure 3: Distribution of the velocity of the group of vaults in mens gymnastics (** significant main effect, * significant post hoc test).

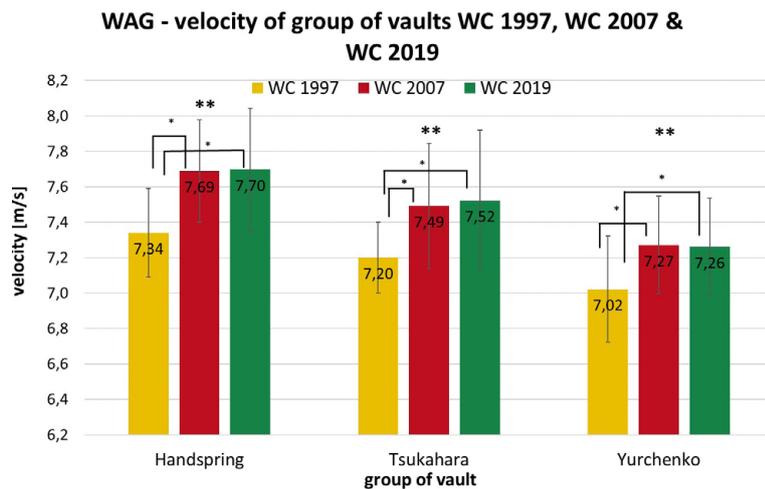


Figure 4: Distribution of the velocity of the group of vaults in womens gymnastics (** significant main effect, * significant post hoc test).

Discussion & Conclusion

There was no change in vault run-up velocities in artistic gymnastics during the last dozen years. Thus the results supports the explanation from Naundorf et al. (2008) who explained the increase in run-up velocities between 1997 and 2007 by the introduction of the vaulting table. In this study comparison of the run-up velocity was only made between the group of vaults, while the development of the difficulty of the vaults was ignored. From a biomechanical point of view, the question of optimal run-up velocity for a vault or for the individual vault group arises. The question cannot be answered easily, since there are a lot of parameters involved in the execution of a vault (especially the kinetic ones of the movement and body position in the 2nd flight phase). Therefore, a high run-up velocity does not automatically result in a better execution of a difficult vault. From a biomechanical and energetic point of view however, certain input energies and thus velocities are necessary to perform an appropriate vault. Schärer et al. (2019) for example showed that there are significant correlations between flight distance and velocity as well as scoring and velocity.

In further studies, the run-up velocity of selected vaults (e. g. Handspring forward with double salto forward tucked and piked) should be compared to include the effect of increasing difficulty. It also could be evaluated whether selected kinematic parameters have changed, although the velocities have remained the same.

Acknowledgement: We thank the International Gymnastics Federation for supporting our research projects at the Artistic Gymnastics World Championships. This study was funded by the German Federal Ministry of the Interior and Community and was supported by a decision of the German Bundestag.

References

- [1] Naundorf, F., Brehmer, S., Knoll, K., Bronst, A., & Wagner, R. (2008). Development of the velocity for vault runs in artistic gymnastics for the last decade. In Y.-H. Kwon, J. Shim, J. K. Shim & I.-S. Shin (Eds.), *Scientific Proceedings of XXVI International Conference on Biomechanics in Sports* (pp. 481–484). Seoul: Korean Society of Sport Biomechanics & Department of Physical Education Seoul National University Korea.
- [2] Sands, A., & McNeal, J. (1995). The relationship of vault run speeds and flight duration to score. *Technique*, 15(5), pp. 8–10.
- [3] Schärer, C., Lehmann, T., Naundorf, F., Taube, W., & Hübner, K. (2019). The faster, the better? Relationships between run-up speed, the degree of difficulty (D-score), height and length of flight on vault in artistic gymnastics. *PLOS ONE*, 14(3), p e0213310. doi:10.1371/journal.pone.0213310 Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213310>

Fahrradfahren in virtueller Realität – Auswirkungen der Szenengeschwindigkeit auf die Trittfrequenz

Carla Luttmann¹, Manuel Mayer², Petra Jansen¹

¹Universität Regensburg, Fakultät für Humanwissenschaften;

²Universität Regensburg, Fakultät für Sprach-, Literatur- und Kulturwissenschaften

Einleitung

Die Kombination aus sportlicher Betätigung und virtueller Realität (VR) kann die positiven Effekte von Bewegung verstärken (z. B. Plante et al., 2003) und wird daher zunehmend in der Gesundheitsförderung und im Training verwendet. VR ermöglicht die Darstellung zahlreicher Situationen und Orte und insbesondere Manipulationen der Umwelt, die sonst nicht möglich wären. Sowohl die Gestaltung der virtuellen Körper als auch der virtuellen Szene können das Nutzerverhalten auf verschiedenen Ebenen beeinflussen (z. B. Kilteni et al., 2013; Kocur et al., 2021). Auch die motorische Kontrolle von Lokomotionsbewegungen kann durch VR manipuliert werden, wie vor allem Gangstudien zeigen: eine virtuelle Veränderung der Bewegungsgeschwindigkeit führt unter anderem zu Anpassungen der Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge (z. B. Janah et al., 2017). Beim Fahrradfahren in VR fanden Parry et al. (2012) wiederum keine Anpassungen der Trittfrequenz, obwohl andere Belastungsparameter (Herzfrequenz, subjektive Anstrengung) zwischen verschiedenen virtuellen Geschwindigkeiten variierten. Ungeklärt bleibt, wie sich die Variation der virtuellen Geschwindigkeit auf das Bewegungsverhalten beim Fahrradfahren während einer konstanten Dauerbelastung auswirkt. Im Rahmen einer Studie zum Einfluss der virtuellen Geschwindigkeit auf Herzfrequenz, subjektive Anstrengung und Stimmung während des Fahrradfahrens wurde hierzu die Trittfrequenz erhoben und explorativ analysiert.

Die Bedeutung der Trittfrequenz beim Fahrradfahren

Die Trittfrequenz ist eine der wenigen Möglichkeiten, die ein Radfahrer:in hat, um seine/ihre Geschwindigkeit zu kontrollieren. Wie davon verschiedene Belastungsparameter beeinflusst werden, ist noch nicht vollständig geklärt. Vor allem Ergebnisse zum Zusammenhang mit der Herzfrequenz sind inkonsistent (Ansley & Cangle, 2009). Während einige Studien höhere Herzfrequenzen bei höheren Trittfrequenzen zeigen (Löllgen et al., 1980; Gotshall et al., 1996), werden auch gegenteilige Zusammenhänge berichtet (Lucía et al., 2004). Klar ist, dass die Trittfrequenz sowohl die muskuläre als auch die kardiorespiratorische Belastung beeinflusst. Bei höheren Trittfrequenzen wird weniger Muskelkraft pro Tritt benötigt, was sowohl die Rekrutierungsrate der verschiedenen Fasertypen (Ahlquist et al., 1992) als auch die neuromuskuläre Erschöpfung (Tetsuo et al., 1996) beeinflusst. Der Widerstand und die Expertise scheinen den Zusammenhang zwischen Tritt- und Herzfrequenz zu beeinflussen: Professionelle Radfahrer:innen erreichen deutlich höhere Trittfrequenzen als nicht-trainierte oder Amateur-Radfahrer:innen. Für sie scheint die Herzfrequenz bei hohen Widerständen (366 ± 37 Watt) niedriger zu sein, wenn die Trittfrequenz höher ist. Verschiedene physiologische Messgrößen zeigen eine verbesserte Ökonomie bei einer Trittfrequenz von 100 U/min im Vergleich zu 60 U/min (Lucía et al., 2004). Gotshall et al. (1996) fanden im Gegensatz dazu eine erhöhte Herzfrequenz mit steigender Trittfrequenz (von 70 zu 110 U/min) bei einer Belastung von 200 Watt. Sie vermuten, dass die erhöhte Herzfrequenz bei höherer Trittfrequenz vor allem auf einen effizienteren Muskelpump und die damit einhergehende erhöhte Herzleistung zurückzuführen ist. Dieser Zusammenhang wurde auch von Löllgen et al. (1980) während submaximaler ($70\% \text{ VO}_{2\text{max}}$) Belastung und Belastung ohne Widerstand gefunden.

Die Auswahl der optimalen Trittfrequenz ist für eine effiziente Fahrweise sehr entscheidend, hängt jedoch von vielen Faktoren ab. Neben der Leistung (Widerstand, Gang) sind vor allem die Steigung, aber auch die Körperposition, die Beschleunigung der Körperteile oder die Kurbellänge relevant (Faria et al., 2005). Da der Wider-

stand anders als auf freier Strecke auf einem Fahrradergometer leicht konstant gehalten werden kann, unterscheidet sich das Trittvverhalten in beiden Kontexten und kann nicht zwingend übertragen werden. Zudem fehlen auf einem Ergometer sensorische Informationen über die Leistung bzw. Geschwindigkeit, wie z. B. Fahrtwind, Rollwiderstand und visueller Fluss. Dennoch nutzen sowohl Freizeit- als auch Profisportler:innen das Ergometer häufig zum Training. Visuelle Stimuli, die eine Fortbewegung simulieren, können genutzt werden, um eine realistischere Fahrsituation zu erzeugen.

Lokomotion und visueller Fluss in VR

Visuelle Stimuli sind höchst relevant für die Geschwindigkeitswahrnehmung während der Fortbewegung. Über die Geschwindigkeit der Bewegung der Umwelt – den visuellen Fluss – wird die eigene Bewegungsgeschwindigkeit wahrgenommen. Eine Manipulation der visuellen Flussgeschwindigkeit beeinflusst demnach die Geschwindigkeitswahrnehmung und führt vor allem zu Beginn zu Kompensationsbewegungen, um den visuellen Fluss möglichst konstant zu halten (Prokop et al., 1997). Daher zeigen sich in Gangstudien, bei denen in einer subjektiv bequemen Geschwindigkeit gegangen wird, häufig Geschwindigkeitsreduktionen bei Abweichungen vom kongruenten visuellen Fluss in beide Richtungen. Die Anpassung der Geschwindigkeit (Janež et al., 2017) und/oder der Schrittlänge (Pailhous et al., 1990) zur Erhaltung der Balance scheint zunächst priorisiert zu werden. Erst nach einiger Zeit lässt der Einfluss dieser visuellen Illusion nach und propriozeptive Informationen werden wieder mehr in die Bewegungskontrolle einbezogen (Prokop et al., 1997). Verschiedene Studien zeigen jedoch auch abweichende Ergebnisse: Es wurden auch asymmetrische Anpassungen bei abweichendem visuellem Fluss gefunden, sodass sich mit steigender Flussgeschwindigkeit eine reduzierte Ganggeschwindigkeit zeigt (Mohler et al., 2007; Porras et al., 2017).

Zum Einfluss des visuellen Flusses auf das Bewegungsverhalten beim Fahrradfahren konnten Parry et al. (2012) zeigen, dass ein schnellerer visueller Fluss zu einer reduzierten Leistung führte, wenn Probanden den Widerstand selbstständig anpassen konnten. Die Trittfrequenz blieb jedoch unverändert. Da die Trittfrequenz beim Fahrradfahren eng mit der Beanspruchung zusammenhängt (Abbiss et al., 2009) und vergleichbar mit der Schrittlänge und -frequenz beim Gehen die Bewegungsgeschwindigkeit beeinflusst, stellt sich die Frage, ob der visuelle Fluss auch beim Fahrradfahren die Bewegungskontrolle beeinflusst. Aufgrund der widersprüchlichen Ergebnisse aus Gangstudien lassen sich sowohl symmetrische als auch asymmetrische Veränderungen der Trittfrequenz bei inkongruentem visuellem Fluss erwarten.

Methoden

In einem Messwiederholungsdesign nahmen 82 Sportstudierende an drei Testungen teil, die jeweils im Abstand von einer Woche zur gleichen Tageszeit stattfanden. Es fand jeweils eine 20-minütige Dauerbelastung bei 60 % der maximalen Leistung auf einem Fahrradergometer (Cyclus2, RBM elektronik-automation GmbH, Leipzig, Germany) statt. Die maximale Leistung wurde anhand des Körpergewichts und Geschlechts geschätzt (Fünten et al., 2013), da eine individuelle Ermittlung der maximalen Leistung zeitaufwändig ist. Weiterhin sollte diese Schätzung ausreichen, um eine moderate Belastung zu erreichen. Die Szenengeschwindigkeit variierte von Testung zu Testung zwischen drei Ausprägungen (16 km/h, 20 km/h, 24 km/h). Die Reihenfolge der Bedingungen war ausbalanciert. Die Teilnehmer:innen sahen eine gerade asphaltierte Straße mit Bäumen und Bergen an beiden Seiten durch die VR-Brille. Das VR-System bestand aus einer VR-Brille und zwei Trackern (HTC Vive, Taoyuan, Taiwan) an den Pedalen. Die Szene wurde in Unity programmiert und mit Unity und SteamVR präsentiert. Die virtuellen Avatare wurden mit Daz Studio 3D erzeugt. Mit dem Final IK Unity Asset wurden die Bewegungen des Avatars mit denen der Versuchspersonen synchronisiert. Die Trittfrequenz und weitere Belastungsparameter (Herzfrequenz, Belastungsempfinden, Stimmung) wurden alle fünf Minuten protokolliert. Die Herzfrequenz wurde mit einem Brustgurt gemessen (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finland).

Die Stimmung wurde mit einer deutschen Adaptation des *Affect Grid* (Russell, 1989) in den Dimensionen „Aktivierung“ und „Valenz“ gemessen. Für die Erfassung der subjektiven Anstrengung wurde die Anstrengungsskala Sport (Büsch et al., 2021) verwendet. Beide Skalen wurden nacheinander im Blickfeld der Probanden präsentiert und nach verbaler Antwort wieder ausgeblendet.

Ergebnisse

Zwei Versuchspersonen konnten nicht alle Testungen durchführen und wurden daher von den Analysen ausgeschlossen ($N = 80$).

Der Einfluss der Szenengeschwindigkeit auf die durchschnittliche Trittfrequenz wurde mit gemischten linearen Modellen in R (R Core Team, 2012) mit dem lme4-package (Bates et al., 2015) analysiert. Die fixed effects waren die Szenengeschwindigkeit und der Testzeitpunkt. Das Modell beinhaltete auch ein random intercept für die Teilnehmer:innen, sowie eine random slope für beide fixed effects. Die random slopes wurden nach Matuschek et al. (2017) reduziert, bis ein Likelihood-Ratio Test mit $p < 0,2$ eine Verringerung des Modell-Fits anzeigte. X^2 - und p -Werte für jeden Effekt wurden berechnet, indem jeweils ein Modell ohne den Effekt mit einem Modell mit dem Effekt verglichen wurden. Alle fixed effects wurden an ihrem Mittelwert standardisiert. Die Szenengeschwindigkeit wurde so skaliert, dass sich die Punktschätzungen auf Geschwindigkeitsunterschiede von 1 km/h beziehen.

Das Modell ergab ein Interzept von $68,56 \pm 1,18$. Es zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt der Szenengeschwindigkeit ($-0,31 \pm 0,09$, $\chi^2_{(1)} = 9,82$, $p = ,002$). Eine Visualisierung der Daten zeigt vor allem Unterschiede zwischen der langsamen und den anderen beiden Bedingungen (Abbildung 1), daher wurden anschließend paarweise Vergleiche gerechnet. Dabei zeigten sich signifikante Haupteffekte der Szenengeschwindigkeit nur bei Betrachtung der langsamen mit einer der anderen beiden Bedingungen (langsam/schnell: $-0,24 \pm 0,10$, $\chi^2_{(1)} = 5,72$, $p = 0,017$; langsam/mittel: $-0,51 \pm 0,21$, $\chi^2_{(1)} = 5,98$, $p = 0,015$).

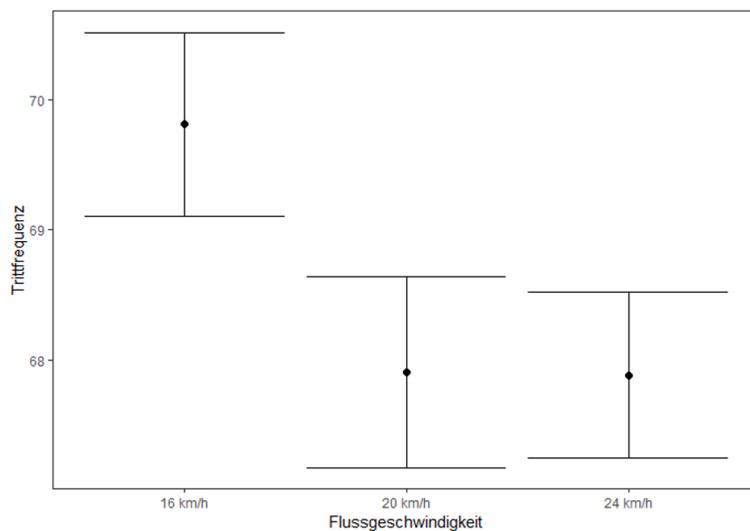


Abbildung 1: Mittlere Trittfrequenzen und Standardfehler in den drei Testbedingungen.

Anschließend wurde der Effekt der Trittfrequenz auf die Herzfrequenz und das subjektive Belastungsempfinden analysiert. Dazu wurde die Trittfrequenz als fixed und random effect in die jeweiligen maximalen statistischen Modelle eingefügt. Für die Herzfrequenz zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt der Trittfrequenz ($0,37 \pm 0,05$, $\chi^2_{(1)} = 38,65$, $p < 0,001$).

Auch der Testzeitpunkt hatte einen signifikanten Einfluss ($2,08 \pm 0,48$, $\chi^2_{(1)} = 17,45$, $p < 0,001$) auf die Trittfrequenz (Abbildung 2).

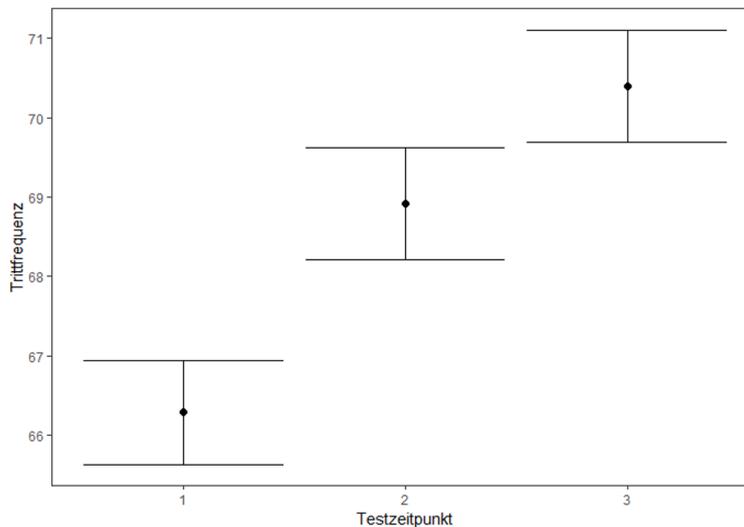


Abbildung 2: Mittlere Trittfrequenzen und Standardfehler zu den drei Testzeitpunkten.

Diskussion

Die vorliegenden Daten zeigen eine asymmetrische Anpassung der Trittfrequenz in Abhängigkeit von der visuellen Flussgeschwindigkeit. Mit steigender virtueller Geschwindigkeit sinkt die Trittfrequenz signifikant. Dies entspricht teilweise den Ergebnissen aus Gangstudien (Mohler et al., 2007; Porras et al., 2017). Scheinbar wird durch eine Anpassung der Trittfrequenz versucht, die Fortbewegungsgeschwindigkeit zu verändern. Eine Anpassung der Trittfrequenz wäre demnach nur zu erwarten, wenn die visuelle Flussgeschwindigkeit subjektiv nicht zur Fahrleistung passt, sie einem also entweder zu schnell oder zu langsam vorkommt. Es scheint eine individuell bequeme Geschwindigkeit angestrebt zu werden, obwohl dies nicht vorgegeben wurde.

Aufgrund der Skalierung der Szenengeschwindigkeit zeigen die Ergebnisse die Veränderung der Trittfrequenz in Bezug auf eine Geschwindigkeitsänderung von 1 km/h an. Größere Geschwindigkeitsunterschiede sollten demnach auch praxisrelevante Frequenzunterschiede auslösen. Da die virtuelle Geschwindigkeit festgelegt und unabhängig von der Trittfrequenz war, konnte durch verändertes Trittvverhalten keine visuelle Veränderung ausgelöst werden. Dies ist eine entscheidende Limitation der Ergebnisse. Bei einer Kopplung von Trittfrequenz und visuellem Fluss hätten sich möglicherweise größere Effekte gezeigt. In dem vorliegenden Design haben vor allem die Proband:innen, die große Schwankungen in ihrer Trittfrequenz hatten, wahrscheinlich bemerkt, dass ihr Bewegungsverhalten keine Konsequenzen für die Geschwindigkeit hatte. Dies sollte in weiteren Studien überprüft werden, um die Bedeutung der Geschwindigkeitswahrnehmung für die Bewegungssteuerung beim Fahrradfahren zu klären. Sollte sich beispielsweise bei einer Kopplung von Trittfrequenz und VR zeigen, dass die Flussgeschwindigkeit die Trittfrequenz entscheidend beeinflusst, könnte dies nützlich für die Trainingspraxis sein, um bei Sportlern bestimmte Trittfrequenzbereiche und somit spezifische Trainingsziele zu erreichen. Aufgrund der notwendigen technischen Geräte ist diese Nutzbarkeit jedoch eingeschränkt. Weniger immersive Illusionen könnten über Videos oder Lichtpunkte ausgelöst werden.

Hinzu kommt, dass die Belastung zwar für alle moderat, in absoluten Werten aber sehr unterschiedlich war. Auch die mittlere Trittfrequenz hat sich daher zwischen Proband:innen stark unterschieden. Da für die Umrechnung von Widerständen auf einem Ergometer in km/h zahlreiche Faktoren miteinbezogen werden müssen, wurden 20 km/h als moderate Fahrgeschwindigkeit zugrunde gelegt. Ob diese auch tatsächlich für alle Probanden als

die passende Geschwindigkeit wahrgenommen wurde, ist nicht klar und sollte in zukünftigen Studien erfasst werden. Da virtuelle Geschwindigkeiten häufig falsch eingeschätzt werden (Janeh et al., 2017), war die Auswahl der Flussgeschwindigkeiten schwierig. Um Unterschiede zwischen verschiedenen Geschwindigkeiten aufzudecken, erwies sich die absolute Geschwindigkeit jedoch als nicht so entscheidend. Vor allem aufgrund der größeren Unterschiede zwischen den Testzeitpunkten als zwischen den Bedingungen sollten die vorliegenden Ergebnisse unter anderen Bedingungen überprüft werden (z. B. mit allen Bedingungen an einem Testtag). Es ist auch denkbar, dass einigen Proband:innen nicht aufgefallen ist, dass drei unterschiedliche Geschwindigkeiten präsentiert wurden, was vor allem an der einwöchigen Pause zwischen den Testungen liegen dürfte.

Weiterhin zeigt sich ein signifikanter Einfluss auf die Herzfrequenz als wichtigen objektiven Belastungsparameter. Die bisherige Forschung kann keine einheitlichen Erkenntnisse zu diesem Zusammenhang liefern (Ansley & Cangley, 2009). Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen bisherige Funde, dass bei submaximalen Belastungen eine Steigerung der Trittfrequenz auch die Herzfrequenz erhöht (Löllgen et al., 1980). Trotzdem sind die absoluten Unterschiede gering und eher nicht praxisrelevant, was auch an den Limitationen des Designs liegen könnte. Da es sich um eine explorative Analyse handelte, war das Design nicht explizit auf die Beantwortung dieser Fragestellung ausgelegt und die Ergebnisse sollten eher als Hinweis auf einen interessanten Zusammenhang interpretiert werden.

Literatur

- [1] Abbiss, C. R., Peiffer, J. J., & Laursen, P. B. (2009). Optimal cadence selection during cycling. *International SportMed Journal*, 10(1), 1–15.
- [2] Ahlquist, L. E., Bassett, D. R., Sufit, R., Nagle, F. J., & Thomas, D. P. (1992). The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 65, 360–364.
- [3] Ansley, L., & Cangley, P. (2009). Determinants of “optimal” cadence during cycling. *European Journal of Sport Science*, 9(2), 61–85.
- [4] Bates, D., Mächler, M., Bolker, B., & Walker, S. (2015). Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>.
- [5] Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. e. (2005). The science of cycling: factors affecting performance – part 2. *Sports medicine*, 35, 313–337.
- [6] Fünten, K. aus der, Faude, O., Skorski, S., & Meyer, T. (2013). Sportmedizin. In A. Güllich & M. Krüger (Eds.), *Sport* (pp. 171–210). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-37546-0_7.
- [7] Gottshall, R. W., Bauer, T. A., & Fahrner, S. L. (1996). Cycling cadence alters exercise hemodynamics. *International Journal of Sports Medicine*, 17(01), 17–21.
- [8] Janeh, O., Langbehn, E., Steinicke, F., Bruder, G., Gulberti, A., & Poetter-Nerger, M. (2017). Walking in Virtual Reality: Effects of Manipulated Visual Self-Motion on Walking Biomechanics. *ACM Transactions on Applied Perception*, 14(2), 1–15. <https://doi.org/10.1145/3022731>.
- [9] Kilteni, K., Bergstrom, I., & Slater, M. (2013). Drumming in immersive virtual reality: The body shapes the way we play. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 19(4), 597–605. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2013.29>.
- [10] Kocur, M., Habler, F., Schwind, V., Woźniak, P. W., Wolff, C., & Henze, N. (2021). Physiological and Perceptual Responses to Athletic Avatars while Cycling in Virtual Reality. In Y. Kitamura, A. Quigley, K. Isbister, T. Igarashi, P. Bjørn, & S. Drucker (Eds.), *Proceedings of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1–18). ACM. <https://doi.org/10.1145/3411764.3445160>.
- [11] Löllgen, H., Graham, T., & Sjogaard, G. (1980). Muscle metabolites, force, and perceived exertion bicycling at varying pedal rates. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 12(5), 345–51.

-
- [12] Lucia, A., San Juan, A. F., Montilla, M., CaÑete, S., Santalla, A., Earnest, C., & Pérez, M. (2004). In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 1048–1054.
- [13] Matuschek, H., Kliegl, R., Vasishth, S., Baayen, H., & Bates, D. (2017). Balancing Type I error and power in linear mixed models. *Journal of memory and language*, 94, 305–315.
- [14] Mohler, B. J., Thompson, W. B., Creem-Regehr, S. H., Pick, H. L., & Warren, W. H. (2007). Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed. *Experimental Brain Research*, 181(2), 221–228. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0917-0>.
- [15] Pailhous, J., Ferrandez, A.-M., Flückiger, M., & Baumberger, B. (1990). Unintentional modulations of human gait by optical flow. *Behavioural Brain Research*, 38, 275–281.
- [16] Parry, D., Chinnasamy, C., & Micklewright, D. (2012). Optic Flow Influences Perceived Exertion During Cycling. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 34(4), 444–456. <https://doi.org/10.1123/jsep.34.4.444>.
- [17] Plante, T. G., Aldridge, A., Bogden, R., & Hanelin, C. (2003). Might virtual reality promote the mood benefits of exercise? *Computers in Human Behavior*, 19(4), 495–509. [https://doi.org/10.1016/S0747-5632\(02\)00074-2](https://doi.org/10.1016/S0747-5632(02)00074-2).
- [18] Porras, D. C., Plotnik, M., Inzelberg, R., & Zeilig, G. (2017). Gait adaptation to conflictive visual flow in virtual environments. *International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*.
- [19] Prokop, T., Schubert, M., & Berger, W. (1997). Visual influence on human locomotion Modulation to changes in optic flow. *Experimental Brain Research*, 1(114), 63–70.
- [20] Tetsuo, T., Yoshifumi, Y., Takashi, O., & Toshio, M. (1996). Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 1492–1497.

Bike Fitting – Kinematische Analyse der Pedalierbewegung während eines radsport-spezifischen Ausbelastungstests

Frank I. Michel^{1,2}, Ingvar Vollprecht^{1,3}, Jürgen Edelmann-Nusser³

¹VAUDE Sport GmbH & Co. kg, ²SCM-Sports-Consulting-Michel, ³Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Einleitung

Die Intension entsprechender Bike Fitting-Maßnahmen besteht in der Komfortoptimierung, der Leistungsverbesserung sowie in der Verletzungsprävention. Im Mittelpunkt der Interventionen steht die Einstellung der optimalen Sattelhöhe, die eng mit dem Knieextensionswinkel im Zusammenhang steht. Die meisten Bike Fitting-Analysen werden jedoch statisch und im ausgeruhtem Belastungszustand durchgeführt (Peveler et al., 2012).

Die vorliegende Studie sollte die Frage beantworten, ob eine Zunahme der Belastungsintensität (BI) und einer damit einhergehenden Ermüdung zu einer Änderung der kinematischen Parameter – insbesondere des Knieextensionswinkels – führt.

Methoden

An der Studie nahmen 10 männliche Radsportler teil (Alter: $\bar{42,1} \pm 9,1$ Jahre, Größe: $\bar{181} \pm 3,0$ cm, Gewicht: $\bar{80,7} \pm 5,1$ kg), die sich selbst als trainiert einschätzten. Sowohl die Sattelhöhe (Greg LeMond-Methode; Innenbeinlänge) als auch die Knieposition (KOPS-Methode; Knielot) zum Tretlager wurden für jeden Probanden ermittelt und am Radergometer (wahoo KICKR BIKE) eingestellt (Burt, 2022). Jeder Proband wurde in eine Torstoneigung von 50° gebracht. Dieser Winkel entspricht sowohl auf dem Rennrad als auch auf dem MTB einer eher entspannten Torstoneigung (Burt, 2022; vgl. Abbildung 1). Während der Datenaufnahme durfte die definierte Griffposition an den Bremshörnern nicht verändert werden.

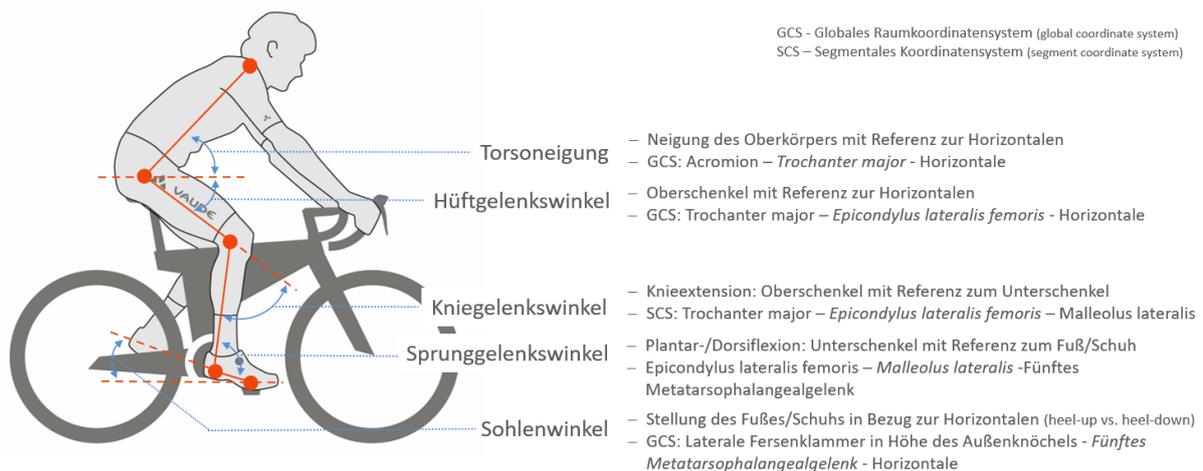


Abbildung 1: Darstellung der gemessenen Gelenkwinkel (Sagittalebene) sowie Angabe der Winkeldefinitionen.

Die Studienteilnehmer:innen absolvierten einen radsport-spezifischen Ausbelastungstests, der nach 10-minütigem Warmfahren bei 110 W begann und alle drei Minuten um jeweils 30 W gesteigert wurde (McGrath et al., 2022).

Für die kinematische Analyse der Pedalierbewegung aus der Sagittalebene wurde das Simi Aktisys 2D-Bewegungsanalysesystem (OSimi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim) verwendet (100 Hz). Für die Winkelbestimmung (vgl. Abbildung 1 und Tabelle 1) wurde jeweils ein aktiver LED-Marker am Akromion, Trochanter major und an der lateralen Epikondyle des Oberschenkelknochens angebracht. Außerdem wurden zwei Marker am Schuh befestigt, einer an der lateralen Fersenklammer in Höhe des Außenknöchels und ein zweiter am fünften Zehengrundgelenk (Burt, 2022).

Die Datenaufbereitung und -auswertung erfolgte in MATLAB® (*R2021a*). Die Überprüfung von statistischen Zusammenhängen zwischen den Belastungsstufen S1, S3 und SF (letzte Stufe, die der Proband finalisieren konnte) wurde mit einer ANOVA mit Messwiederholung sowie Bonferroni-korrigierten post-hoc Tests durchgeführt (IBM SPSS Statistics Version 27).

Ergebnisse

Mit zunehmender BI (und Ermüdung) wird der max. Kniegelenkwinkel signifikant geringer und der max. Hüftgelenkwinkel signifikant größer (vgl. Tabelle 1). Dies bedeutet, dass mit zunehmender BI/Ermüdung das Kniegelenk stärker gestreckt wird. Von Belastungsstufe S3 zu SF ist zudem eine signifikante Zunahme der Dorsiflexion im Sprunggelenk (geringerer max. Sprunggelenkwinkel) zu beobachten, die mit einem signifikanten Absenken der Ferse (Sohlenwinkel) in der Push-Down-Phase einhergeht. Zudem nimmt die Torsoneigung von Belastungsstufe S3 zu SF signifikant zu.

Parameter	S1 (110 W)	p	S3 (170 W)	p	SF (Ø 300 W)	p
	MW ± SD	S1 vs. S3	MW ± SD	S3 vs. SF	MW ± SD	S1 vs. SF
Sohlenwinkel - max.	7,0 ± 6,3	n. s.	5,3 ± 6,8	0,015*	0,7 ± 8,7	0,022*
Sprunggelenkwinkel - max.	99,6 ± 5,6	n. s.	98,7 ± 5,8	0,009**	96,1 ± 5,8	0,003**
Kniegelenkwinkel - max.	40,5 ± 3,4	0,003**	38,1 ± 3,1	0,008**	34,1 ± 4,7	0,003**
Hüftgelenkwinkel - max.	61,2 ± 3,0	0,019*	62,7 ± 2,8	0,005**	65,4 ± 2,8	0,003**
Torsoneigung	51,3 ± 3,4	n. s.	51,1 ± 3,5	0,028*	46,3 ± 5,0	0,024*

Tabelle 1: Durchschnittliche Gelenkwinkel für Sprung-, Knie- und Hüftgelenk sowie Sohlenwinkel und Torsoneigung mit Bezug zum Raumkoordinatensystem (Horizontale) für die drei analysierten Belastungsstufen mit Angabe statistischer Unterschiede.

Auch die Analyse des Range of Motion (ROM) zeigt, dass mit zunehmender BI/Ermüdung die Bewegungsamplitude sowohl des Knie- als auch des Hüftgelenks signifikant zunimmt (vgl. Tabelle 2). Von S1 zu S3 vergrößert sich der ROM des Sohlenwinkels signifikant. Demgegenüber ist kein signifikanter Unterschied für den ROM des Sprunggelenks zu beobachten. Von S3 zu SF kommt es zu einer signifikanten Zunahme des ROM der Torsoneigung. Dies deutet auf ein stärkeres „Wippen“ des Oberkörpers (Sagittalebene) während des Tretzyklus hin.

Parameter	S1 (110 W)	p	S3 (170 W)	p	SF (Ø 300 W)	p
	MW ± SD	S1 vs. S3	MW ± SD	S3 vs. SF	MW ± SD	S1 vs. SF
Sohlenwinkel - ROM	42,3 ± 2,4	0,009**	44,6 ± 4,1	n. s.	45,0 ± 4,4	0,023*
Sprunggelenkwinkel - ROM	18,8 ± 7,2	n. s.	17,9 ± 6,5	n. s.	20,5 ± 4,7	n. s.
Kniegelenkwinkel - ROM	70,7 ± 3,2	0,001***	72,9 ± 3,8	0,034*	76,1 ± 6,0	0,006**
Hüftgelenkwinkel - ROM	42,3 ± 3,8	0,019*	43,8 ± 2,8	0,005**	45,0 ± 4,4	0,003**
Torsoneigung - ROM	2,2 ± 0,8	n. s.	2,2 ± 0,8	0,04*	3,1 ± 1,0	0,039*

Tabelle 2: Durchschnittlicher ROM (Range of Motion) für Sprung-, Knie- und Hüftgelenk sowie Sohlenwinkel und Torsoneigung für die drei analysierten Belastungsstufen mit Angabe statistischer Unterschiede.

Diskussion & Schlussfolgerungen

Eine Zunahme der BI respektive Ermüdung führt zu einer Änderung der kinematischen Parameter, welche die Pedalierbewegung aus der Sagittalebene beschreiben und zur Gewährleistung erfolgreicher Bike Fitting-Interventionen essenziell wichtig sind. Zu den gleichen Ergebnissen kommen auch Holliday et al. (2019) sowie Peveler et al. (2012).

Basierend auf den vorliegenden Ergebnissen und den Schlussfolgerungen der oben angeführten Publikationen können folgende Bike Fitting-Empfehlungen formuliert werden:

- Bike Fit-Interventionen sollten weder von statischen noch von dynamischen Analysen im ausgeruhten Zustand mit (zu) geringer BI abgeleitet werden
- Bike Fit-Analysen sollten in der BI durchgeführt werden, in welcher der Radsportler, die meiste Zeit fährt; dbzgl. sollte die Einfahrzeit mindestens 15 min betragen

Es ist darauf hinzuweisen, dass Adaptionenmechanismen in der Sagittalkinematik aufgrund steigender BI/Ermüdung individuell unterschiedlich ausfallen. Auch bei professionellen Radsportlern wurden verschiedene Adaptionenmechanismen beobachtet (Kautz et al., 1991).

Literatur

- [1] Burt, P. (2022). *Bike Fit: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance*. Bloomsbury Publishing.
- [2] Holliday, W., Theo, R., Fisher, J., & Swart, J. (2019). Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports Biomechanics*, 22(5), 660–674.
- [3] Kautz, S. A., Feltner, M. E., Coyle, E. F., & Baylor, A. M. (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *Journal of Applied Biomechanics*, 7(1), 29–53.
- [4] McGrath, E., Mahony, N., Fleming, N., Benavoli, A., & Donne, B. (2022). Prediction of Functional Threshold Power from graded exercise test data in highly-trained individuals. *International Journal of Exercise Science*, 15(4), 747–759.
- [5] Peveler, W., Shew, B., Johnson, S., & Palmer, T.G. (2012). A Kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3004–3009.

Force and time symmetry analysis for swing to strength hold elements on still rings in men's artistic gymnastics

Falk Naundorf¹, Christian Merz¹, Maurice Aarts²

¹Institute for Applied Training Science, Leipzig, ²InnoSportLab's-Hertogenbosch, Den Bosch (NED)

Introduction

Still rings routines in men's artistic gymnastics consist of swing and strength elements without longitudinal rotation. Swings with half turns and crossing of the cables, as performed before 2000, are currently not allowed. Only the dismount can include longitudinal rotations, which occurs during the flight phase. On this basis, the acting forces during the routines are ideally symmetric or almost symmetric. Only in the case of corrections can the forces on the rings differ slightly. This assumption is supported by Carrara et al. (2015), who discovered no significant asymmetry in the element cross using kinematic methods. Swing to Strength hold elements is a requirement of the rules and important for a successful still rings routine in gymnastics. The use of force measurement systems in rings routines can support judges (Aarts et al., 2016), provide a deeper insight into the required strength (Merz et al., 2023) and can produce feedback to gymnasts in training (Lehmann et al., 2021). All systems measure the forces on the left and the right ring independently and sum them afterwards to calculate the total force. Based on the before described assumption of symmetry the aim of this study was to analyse if a doubled single force of one ring produces a good estimate of the total force when compared to the summed forces exerted on left and right.

Methods

To answer this question, we reanalysed the data used in Merz et al. (2023) recorded at the World Championships Stuttgart 2019. Therefore, the strength to hold elements, force and time parameters on the left and right ring were compared (Figure 1). Data collection was performed during the competition using the "Smart Rings Jurytool", developed by InnoSportLab's-Hertogenbosch (Aarts et al., 2016). It consists of one camera and two calibrated 1-D vertical force sensors (ACB Reserve Transducers Europe B.V., range = 0–5 kN, sampling frequency = 1 KHz) which are installed in the upper beam of a FIG (Fédération Internationale de Gymnastique)-certified still rings apparatus by SPIETH Gymnastics. Forces exerted by the gymnast were recorded and synchronised with video (BASLER Aviator avA1600-50gc, sampling frequency 50 Hz, 900 × 1200px) to identify the performed elements.

The recorded force-time curves were further processed and evaluated with MATLAB R2018b© using a script developed by Merz (2019). The forces acting on the left and right ring were smoothed with a second-order Butterworth lowpass filter with a cut-off frequency of 7 Hz. The force-time curves were relativised to the body-weight to describe them in percent of body weight (% BW). The parameters for the left and right ring were determined as in Merz et al. (2023) and the absolute differences between the individual sensors were calculated.

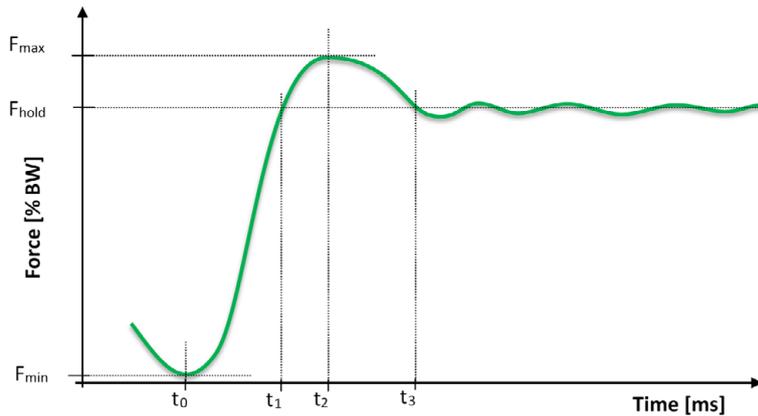


Figure 1: Theoretical force-time curve for swing to strength hold elements. F_{\min} at t_0 represents the minimum force during the preceding swing, t_1 the starting time and t_3 the ending time of the additional force needed to stop the swing, F_{\max} at t_2 represents the maximum force necessary to stop the swing element. F_{hold} is defined as 100 % bodyweight (modified according to Merz et al., 2023).

Results

The absolute differences between F_{\max} left and F_{\max} right (M 12.1 N; SD ± 11.3 N) as well as F_{\min} left and F_{\min} right (5.6 ± 5.9 N) are shown in Figure 2. Maximal absolute differences were 55 N for F_{\max} and 30 N for F_{\min} . The absolute time differences (Figure 3) for described events between left and right ring were for t_0 12 ± 22 ms, t_1 71 ± 118 ms, t_2 70 ± 128 ms and t_3 168 ± 289 ms. The maximal time differences were for t_0 174 ms, t_1 560 ms, t_2 578 ms and t_3 1449 ms.

Relating the values to the BW of the gymnasts (632 ± 61 N; Merz et al., 2023), the mean absolute differences between the left and right ring for F_{\max} were 1.9 % BW and for F_{\min} 0.9 %. The maximum differences are 8.7 % (F_{\max}) and 4.7 % (F_{\min}). The largest time difference was at t_3 , the start of the holding time of the swing to strength hold element. Comparing the time differences with the element specific results (Merz et al., 2023) for the time over F_{hold} (depending on the element, the median time was between 564 ms and 896 ms) the percentage difference goes up to 30 % (t_0 1.3 %–2.1 %; t_1 7.9 %–12.6 %, t_2 7.8 %–12.4 % and t_3 18.8 %–29.8 %).

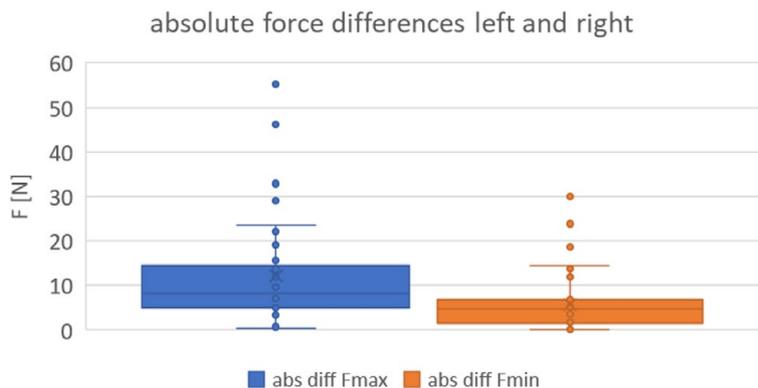


Figure 2: Absolute differences between left and right sensor for F_{\max} and F_{\min} .

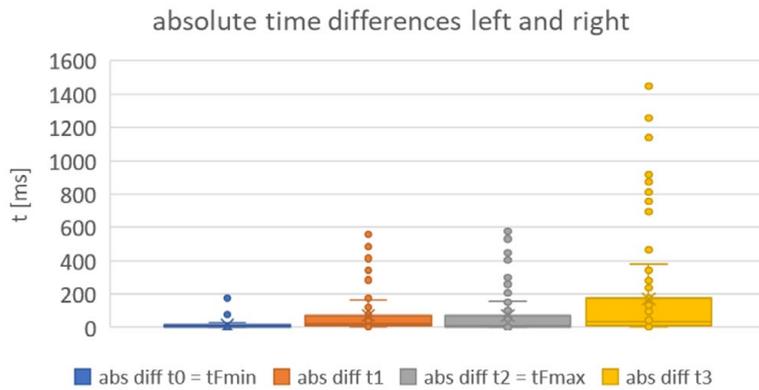


Figure 3: Absolute differences between left and right sensor for t_0 , t_1 , t_2 and t_3 .

Discussion

Aim of the study was to analyse if still rings routines are symmetrical and a doubled single force of one ring produces a good estimate of the total force (left and right ring). The results are to be evaluated separately with regard to the force values and the time results. If we apply border values (small: < 3%, medium: 3–5%, big: > 5%) for the mean force parameter the error is small, but for the time (excl. t_0) the differences are big. Especially for the holding time (at least 2 s or more are defined in the rules as a good hold), which starts at t_3 , a correct identification is essential for judges' support and feedback in both training and competition (Aarts et al., 2016; Lehmann et al., 2021). It is therefore extremely important to use the best available information on time parameters to be able to determine the correct hold time. The relation between these time parameters and the actual hold time therefore needs further research.

In contrast to Carrara et al. (2015), who did not found asymmetry, our study included swing to strength hold elements and not exclusively static positions. The acting forces during the routines – especially in the swing phase of the elements – are not always symmetric, for example when corrections are made to a movement or hold of a posture (example: handstand on the rings). The presented differences between left and right on still rings needs further research. Combined analyses of dynamometric and kinematic measurements should be performed. In addition to the search for better performance, this could also help with the issue of injury prevention.

Conclusions

Alltogether using only one side sensor seems suitable for force parameters (F_{\max} and F_{\min}). All time difference parameters show bigger differences when compared to the actual summed left and right values and seem therefore a less good and not suitable estimate of the actual time values. Also, parameters based on time (impuls, rate of force development, time over F_{hold} etc.) were not applicable for performance analysis. The explained asymmetries lead to the conclusion measuring systems on rings need separate sensors on left and right side.

Acknowledgement: We thank the International Gymnastics Federation for supporting our research projects at the Artistic Gymnastics World Championships 2019. This study was funded by the German Federal Ministry of the Interior and Community and was supported by a decision of the German Bundestag. Also, the funding from Sport-innovator in the Netherlands is much appreciated.

References

- [1] Aarts, M., Wolfs, L., & Pluk, A. (2016). Making every second count implementation of the smart rings jury tool to evaluate hold time during the men's artistic gymnastics european championships 2016. 4th International Congress on Sports Sciences Resarch and Technology Support, Porto.
- [2] Carrara, P., Exell, T., Serrao, J., Amadio, A., Mochizuki, L., & Irwin, G. (2015, June). Asymmetry analysis of cross on gymnastics training and competition rings. In F. Colloud, M. Domalain, & T. Monnet (Eds.), *Proceedings of the 33rd International Conference of Biomechanics in Sports*. (pp. 812–815). Poitiers, France: International Society of Biomechanics in Sports. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6525>
- [3] Lehmann, T., Winter, A., Seemann-Sinn, A., & Naundorf, F. (2021). Use of objective methods to determine the holding time of hold elements on still rings. *Science of Gymnastics Journal*, 13(2), 181–189. <https://doi.org/10.52165/sgj.13.2.181-189>
- [4] Merz, C. (2019). Bestimmung der Gütekriterien eines spezifischen, dynamometrischen Messverfahrens zur Analyse von Kraft-Zeit-Verläufen und empirische Ermittlung biomechanischer Anforderungsprofile an den Ringen im Kunstturnen männlich. Masterarbeit, Justus-Liebig-Universität Gießen.
- [5] Merz, C., Aarts, M., Lehmann, T., Seemann-Sinn, A., Pluk, A., & Naundorf, F. (2023). Force requirement profiles for swing to strength hold elements on still rings in men's artistic gymnastics. *Sports Biomechanics*, 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2185162>

Biomechanische Orientierungswerte zur Unterstützung des Lernprozesses am Beispiel des Sprungs Kasamatsu gestreckt mit 1/1 Längsachsendsrehung

Falk Naundorf, Leon Wohlfahrt, Piero Wolf, Thomas Lehmann

Institut für Angewandte Trainingswissenschaft Leipzig

Einleitung

Die Kasamatsusprünge stellen die wichtigste Sprunggruppe im Bereich Gerätturnen Männer dar (Schärer et al., 2019). Im Juniorenbereich gilt der Kasamatsu gestreckt mit 1/1 Längsachsendsrehung (Kas 1/1, auch Akopian nach seinem „Erfinder“ benannt) mit einer Schwierigkeit von 4,8 (FIG, 2022) als Einstiegsgröße für die Top-6-Teams und die Top-12-Mehrkämpfer (basierend auf JEM 2022). Somit ist es ein wichtiges Ziel, diesen Sprung im Juniorenbereich zu erlernen und im Wettkampf stabil mit hoher Qualität zu zeigen. Zur Unterstützung des Lernprozesses wird in Wettkämpfen und zentralen Lehrgängen durch das IAT das Mess- und Informationssystem (MIS) Sprungtisch eingesetzt. Dabei wird die aktuelle Leistung der Juniorenturner anhand internationaler Bestlösungen (iBL) bewertet. Ziel des Beitrages ist es, dieses Vorgehen zu beschreiben.

Methoden

Eines der Module des MIS Sprungtisch ist eine sprungruppen- und posenspezifische zweidimensionale biomechanische Auswertung (Videofrequenz 100 Hz). Dabei werden beim Sprung Kas 1/1 neun Bewegungspositionen anhand von 13 Körperpunkten (Kopf, sowie jeweils links/rechts Schulter, Ellenbogen, Handgelenk, Hüfte, Knie, Knöchel) erfasst. Die neun Positionen (Abbildung 1) sind: letzter Fußkontakt beim Anlauf, erster Brettkontakt, letzter Brettkontakt, Tischberührung 1. Hand, Tischberührung 2. Hand, letzter Sprungtischkontakt, $\frac{1}{4}$ Längsachsendsrehung (LAD) nach Abflug von Tisch, $\frac{1}{4}$ LAD vor Landung, erster Bodenkontakt.



Abbildung 1: Bildreihe der auszuwertenden Körperpositionen beim Kas 1/1. Bildreihe wurde um die Position „maximale Flughöhe“ ergänzt, die über die Flugparabel berechnet wird.

Aus den erfassten Körperpunkten werden u. a. die Lage des Körperschwerpunktes (KSP), sowie ausgewählte Körperwinkel berechnet. Differenzen zwischen den KSP-Positionen und deren zeitlicher Abstand ergeben mittlere KSP-Geschwindigkeiten. Im vorliegenden Beitrag wird die mittlere Einsprunggeschwindigkeit zum Brett ausgewertet. Dabei wird die zeitliche Differenz zwischen letztem Fußkontakt beim Anlauf und erstem Brettkontakt und die Differenz der jeweiligen horizontalen KSP-Lage berechnet. Aus der KSP-Lage beim Abflug vom Tisch und der Landung wird auf Basis der Flugparabel die maximale KSP-Höhe in der 2. Flugphase (FP) ermittelt. Dabei wird der Koordinatenursprung auf den Beginn der Landematte direkt hinter dem Sprungtisch (auf Landemattenhöhe) gesetzt. Somit sind KSP-Höhen immer über der Matte angegeben. Durch die im Sprung vorgegebene Anzahl an LAD und der Zeit zwischen $\frac{1}{4}$ LAD nach Abflug vom Tisch und $\frac{1}{4}$ LAD vor Landung lässt sich die mittlere LAD-Winkelgeschwindigkeit berechnen. Dieses vereinfachte biomechanische

Verfahren wird sowohl für iBL als auch für Juniorenturner im Trainings- und Wettkampfprozess angewendet. Datengrundlage der iBL sind aktuell 46 Sprünge mit einer Qualität von mindestens 9,0 Punkten (Median [MD] 9,20; Interquartilerange [IQR] 0,16 Pkt.) die bei internationalen Wettkämpfen (u. a. WM 2019, EM 2022) erfasst wurden.

Ergebnisse

Aufgrund der Festlegung der Mindestqualität von 9,0 Punkten entsteht keine Normalverteilung, sodass die Darstellung der Parameter der iBL durch MD und IQR erfolgt. Beispielhaft werden die drei Hauptparameter mittlere Einsprunggeschwindigkeit zum Brett (MD 8,06 IQR 0,32 m/s), maximale KSP-Höhe (MD 2,60 IQR 0,11 m) und mittlere Winkelgeschwindigkeit der LAD in der 2. FP (MD 1072 IQR 84°/s) in den Abbildungen 2–4 dargestellt.

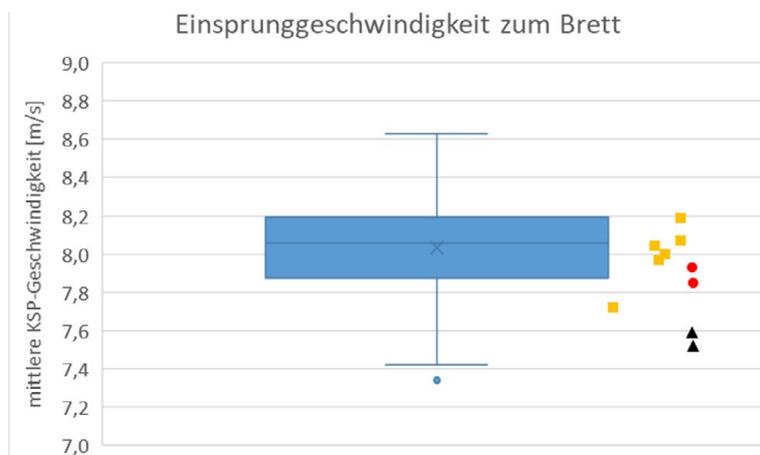


Abbildung 2: Kombinierte Darstellung der iBL (Boxplot blau) und der Individualergebnisse von drei Turnern (Turner 1: Viereck gelb, Turner 2: Kreis rot und Turner 3: Dreieck schwarz) zu verschiedenen Messzeitpunkten für die Einsprunggeschwindigkeit zum Brett.

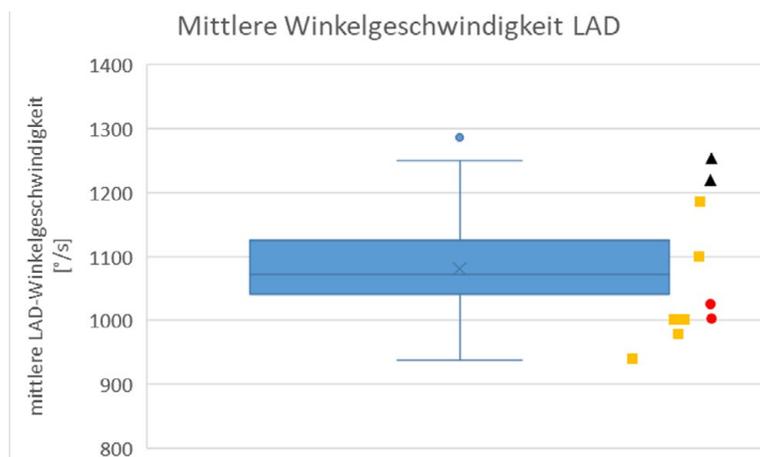


Abbildung 3: Kombinierte Darstellung der iBL (Boxplot blau) und der Individualergebnisse von drei Turnern (Turner 1: Viereck gelb, Turner 2: Kreis rot und Turner 3: Dreieck schwarz) zu verschiedenen Messzeitpunkten für die mittlere Winkelgeschwindigkeit der LAD.

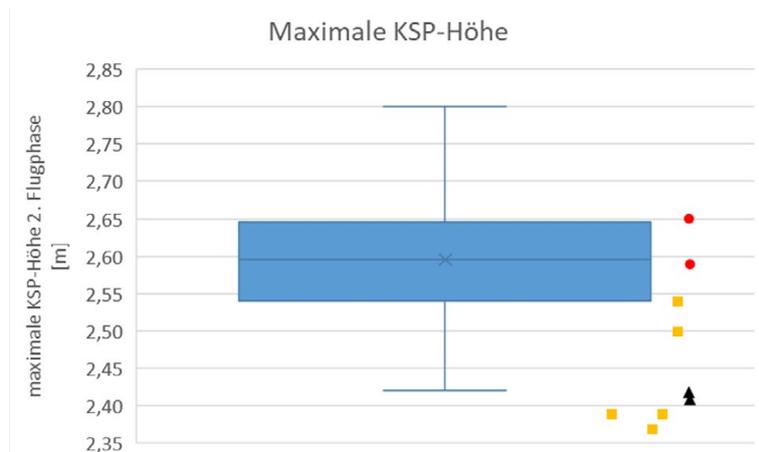


Abbildung 4: Kombinierte Darstellung der iBL (Boxplott blau) und der Individualergebnisse von drei Turnern (Turner 1: Viereck gelb, Turner 2: Kreis rot und Turner 3: Dreieck schwarz) zu verschiedenen Messzeitpunkten für die maximale KSP-Höhe.

Diskussion

Die ermittelten biomechanischen Ergebnisse der beispielhaft dargestellten drei Turner lassen sich gut mit den internationalen Bestlösungen vergleichen. Durch den Einsatz des gleichen Messsystems bei internationalen Wettkampfhöhepunkten und im Training sind die Ergebnisse direkt vergleichbar. Stellt man den gemessenen biomechanischen Kennwerten in der Literatur beschriebene Ergebnisse gegenüber, sind immer die unterschiedlichen Messverfahren zu berücksichtigen. Am Beispiel der maximalen KSP-Höhe in der 2. Flugphase ist ein Vergleich nur unter Berücksichtigung der Null-Höhe (Boden oder auch Mattenlage) möglich. Für den ausgewählten Sprung Kas 1/1 finden sich beispielsweise bei Bian und Zhou (2015) 2,81 m („distance from ground“) und bei Lim und Park (2016) $2,73 \pm 0,06$ m („The origin of the global coordinates was set up as the lowest point of the pole“) Messwerte. Es ist nicht sicher, ob in beiden Quellen die Null-Lage auf dem Boden (ohne Mattenlage) verortet ist. Falls dies der Fall ist, liegt der MD der iBL etwa auf dem Level der Untersuchung von Bian und Zhou (2015) und etwas über der koreanischen Untersuchung von Lim und Park (2016).

Schlussfolgerungen

Auf der Grundlage eines biomechanischen Auswertemoduls des MIS Sprungtisch lassen sich Messergebnisse in Training und Wettkampf anhand von iBL in einer kombinierten Darstellung interpretieren. Damit werden Stärken (Bsp. mittlere Winkelgeschwindigkeit Turner 3: Dreieck schwarz in Abbildung 2) genauso deutlich wie Schwächen (Bsp. Einsprunggeschwindigkeit Turner 3: Dreieck schwarz in Abbildung 2). Somit gilt es an den Schwächen (beispielsweise Erhöhung der Anlaufgeschwindigkeit durch entsprechendes Schnellkraft- und Sprinttraining) zu arbeiten, ohne dabei die komplexen Zusammenhänge der biomechanischen Variablen zu vernachlässigen.

Danksagung: Dieser Beitrag entstand im Rahmen eines mit Forschungsmitteln des Bundesministeriums des Innern und Heimat aufgrund eines Beschlusses des Deutschen Bundestages geförderten Projekts.

Literatur

- [1] Bian, X., & Zhou, C. (2015, June). Kinematic analysis on handspring sideways stretched sideward somersault with $1\frac{3}{4}$ turns in horse-vaulting of Zepeng Luo. In F. Colloud, M. Domalain, & T. Monnet (Eds.), *Proceedings of the 33rd International Conference of Biomechanics in Sports*. (pp. 792–795). Poitiers, France: International Society of Biomechanics in Sports. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6519>
- [2] Federation Internationale de Gymnastique [FIG]. (2022). *2022–2024 Code of Points Men's Artistic Gymnastics*. Federation Internationale de Gymnastique.
- [3] Lim, K.-C., & Park, H. S. (2016). Kinematical Analysis of Somersault with Twist in Men's Vault: Focusing on the Lou Yun and Akopian Motions. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 26(3), 243–248. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2016.26.3.243>
- [4] Schärer, C., Lehmann, T., Naundorf, F., Taube, W., & Hübner, K. (2019). The faster, the better? Relationships between run-up speed, the degree of difficulty (D-score), height and length of flight on vault in artistic gymnastics. *PLoS One*, 14(3), e0213310. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213310>

Bestimmung von Schrittzeiten im Speerwurf mittels eines Inertialsensorsystems

Stefan Tiedemann, Jürgen Edelmann-Nusser, Kerstin Witte

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Einleitung

Traditionell werden im Speerwurf kinematische Messungen eingesetzt, um Bewegungsabläufe und biomechanische Parameter zu erfassen. Allerdings sind diese Methoden oft auf speziell ausgestattete Labore beschränkt und können die natürliche Bewegung der Athlet:innen beeinflussen. Eine vielversprechende Alternative bietet die Verwendung von Inertialsensoren. Diese ermöglichen eine einfache Anwendung im Training und Echtzeitauswertungen. Da die Anlaufgestaltung die Wurfweite entscheidend beeinflusst, soll versucht werden, mithilfe von Inertialsensoren diese näher zu charakterisieren (Murakami, 2017).

Theoretischer Hintergrund

Schrittparameter wie Schrittlänge, Schrittfrequenz und Standdauer liefern beim Sprinten wertvolle Informationen für Trainer:innen (Schmidt et al., 2016). Optoelektronische Systeme wie OptoJump und OptoGait ermöglichen mittels mehrerer Lichtschranken präzise Messungen dieser Parameter, erfordern jedoch für den Auf- und Abbau und die Auswertung Fachpersonal. Die Verwendung von Inertialsensoren könnte diesen Aufwand reduzieren und Trainer:innen bzw. Athlet:innen eigene Messungen ermöglichen. Studien haben bereits die Validität solcher Systeme belegt (Godfrey et al., 2015).

Beim Speerwerfen spielt der Anlauf eine entscheidende Rolle. Murakami (2017) hat eine positive Korrelation zwischen Anlaufgeschwindigkeit und Wurfleistung nachgewiesen. Es wird auch vorgeschlagen, dass eine „Kick“-Bewegung erforderlich ist, um die hohe horizontale Geschwindigkeit des Schwerpunkts bis zum Zeitpunkt des endgültigen Kontakts des vorderen Fußes aufrechtzuerhalten, ähnlich den Bewegungen von Elite-Sprintern/-Sprinterinnen. Dies führt zu einem schnellen Übergang vom Impulsschritt zum Stemmschritt. Pavlović (2020) hat dieses Potenzial der zeitlichen Differenz zwischen den beiden Schritten erkannt, um Rückschlüsse auf die Leistung der Athlet:innen zu ziehen.

Weiterhin ist es sinnvoll, den Speerwurf anhand der Setzzeiten in weitere Teilphasen zu unterteilen. Diese Phaseinteilung kann verwendet werden, um die Bewegungen anderer Körpersegmente in diesen Teilphasen zu analysieren und den Trainer:innen eine bessere Orientierung zur Bewegung zu ermöglichen.

Das Ziel dieser Untersuchung ist es, die Zeit zwischen dem Setzen des Impulsschritts und dem Setzen des Stemmschritts mittels Inertialsensoren zu erfassen und mit dem OptoGait-System zu vergleichen.

Methoden

Im Rahmen dieser Studie wurden zwei Athletinnen (Athletin 1: 22 Jahre, B-Kader, Wurfarm rechts und Athletin 2: 19 Jahre, keine Kaderzugehörigkeit, Wurfarm rechts) mit dem OptoGait-System (1000 Hz) und zwei VmaxPro Sensoren (± 32 g, ± 4000 °/s, 60 Hz), die direkt auf dem linken und rechten Schuh im Bereich des Spanns angebracht waren, untersucht. Beide Athletinnen führten jeweils acht Würfe aus (Abbildung 1).



Abbildung 1: OptoGait (am Boden) und Tablet mit App für die Aufzeichnung des Anlaufs.

Die Beschleunigungsdaten wurden in Echtzeit im Weltkoordinaten-System erfasst und an ein verbundenes Tablet gesendet, wo sie gespeichert wurden. Gleichzeitig wurden die aufgezeichneten Daten vom OptoGait-System auf einem Laptop gespeichert. Die Daten wurden anschließend in Matlab 2022b ausgewertet. Dabei wurde die zeitliche Differenz zwischen dem Aufsetzen des rechten Fußes beim Impulsschritt und dem Aufsetzen des linken Fußes beim Stemmschritt berechnet (Abbildung 2).



Abbildung 2: Aufsatz des Impulsschritts und Stemmschritts.

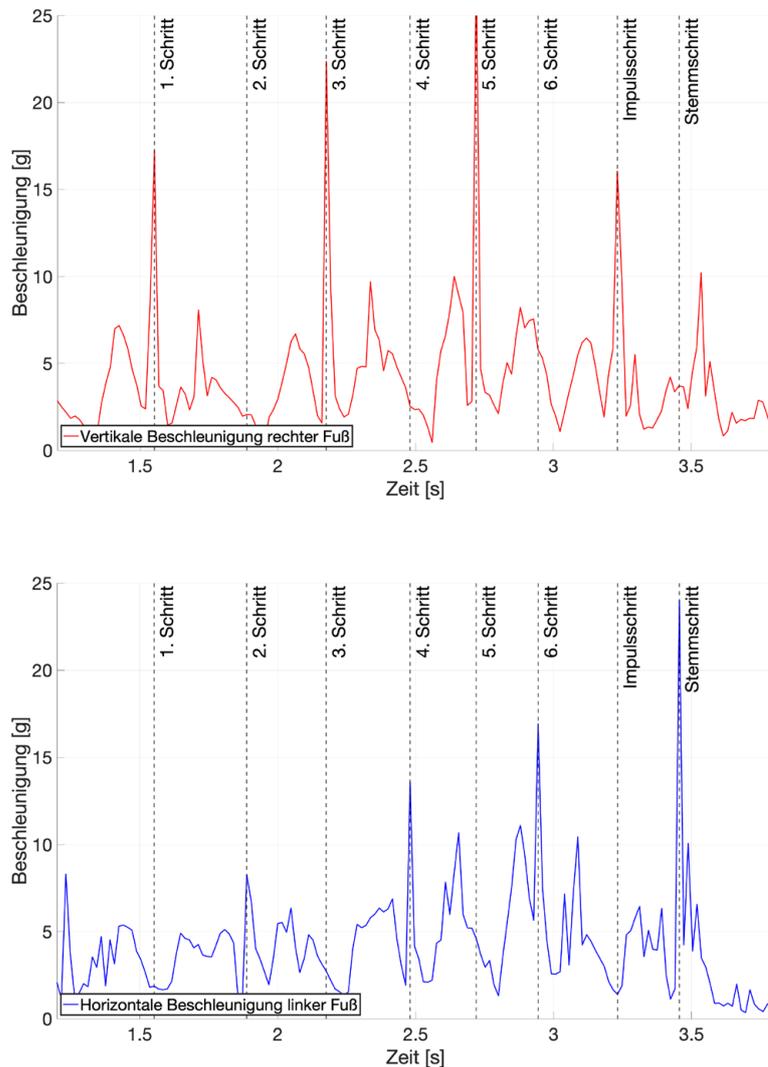


Abbildung 3: Oben: Vertikale Beschleunigung des rechten Fußes. Mithilfe der lokalen maximalen Peaks kann das Aufsetzen des rechten Fußes in der Anlaufphase bis zum Impulsschritt detektiert werden. Unten: Horizontale Beschleunigung des linken Fußes. Im Unterschied zu den vorangegangenen Schritten weist der Stemmschritt das größte Maximum auf.

Um eine konsistente Bestimmung der Parameter durch das Inertialsensorsystem sicherzustellen, wurden die charakteristischen Merkmale der Beschleunigungskurven basierend auf dem Technikleitbild (Hinz, 1991) abgeleitet. Dieses besagt, dass der Impulsschritt keine vertikale Anhebung des Körperschwerpunkts nach sich ziehen sollte. In den Kennlinien wurde ein deutlicher Abfall der vertikalen Beschleunigung im Vergleich zu den vorherigen Schritten detektiert, welche in Abbildung 3 dargestellt ist. Der Zweck des Stemmschritts besteht darin, die gesamte horizontale Bewegung zu beenden und sie als Antrieb für den Speerwurf zu nutzen. Folglich zeigte der Stemmschritt, der unmittelbar auf den erkannten Impulsschritt folgt, die höchste Verzögerung in horizontaler Richtung im Vergleich zu den vorherigen Schritten (Abbildung 3). Auf dieser Grundlage lassen sich das Aufsetzen des Impulsschrittes und das des Stemmschrittes detektieren.

Ergebnisse

Die Beschleunigungsdaten der an den Füßen getragenen Sensoren ermöglichen aufgrund der Beschleunigungspeaks eine automatische Detektion aller Schritte, einschließlich der Bestimmung des Impuls- und Stemmschritts. Dadurch können die Zeitdifferenzen zwischen beiden Ereignissen (Impuls- und Stemmschritt) ermittelt werden. Allerdings haben die verwendeten Sensoren eine zu geringe Abtastfrequenz (60 Hz), um kleine Veränderungen eines Athleten (intraindividuell) auflösen zu können. So wurde für Athletin 1, doppelt und dreifach auftretende Werte für die zeitliche Differenz zwischen Impulsschritt und Stemmschritt dokumentiert (2 x 0,32 s, 2 x 0,336 s, 3 x 0,352 s).

Die Daten des OptoGait-Systems können nur von Athletin 1 ausgewertet werden, da Athletin 2 das hintere Bein nachgezogen hat und somit keine eindeutige Identifizierung der Schritt-Events möglich war. Die Ergebnisse, die ausgewertet werden können, bestätigen die Ergebnisse des Sensorsystems (Tabelle 1).

	Wurf 1	Wurf 2	Wurf 3	Wurf 4	Wurf 5	Wurf 6	Wurf 7	Wurf 8
OptoGait [s]	0.308	0.312	0.324	0.327	0.306	0.364	0.361	0.357
Sensorsystem [s]	0.320	0.288	0.336	0.336	0.320	0.352	0.352	0.352

Tabelle 1: Ergebnisse der Zeitdifferenzen zwischen Impulsschritt zum Stemmschritt mittels OptoGait und Sensorsystem

Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass die Detektion der Fußaufsätze mittels Inertialsensoren möglich ist. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Beschleunigungen beim Aufsetzen deutlich sichtbare Spitzen produzieren, die sich automatisiert detektieren lassen. Jedoch ist die Abtastrate von 60 Hz zu diskutieren. Für den Einsatz im Nachwuchstraining sollte die Genauigkeit für die Bestimmung der Zeitdifferenz zwischen Impulsschritt und Stemmschritt ausreichend sein. Es gibt literaturbasierte Zielwerte für diesen Parameter, die erreicht werden sollten, um maximale Weiten zu erzielen (Pavlović, 2020; Murakami, 2017). In der Weltspitze liegen diese Werte zwischen 0,16 s und 0,2 s, was darauf hinweist, dass bei der gemessenen Athletin noch erhebliches Potenzial für Verbesserungen besteht. Die Leistungsentwicklung über längere Zeiträume könnte mit einem solchen Sensorsystem, das aber mit einer höheren zeitlichen Auflösung misst, vergleichsweise einfach erfasst werden. Trainer:innen können auf diese Weise Trends erkennen und bei Bedarf entsprechende Anpassungen vornehmen.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass die Inertialsensoren eine vielversprechende Alternative zum OptoGait-System darstellen. Vor allem die Tatsache, dass das System viel einfacher und schneller in der Handhabung ist, überzeugt. Die Inertialsensoren bieten eine praktische und zugängliche Lösung für Trainer:innen und Athlet:innen, um ihre Leistung zu analysieren, Fortschritte zu verfolgen und das Training zu optimieren. Sollte sich der Mehrwert in der Praxis zeigen, wäre auch die Möglichkeit vorhanden die Abtastrate und damit die Genauigkeit weiter zu erhöhen.

Die Untersuchung wurde durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft gefördert (Förderkennzeichen: ZMI4-071503/22-24).

Literatur

- [1] Hinz, L. (1991). *Leichtathletik, Wurf und Stoss: Analysen und Empfehlungen für die Disziplinen Kugelstossen, Diskuswerfen, Speerwerfen und Hammerwerfen*, SVB Sportverlag, Berlin.
- [2] Godfrey, A., Del Din, S., Barry, G., Mathers, J. C., & Rochester, L. (2015). Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. *Medical engineering & physics*, 37(4), 400–407.
- [3] Murakami, M., Tanabe, S., Ishikawa, M., & Ito, A. (2017). The relationship between approach run kinematics and javelin throwing performance. *Asian Journal of Coaching Science*, 1(1), 1–14.
- [4] Pavlović, R. (2020). Biomechanical analysis in athletics: the influence of kinematic parameters on the results of javelin throw of elite athletes. *The Swedish Journal of Scientific Research*, 7(3), 1–11.
- [5] Schmidt, M., Rheinländer, C., Nolte, K. F., Wille, S., Wehn, N., & Jaitner, T. (2016). IMU-based determination of stance duration during sprinting. *Procedia engineering*, 147, 747–752.
- [6] Tiedemann, S., & Witte, K. Einsatz eines sensorbasierten Systems zur Phaseneinteilung beim Hammerwurf. *spinfortec 2020 digital*, 100.

Session F

Bewegungsapparat I



Einfluss der Ausführungsqualität auf den Break Point Angle und die Muskelaktivität bei der Nordic Hamstring Exercise

Jana Bergmann, Marcus Schmidt, Kevin Nolte, Thomas Jaitner

Technische Universität Dortmund

Einleitung

Die Nordic Hamstring Exercise (NHE) ist eine Übung zur supramaximalen, exzentrischen Kräftigung der hinteren Oberschenkelmuskulatur, die nachweislich zu einer Verringerung von Verletzungen führt (van Dyk et al., 2019). Allerdings stellt die Übung hohe Anforderungen an die Kraftfähigkeiten der Athlet:innen, um eine willkürliche Muskelaktivierung bis zu den verletzungsrelevanten Break-Point-Winkeln (BPA) zwischen 30° und 0° Kniebeugung zu erreichen (Sconce et al., 2015). Darüber hinaus kann ein vorzeitiger BPA mit der Ausführungsqualität der Übung in Verbindung gebracht werden (Alt & Schmidt, 2021; Alt et al., 2018). Unterschiedliche Ausführungsmodalitäten (z. B. Fersenfixierung, Kniestand, Knieposition) können dabei Einfluss auf die zielgerichtete Aktivierung im Verlauf der NHE nehmen. Dennoch wird die Übung in der Trainingspraxis und in wissenschaftlichen Interventionsstudien primär mit niedriger Qualität ausgeführt (Alt et al., 2022). Basierend auf den ANHEQ-Kriterien (Alt & Schmidt, 2021) werden in dieser Studie die Auswirkungen von drei NHE-Ausführungsmodalitäten auf den BPA und Muskelaktivierung untersucht. Es wird angenommen, dass eine höhere Ausführungsqualität zu geringeren BPA und höherer muskulärer Aktivierung führt.

Methode

40 gesunde Personen ($26 \pm 4,2$ Jahre, $m = 22$, $w = 18$) absolvierten zwei Einführungs- und einen Testtermin. Nach einem standardisierten Aufwärmprogramm wurden jeweils drei Wiederholungen jeder NHE-Variante in randomisierter Reihenfolge mit vorgegebener Geschwindigkeit ($15^\circ/s$) durchgeführt. Die Varianten (Abb. 1) umfassen (1) die Partnerfixierung (NPF, ANHEQ-Score Item 1-3 0/5), (2) eine starre Fersenfixierung (NSF, 2/5) und (3) eine starre Fersenfixierung, angemessene Kniehöhe und frei bewegliche Knie (NFK, 5/5). Mittels 3D-Bewegungsanalyse (Qualisys, 100 Hz) wurden die Kniewinkel während der Ausführung der NHE erfasst, wobei eine vollständige Kniestreckung als 0° definiert wurde. Der BPA wurde über eine Abweichung von $10^\circ/s$ von der Zielgeschwindigkeit definiert. Oberflächen-EMGs des M. Biceps Femoris und M. Semitendinosus wurden abgeleitet (Delsys, 1192 Hz), und der Root Mean Square (RMS) des Roh-EMGs von Bewegungsbeginn bis zum Erreichen des BPA berechnet. Die statistische Datenanalyse umfasst Friedman- und Wilcoxon-Tests (post-hoc).

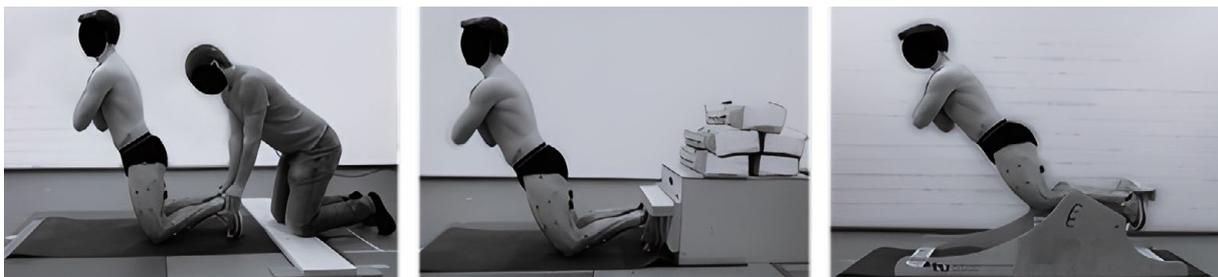


Abbildung 1: NHE- Ausführungsmodalitäten: Partnerfixierung (NPF, links), starre Fersenfixierung (NSF, Mitte) bzw. starre Fersenfixierung, angemessene Kniehöhe und frei bewegliche Knie (NFK, rechts).

Ergebnisse

Die deskriptive Datenanalyse zeigt für die drei Ausführungsvarianten die folgenden mittleren BPA: NPF: $72,56^\circ \pm 8,97$, NSF: $73,0^\circ \pm 12,7$ und NFK: $53,2^\circ \pm 13,3$. Alle Proband:innen erreichen den geringsten BPA mit NFK, während die Ergebnisse von NPF und NSF zwischen den Personen variieren. Der Friedman Test zeigt einen statistisch signifikanten Effekt der NHE Variante ($p < 0,01$). Die Posthoc-Analyse zeigt signifikante Unterschiede zwischen den NPF und NSF im Vergleich zur NFK (NPF vs. NFK: $p < 0,01$; NSF vs. NFK: $p < 0,01$). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen NPF und NSF erkannt ($p = 0,69$). Auch die RMS-Werte beider Muskeln unterscheiden sich signifikant zwischen den Ausführungsvarianten ($p < 0,01$). Die Posthoc-Tests (Wilcoxon) ermitteln statistisch signifikante Unterschiede zwischen NPF (\emptyset RMS Biceps Femoris: 122 ± 71 mV; Semitendinosus: 150 ± 81 mV) und NSF (\emptyset RMS Biceps Femoris: 124 ± 67 ; Semitendinosus: 154 ± 8 mV) im Vergleich NFK (\emptyset RMS Biceps Femoris: 152 ± 11 mV; Semitendinosus: 170 ± 79 mV) (NPF vs. NFK: $p < 0,01$; NSF vs. NFK: $p < 0,01$). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen NPF und NSF festgestellt ($p = 0,69$).

Diskussion

Die Verwendung eines Trainingsgeräts mit starrer Fersenfixierung, einer angemessenen Kniehöhe und frei beweglichen Knien (NFK) ermöglicht es, bei einem NHE-Training im Vergleich zu den beiden anderen Ausführungsvarianten eine ca. 20° größere Beinstreckung zu erreichen und damit eine Belastung zu induzieren, die näher an den empfohlenen Trainingsbereichen liegt. Der RMS-Werte des Oberflächen-EMGs deutet zudem darauf hin, dass neben der aufgrund der höheren Bewegungsamplitude bei vorgegebener Bewegungsgeschwindigkeit längeren Reizdauer auch die Reizintensität signifikant erhöht ist. Demzufolge lassen sich bei dieser Ausführungsvariante höhere und spezifischere Trainingseffekte erwarten. In Ergänzung zu den Ergebnissen von Bright et al. (2023), die zur Verbesserung der exzentrischen Kraftfähigkeiten durch NHE-Training primär das Ansteuern eines geringeren BPA anstelle einer Erhöhung des Trainingsvolumen (Sätze und Wiederholungen) empfehlen, lässt sich daher schlussfolgern, dass eine hohe Ausführungsqualität der NHE sowohl in der Trainingspraxis als auch in wissenschaftlichen Studien sichergestellt werden sollte. Der Einsatz des Trainingsgeräts wird daher empfohlen.

Literatur

- [1] Alt, T., Nodler, Y. T., Severin, J., Knicker, A. J., & Strüder, H. K. (2018). *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(1), 65–76.
- [2] Alt, T., Severin, J., & Schmidt, M. (2022). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(18).
- [3] Alt, T., & Schmidt, M. (2021). *Sports medicine – open*, 7(1), 91.
- [4] Bright, T. E., Handford, M. J., Mundy, P., Lake, J., Theis, N., & Hughes, J. D. (2023). *Sports Medicine*, 53(6), 1219–1254.
- [5] Sconce, E., Jones, P., Turner, E., Comfort, P., & Graham-Smith, P. (2015). *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(1), 13–20.
- [6] van Dyk, N., Behan, F. P., & Whiteley, R. (2019). *British Journal of Sports Medicine*, 53(21), 1362–1370.

Geschwindigkeitsspezifische optimale kontraktile Bedingungen des Soleus Muskels vom langsamen bis zum maximalen Laufen

Sebastian Bohm^{1,2}, Falk Mersmann^{1,2}, Arno Schroll^{1,2}, Adamantios Arampatzis^{1,2}

¹Humboldt-Universität zu Berlin, ²Berlin School of Movement Science

Einleitung

Die externe mechanische Leistung und Arbeit, die während des Laufens nötig ist um den Körpermassenmittelpunkt zu bewegen, nimmt mit steigender Laufgeschwindigkeit zu (Cavagna et al., 1976). Über unterschiedliche Geschwindigkeiten hinweg, ist das Fußgelenk die Hauptquelle der mechanischen Leistung und Arbeit (Schache et al., 2011), wobei der monoartikuläre Soleus Muskel der größte Plantarflexor ist (Albracht et al., 2008). Frühere Studien zeigten eine aktive Verkürzung der Soleus Muskelfasern über die Standphase für Laufgeschwindigkeiten von 2,0 bis 5,0 m/s (Bohm et al., 2019; Lai et al., 2015) und somit eine kontinuierliche Verrichtung von kontraktile Arbeit. Kürzlich konnten wir experimentell belegen, dass während moderater Laufgeschwindigkeit die Soleus Muskelfasern unter Bedingungen kontrahieren, die eine ökonomische Verrichtung von mechanischer Arbeit erlauben, d. h. nahe der optimalen Länge und bei einer Geschwindigkeit nahe des Optimums der Enthalpie Effizienz (Anteil der chemischen Energie die in mechanische Arbeit umgewandelt wird) (Bohm et al., 2021). Lai et al. berichteten eine Zunahme der Soleus Muskelfasergeschwindigkeit und eine Abnahme der Faserlänge von 2,0 bis 5,0 m/s Laufgeschwindigkeit (Lai et al., 2015). Dies deutet auf eine Modulierung der kontraktile Bedingungen zur Generierung von Kraft, Arbeit und Leistung bei höheren Laufgeschwindigkeiten hin. Die Zunahme der Fasergeschwindigkeit und Abnahme der Faserlänge reduzieren das Muskelkraftpotential, was zu einer Zunahme des aktiven Muskelvolumens pro Kraffteinheit und damit der metabolischen Kosten führt (Beck et al., 2022; Swinnen et al., 2023). Darüber hinaus führt eine Zunahme der Fasergeschwindigkeit zu einer reduzierten Enthalpie Effizienz, die am höchsten bei ca. 20 % der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit (V_{max}) ist (Hill, 1964). Auf der anderen Seite, bedeutet eine Zunahme der Verkürzungsgeschwindigkeit eine Zunahme des Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials, welches maximal bei ca. 30 % der V_{max} ist. Derzeit existieren keine experimentellen Studien zur Muskelfaserlänge und -geschwindigkeit des Soleus während der Standphase des Laufens über 5,0 m/s.

Das Hauptziel der Studie war es, ein besseres Verständnis über die kontraktile Bedingungen und die Muskelaktivierung des Soleus zur Generierung von Kraft, Arbeit und Leistung sowie der Effizienz während des langsamen bis zum maximalen Laufens zu erhalten. Wir stellten die Hypothese auf, dass die kontraktile Bedingungen die ökonomische Verrichtung von muskulärer Arbeit bei submaximalen Laufgeschwindigkeiten begünstigt. Bei hohen Laufgeschwindigkeiten sollten sich die kontraktile Bedingungen hingegen ändern, um die Generierung mechanischer Leistung zu begünstigen.

Methoden

Vierzehn gesunde, männliche und sprinterfahrende Erwachsene nahmen teil (179 ± 6 cm, 74 ± 8 kg, 23 ± 4 J., Mittelwert \pm Standardabweichung). Während der Messungen liefen die Probanden bei sieben verschiedenen Geschwindigkeiten: 3,0 m/s, 4,0 m/s, 5,0 m/s, 6,0 m/s, 7,0 m/s, 8,0 m/s und der individuellen maximalen Laufgeschwindigkeit. Während des Laufens auf dem Laufband (hp/cosmos, 190/65 pulsar® 3p) wurden die Fußgelenk- und Kniegelenkkinematik durch ein Bewegungsanalysesystem (Vicon Motion Systems, 250 Hz) erfasst. Fußaufsatz und -abheben wurden anhand der Knieextensionsminima bestimmt (Fellin et al., 2010). Das Muskelfaserverhalten des Soleus des rechten Beins wurde mittels Ultraschall dargestellt und die Faserlängen

mittels eines semi-automatischen Trackings bestimmt (Marzilger et al., 2018) und von fünf Schritten gemittelt. Die Aktivierung des Soleus wurde mittels Elektromyographie (EMG) (Myon m320RX, Myon AG, 1000 Hz) abgeschätzt und auf die Aktivität während einer maximalen isometrischen Plantarflexion normalisiert.

Die Kraft-Längen-Relation des Soleus wurde anhand acht maximaler isometrischer Plantarflexionen (MVCs) in verschiedenen Gelenkwinkeln auf einem Dynamometer (Biodex Medical, Syst. 3) bestimmt. Die Gelenkmomente am Fußgelenk wurden invers-dynamisch, unter Berücksichtigung der Achsverschiebungen von Gelenk und Dynamometer, berechnet (Arampatzis et al., 2005). Der Beitrag der ko-aktivierten antagonistischen Muskulatur wurde einbezogen (Mademli et al., 2004). Die Kraft, die auf die Achillessehne wirkt, wurde durch das Gelenkmoment und den individuellen Sehnenhebelarm (tendon-excursion Methode (Fath et al., 2010) magnetic resonance (MR) berechnet. Die korrespondierenden Muskelfaserlängen wurden anhand genannter Methode ermittelt. Basierend auf den Kräften und Faserlängen wurde dann eine individuelle Kraft-Längen-Relation durch ein Polynom 2. Ordnung angenähert (Bohm et al., 2019). Die Kraft-Geschwindigkeits-Relation wurde anhand der dimensionslosen Form (Fung, 1981) der klassischen Hill Gleichung und der muskelspezifischen maximalen V_{max} und der Konstante a_{rel} bestimmt. Für die V_{max} wurde eine gemittelte Faserverteilung aus der Literatur angenommen (Typ 1: 81,8 % und Typ 2: 18,7 %). Anhand dieser Verteilung und berichteten Werten der V_{max} des menschlichen Soleus (Luden et al., 2008), berichtigt um Temperatureffekte (Ranatunga, 1984), wurde V_{max} als 6,77 L0/s abgeschätzt. Die Konstante a_{rel} ergab sich als 0,175 (Winters & Stark, 1988). Anhand der Kraft-Geschwindigkeits-Kurve wurde die Leistungs-Geschwindigkeits-Kurve berechnet. Basierend auf der Kraft-Längen-, Kraft-Geschwindigkeits- und Leistungs-Geschwindigkeits-Relation, quantifizierten wir das individuelle Kraft-Längen-, Kraft-Geschwindigkeits- und Leistungs-Geschwindigkeits-Potential (Anteil der maximalen Kraft bzw. Leistung gemäß den genannten Relationen) als Funktion der Faserlänge und -geschwindigkeit während der Standphase des Laufens. Die Effizienz-Fasergeschwindigkeits-Relation wurde anhand der experimentellen Werte von Hill (Hill, 1964) erstellt, um die Effizienz basierend auf dem Standphasenmittelwert der Fasergeschwindigkeit zu bestimmen.

Es wurde ein Hill type Muskelmodell verwendet, um die normalisierte Soleus Muskelkraft als Funktion der Zeit (t) während der Standphase mit den experimentell-bestimmten Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Potentialen als Input abzuschätzen:

$$F_{norm}(t) = F(t)/F_{max} = \lambda_L(t) \cdot \lambda_V(t) \cdot a(t) \cdot F_{max}/F_{max} = \lambda_L(t) \cdot \lambda_V(t) \cdot a(t) \quad (1)$$

wobei F_{norm} die Soleus Muskelkraft normiert auf F_{max} ist, λ_L das Kraft-Längen-Potential, λ_V das Kraft-Geschwindigkeits-Potential und a die Muskelaktivierung. Die Differentialgleichung nach Zajac (Zajac, 1989) wurde genutzt, um die Muskelaktivierung anhand der gemessenen normalisierten EMG Aktivität abzuschätzen. Die Aktivierungszeitkonstanten und das Verhältnis aus Aktivierungs- und Deaktivierungszeit spezifisch für die angenommene Faserverteilung wurde bei Dick et al. entnommen (Dick et al., 2017). Die normalisierte Leistung des Soleus Muskels über die Standphase wurde berechnet als:

$$P_{norm}(t) = P(t)/P_{max} = \lambda_L(t) \cdot \lambda_V(t) \cdot a(t) \cdot F_{max} \cdot V(t) / \lambda_{L_0} \cdot \lambda_{V_0} \cdot a_{max} \cdot F_{max} \cdot V_0 \quad (2)$$

wobei P_{norm} die Muskelleistung normalisiert auf P_{max} ist, V die Fasergeschwindigkeit, λ_{L_0} das Kraft-Längen-Potential bei optimaler Länge, V_0 die optimale Fasergeschwindigkeit für maximale Leistung, λ_{V_0} das Kraft-Geschwindigkeits-Potential bei optimaler Fasergeschwindigkeit und a_{max} die maximale Aktivierung. λ_{L_0} und a_{max} sind gleich 1,0, d. h. Formel 2 kann dargestellt werden als:

$$P_{norm}(t) = \lambda_L(t) \cdot a(t) \cdot \left(\lambda_V(t) \cdot V(t) / \lambda_{V_0} \cdot V_0 \right) = \lambda_L(t) \cdot a(t) \cdot \lambda_P(t) \quad (2)$$

mit $\lambda_P(t) = \lambda_V(t) \cdot V(t) / \lambda_{V_0} \cdot V_0$, wobei λ_P das Leistungs-Geschwindigkeits-Potential ist.

Um den Effekt der Laufgeschwindigkeit auf die Outcome Parameter zu untersuchen wurde ein Linear-Gemischtes-Model verwendet. Im Fall eines Haupteffektes wurde eine Benjamini Hochberg korrigierte Post-hoc Analyse durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0.05$ festgelegt und die Analysen wurden mittels R durchgeführt (RStudio v. 2022.07.1).

Ergebnisse

Die Soleus Muskelfasern arbeiteten nahe der optimalen Länge und verkürzten kontinuierlich über die Standphase bei allen Laufgeschwindigkeiten (Abb. 1A). Die Fasergeschwindigkeit zeigte einen signifikanten Geschwindigkeitseffekt ($p = 0,011$), mit einer Zunahme bei höheren Laufgeschwindigkeiten (Abb. 1B). Die EMG Aktivität zeigte einen Geschwindigkeitseffekt mit Zunahme bei höheren Laufgeschwindigkeiten ($p < 0,001$, Abb. 1C).

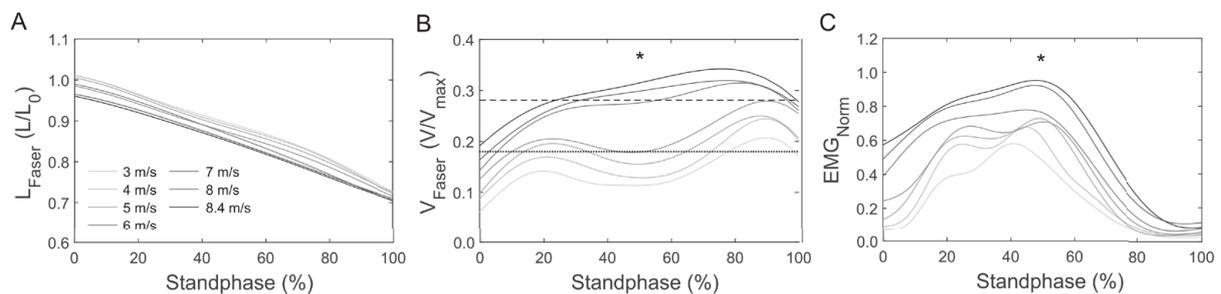
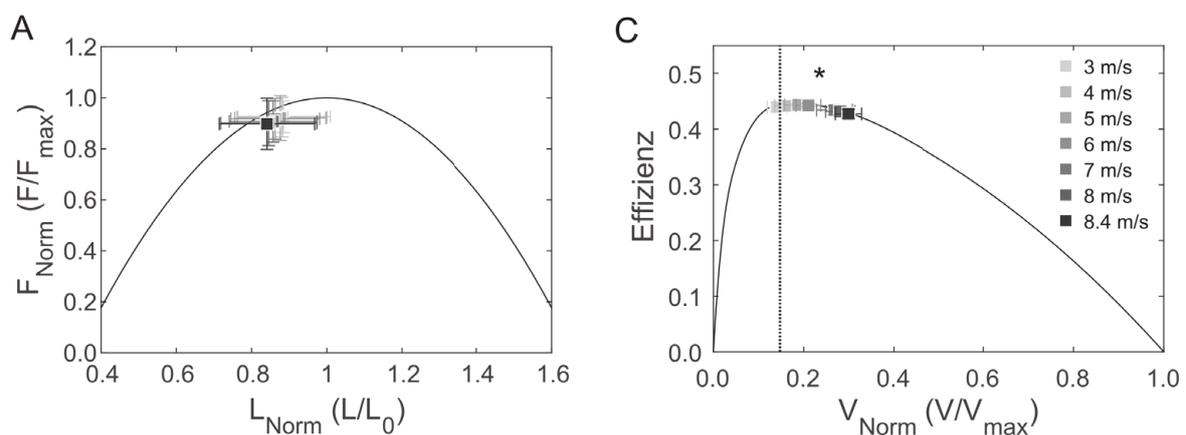


Abbildung 1: Soleus Muskelfaserlänge (L , normalisiert auf die optimale Länge L_0 , A), Fasergeschwindigkeit (V , normalisiert auf die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit V_{max} , B) und elektromyographische (EMG) Aktivität (normalisiert auf eine maximale isometrische Kontraktion, C) während der Standphase der untersuchten Laufgeschwindigkeiten ($n=14$). Die gepunktete Linie in B zeigt die Fasergeschwindigkeit für maximale Effizienz ($0,18 V/V_{\text{max}}$) und die gestrichelte Linie für maximale Leistung ($0,28 V/V_{\text{max}}$). * Signifikanter Haupteffekt der Laufgeschwindigkeit ($p < 0,05$) auf die maximale Fasergeschwindigkeit und maximale EMG Aktivität.

Das gemittelte Kraft-Längen-Potential war über 0,90 bei allen Laufgeschwindigkeiten ohne signifikanten Geschwindigkeitseffekt ($p = 0,096$, Abb. 2A). Das Kraft-Geschwindigkeits-Potential zeigte einen Geschwindigkeitseffekt mit reduzierten Werten bei den hohen Geschwindigkeiten ($p < 0,001$, Abb. 2B). Von 3,0 m/s bis 6,0 m/s war die mittlere Fasergeschwindigkeit nahe des Enthalpie Effizienz-Optimums und in Konsequenz war die Effizienz hoch (Abb. 2C). Die Fasergeschwindigkeiten bei den Laufgeschwindigkeiten über 7,0 m/s überschritten das Effizienz Optimum und somit war die Effizienz signifikant reduziert ($p < 0,001$, Abb. 2C). Die Fasergeschwindigkeit war jedoch nahe dem Maximum der Leistungs-Geschwindigkeits-Kurve. Es gab einen signifikanten Geschwindigkeitseffekt auf das Leistungs-Geschwindigkeits-Potential ($p < 0,001$) mit höheren Werten bei den hohen Laufgeschwindigkeiten (Abb. 2D).



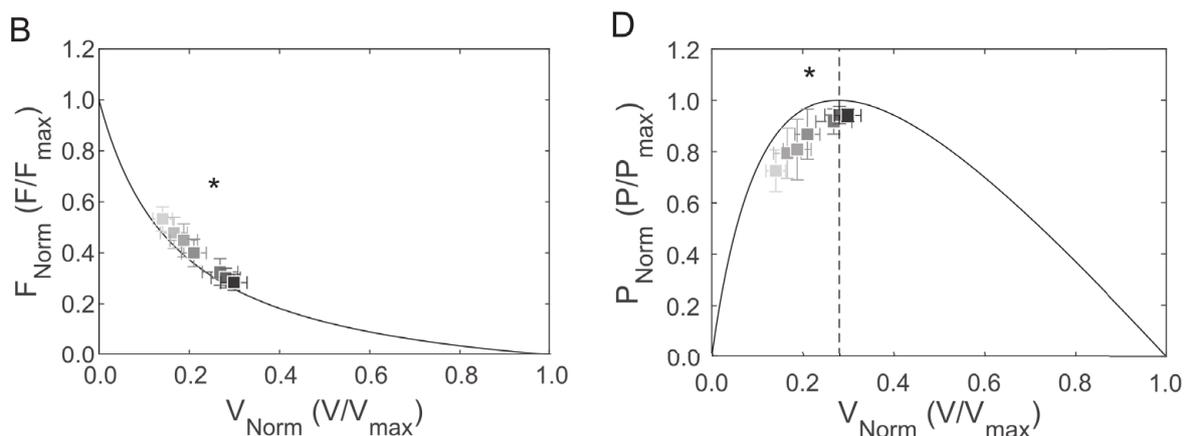


Abbildung 2: Gemittelte Faserlänge und -geschwindigkeit während der Standphase der untersuchten Laufgeschwindigkeiten dargestellt auf der normierten Kraft-Längen- (A), Kraft-Geschwindigkeits- (B), Effizienz-Geschwindigkeits- (C) und Leistungs-Geschwindigkeits-Kurve (D, $n = 14$, Mittelwert \pm Standardabweichung). Die Kraft (F) wurde normalisiert auf die maximale Kraft (F_{max}) während der maximalen isometrischen Plantarflexionen, die Faserlänge (L) auf die experimentell-bestimmte optimale Länge (L_0), die Fasergeschwindigkeit (V) auf die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit (V_{max}) und die Leistung (P) auf die maximale Leistung (P_{max}). Die gepunktete und gestrichelte Vertikallinie zeigt die Geschwindigkeit für maximale Effizienz und maximal Leistung. * Signifikanter Haupteffekt der Laufgeschwindigkeit ($p < 0,05$).

Es gab einen signifikanten Laufgeschwindigkeitseffekt auf die maximale normierte Kraft, mit signifikant niedrigeren Werten bei den hohen Geschwindigkeiten über 7,0 m/s (Post-hoc: 3^a, 4^a, 5^a, 6^a, 7^b, 8^b, 8,4^b m/s, Geschwindigkeiten mit dem gleichen Buchstaben waren nicht signifikant verschieden, $p > 0,05$). Der Konturplot der normierten Kraft als Funktion des Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potentials und der Aktivierung (Abb. 3A) zeigte, dass die Abnahme der maximalen Kraft die Folge der Reduktion des Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potentials war (Post-hoc: 3^a, 4^b, 5^b, 6^c, 7^d, 8^{d,e}, 8,4^e m/s). Die Zunahme der maximalen Muskelaktivierung, obgleich signifikant ($p < 0,001$), war zur Kompensation nicht ausreichend (Abb. 3A). Der Konturplot der maximalen normierten Leistung als Funktion des Kraft-Längen-Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials und der Aktivierung (Abb. 3B) zeigte einen Beitrag der Aktivierung und kontraktile Bedingungen zur Zunahme der normierten Leistung bis 7,0 m/s. Bei höheren Laufgeschwindigkeiten, leistete nur die Zunahme der Muskelaktivierung einen Beitrag zur weiteren Steigerung der maximalen normierten Leistung.

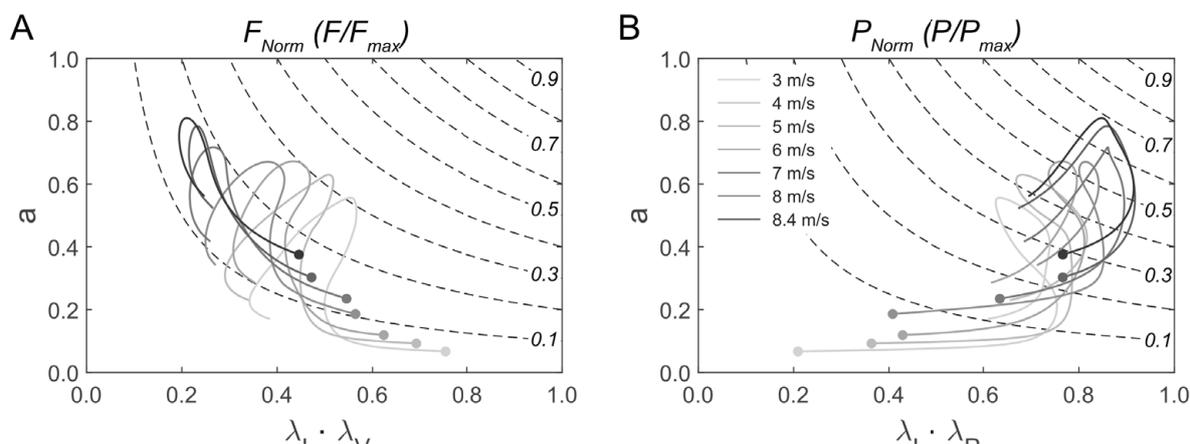


Abbildung 3: Konturplot für die normierte Muskelkraft des Soleus (F_{Norm} , A) als Funktion des Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potentials ($\lambda_L \cdot \lambda_v$) und der Aktivierung (a). Konturplot der normierten Leistung des Soleus (P_{Norm} , B) als Funktion des Kraft-Längen-Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials ($\lambda_L \cdot \lambda_p$) und der Aktivierung. Die Standphasentrajektorien der untersuchten Laufgeschwindigkeiten sind dargestellt (Punkte bedeuten den Beginn der Linie bei Fußaufsatz, $n=14$).

Diskussion

Die Ergebnisse zeigten, dass der Soleus Muskel während allen Laufgeschwindigkeiten durch aktive Verkürzung der Fasern während der Standphase mechanische Arbeit verrichtet (d. h. konzentrische Kontraktion). Dies bestätigt frühere Befunde von Studien zum submaximalen Laufen (Bohm et al., 2019; Lai et al., 2015), gibt jedoch neue Einsichten in die Generierung von Leistung und Arbeit während maximalen Laufgeschwindigkeiten. Die aktive Verkürzung der Soleus Muskelfasern erhöht allerdings das aktive Muskelvolumen pro Kraftereinheit infolge des reduzierten Kraft-Geschwindigkeits-Potentials und damit die metabolischen Kosten des Muskels (Swinnen et al., 2023). Fenn demonstrated that when a muscle shortens faster, its energy liberation increases. Fenn's results were the first of many that led to the general understanding that isometric muscle contractions are energetically cheaper than concentric contractions. However, this evidence is still primarily based on single fiber or isolated (ex vivo). Während der submaximalen Laufgeschwindigkeiten (3,0–6,0 m/s) kontrahierten die Fasern bei einer Geschwindigkeit nahe des Effizienz Optimums und daher mit einer hohen Enthalpie Effizienz (> 98 % des Maximums). Darüber hinaus arbeiteten die Fasern auf dem oberen Anteil des aufsteigenden Anteils der Kraft-Längen-Kurve, nahe der optimalen Länge. Das hohe gemittelte Kraft-Längen-Potential (> 91 %) minimiert das aktive Muskelvolumen für eine gegebene Kraftgenerierung (Beck et al., 2022). Das beobachtete kontraktile Verhalten des Soleus Muskels deutet somit auf eine Optimierung des Kompromisses zwischen der nötigen mechanischen Energieproduktion durch aktive Verkürzung und den resultierenden gesteigerten metabolischen Kosten während des submaximalen Laufens, bei dem die lokomotorische Ökonomie ein Leistungskriterium darstellt (Alexander, 2013).

Während der hohen Laufgeschwindigkeiten ($\geq 7,0$ m/s), führte die gesteigerte Geschwindigkeit der Muskelfasern zu einer Abnahme der Effizienz im Vergleich zu den submaximalen Geschwindigkeiten. Allerdings war die Verkürzungsgeschwindigkeit bei den höheren Laufgeschwindigkeiten näher am Maximum der Leistungs-Geschwindigkeits-Kurve, was zu einer Zunahme des Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials führte (> 0,90 bei den Geschwindigkeiten $\geq 7,0$ m/s). Berücksichtigt man die gleichzeitige Zunahme der EMG Aktivität des Soleus Muskels bei höher Laufgeschwindigkeit (> 0,90), geben diese Ergebnisse experimentelle Evidenz für einen kumulativen Effekt von drei Mechanismen, d. h. hohes Kraft-Längen-Potential, hohes Leistungs-Geschwindigkeits-Potential und hohe Muskelaktivierung, zur Steigerung der mechanischen Leistung des Soleus bei Laufgeschwindigkeiten über 7,0 m/s. Die Ergebnisse zeigen darüber hinaus, dass das kontraktile Element des Soleus die Arbeitsbedingungen ändert, d. h. ökonomische Generierung von Arbeit während submaximalen Laufens hinzu vorteilhaften Bedingungen zur Generierung von mechanischer Leistung bei hohen und maximalen Laufgeschwindigkeiten.

Unter Verwendung der experimentell-bestimmten Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potentiale und der EMG-basierten Aktivierung als Inputvariablen für das Hill type Muskelmodell, konnten wir eine deutliche Abnahme der maximalen normalisierten Kraft des Soleus bei Geschwindigkeiten $\geq 7,0$ m/s trotz einer Zunahme der Aktivierung zeigen. Der Grund war eine verhältnismäßig höhere Reduktion des Kraft-Geschwindigkeits-Potentials im Vergleich zur Aktivierung. Dies deutet an, dass v. a. die kontraktilen Bedingungen die Kraftgenerierung bei maximalen Laufgeschwindigkeiten limitieren. Darüber hinaus zeigt das Modell eine 59-%ige Zunahme der maximalen normalisierten Leistung des Soleus vom langsamen zum maximalen Laufen. Bei den Geschwindigkeiten bis 7,0 m/s war die Zunahme der maximalen Leistung assoziiert mit einer Modulation der Muskelaktivierung und der kontraktilen Bedingungen, d. h. des Kraft-Längen- und Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials. Bei den Geschwindigkeiten über 7,0 m/s nahm die Aktivierung weiter zu, wohingegen das Kraft-Längen-Leistungs-Geschwindigkeits-Potential annähernd unverändert nahe dem Maximum blieb. Die Zunahme der maximalen Leistung bei den Laufgeschwindigkeiten über 7,0 m/s ist somit primär das Resultat einer Zunahme der Muskelaktivierung, während die kontraktilen Bedingungen ihre Grenzen erreichten. Auf der anderen Seite stellt die Zunahme der Generierung von mechanischer Leistung bei den hohen Laufgeschwindigkeiten eine Anforderung an die metabolische Energieversorgung dar. Die Zunahme der Aktivierung bei den hohen

Geschwindigkeiten deutet ein größeres aktives Muskelvolumen an und damit einer höhere ATP Umsatzrate (Kipp et al., 2018). Darüber hinaus führte die erhöhte Fasergeschwindigkeit zu einer signifikanten Reduktion der Enthalpie Effizienz bei den hohen Laufgeschwindigkeiten.

Anzumerken ist, dass Hill type Muskelmodelle nicht Phänomene der *history dependence of force generation* berücksichtigen. Die beobachtete aktive Faserverkürzung während der Standphase deutet Bedingungen für ein *force depression* an, welches potenziell eine Überschätzung der Kraft bedeuten könnte. Allerdings ist *force depression* nicht von der Verkürzungsgeschwindigkeit abhängig, sondern von der geleisteten Arbeit (Herzog et al., 2000). Diese war über die untersuchten Laufgeschwindigkeiten nicht signifikant verschieden ($p > 0,05$) und damit sollte ein potenzielles *force depression* unsere Ergebnisse nicht beeinflussen. Des Weiteren haben wir eine mittlere Fasertypverteilung bei der Bestimmung der V_{\max} angenommen, die sich jedoch individuell unterscheiden könnte. Um Unterschiede der V_{\max} auf die Effizienz, das Kraft-Geschwindigkeits- und Leistungs-Geschwindigkeits-Potential zu untersuchen, modulierten wir V_{\max} um $\pm 30\%$ in 10%-Intervallen. Die Sensitivitätsanalyse zeigte keine Veränderungen der signifikanten Abnahme der Effizienz und des Kraft-Geschwindigkeits-Potentials sowie der Zunahme des Leistungs-Geschwindigkeits-Potentials bei den höheren Laufgeschwindigkeiten (alle $p > 0,05$).

Schlussfolgerungen

Die vorliegende Studie zeigte, dass der Soleus Muskel während der Standphase bei Laufgeschwindigkeiten von 3,0 bis 6,0 m/s nahe der optimalen Länge und bei einer Geschwindigkeit nahe des Effizienz-Maximums, d. h. unter günstigen Bedingungen zur ökonomischen Verrichtung von Arbeit kontrahiert. Bei höheren Geschwindigkeiten blieb die annähernd optimale Arbeitslänge bestehen, wobei die Verkürzungsgeschwindigkeit zu Gunsten der Maximierung der Leistung zusammen mit der EMG Aktivität zunahm. Das Muskelmodell zeigte, dass die Abnahme der maximalen normierten Kraft bei hohen Geschwindigkeiten die Folge der Reduktion des Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potentials war. Die kontinuierliche Zunahme der maximalen normierten Leistung bei Geschwindigkeiten über 7,0 m/s wurde v. a. durch eine Zunahme der Muskelaktivierung erklärt.

Literatur

- [1] Albracht, K., Arampatzis, A., & Baltzopoulos, V. (2008). Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. *Journal of Biomechanics*, 41(10), Article 10. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.020>
- [2] Alexander, R. M. (2013). Principles of Animal Locomotion. In Principles of Animal Locomotion. Princeton University Press. <https://doi.org/10.1515/9781400849512>
- [3] Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S., & Brüggemann, G.-P. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 38(4), Article 4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.027>
- [4] Beck, O. N., Trejo, L. H., Schroeder, J. N., Franz, J. R., & Sawicki, G. S. (2022). Shorter muscle fascicle operating lengths increase the metabolic cost of cyclic force production. *Journal of Applied Physiology*, 133(3), 524–533. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00720.2021>
- [5] Bohm, S., Mersmann, F., Santuz, A., & Arampatzis, A. (2019). The force-length-velocity potential of the human soleus muscle is related to the energetic cost of running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 286(1917), Article 1917. <https://doi.org/10.1098/rspb.2019.2560>
- [6] Bohm, S., Mersmann, F., Santuz, A., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021). Muscle-specific economy of force generation and efficiency of work production during human running. *eLife*, 10, e67182. <https://doi.org/10.7554/eLife.67182>
- [7] Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262(3), 639–657. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011613>

-
- [8] Dick, T. J. M., Biewener, A. A., & Wakeling, J. M. (2017). Comparison of human gastrocnemius forces predicted by Hill-type muscle models and estimated from ultrasound images. *Journal of Experimental Biology*, 220(9), Article 9. <https://doi.org/10.1242/jeb.154807>
- [9] Fath, F., Blazevich, A. J., Waugh, C. M., Miller, S. C., & Korff, T. (2010). Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 109(6), Article 6. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00656.2010>
- [10] Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), Article 6. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.006>
- [11] Fung, Y. (1981). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag.
- [12] Herzog, W., Leonard, T. R., & Wu, J. Z. (2000). The relationship between force depression following shortening and mechanical work in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 33(6), 659–668. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00008-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00008-7)
- [13] Hill, A. V. (1964). The efficiency of mechanical power development during muscular shortening and its relation to load. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences*, 159(975), Article 975. <https://doi.org/10.1098/rspb.1964.0005>
- [14] Kipp, S., Grabowski, A. M., & Kram, R. (2018). What determines the metabolic cost of human running across a wide range of velocities? *Journal of Experimental Biology*, 221(18), Article 18. <https://doi.org/10.1242/jeb.184218>
- [15] Lai, A., Lichtwark, G. A., Schache, A. G., Lin, Y.-C., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2015). In vivo behavior of the human soleus muscle with increasing walking and running speeds. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 118(10), Article 10. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00128.2015>
- [16] Luden, N., Minchev, K., Hayes, E., Louis, E., Trappe, T., & Trappe, S. (2008). Human vastus lateralis and soleus muscles display divergent cellular contractile properties. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 295(5), Article 5. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.90564.2008>
- [17] Mademli, L., Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Brüggemann, G.-P. (2004). Effect of ankle joint position and electrode placement on the estimation of the antagonistic moment during maximal plantarflexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(5), Article 5. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.03.006>
- [18] Marzilger, R., Legerlotz, K., Panteli, C., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2018). Reliability of a semi-automated algorithm for the vastus lateralis muscle architecture measurement based on ultrasound images. *European Journal of Applied Physiology*, 118(2), Article 2. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3769-8>
- [19] Ranatunga, K. W. (1984). The force-velocity relation of rat fast- and slow-twitch muscles examined at different temperatures. *The Journal of Physiology*, 351, 517–529. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1984.sp015260>
- [20] Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. a. T., Rosemond, D., & Pandy, M. G. (2011). Effect of Running Speed on Lower Limb Joint Kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), Article 7. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182084929>
- [21] Swinnen, W., Hoogkamer, W., De Groote, F., & Vanwanseele, B. (2023). Faster triceps surae muscle cyclic contractions alter muscle activity and whole-body metabolic rate. *Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00575.2022>
- [22] Winters, J. M., & Stark, L. (1988). Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *Journal of Biomechanics*, 21(12), Article 12. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90249-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90249-7)
- [23] Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), Article 4.

Reduktion von Dysbalancen zwischen Muskel und Sehne durch einen individualisierten Trainingsansatz bei jugendlichen Athlet:innen

Theresa Domroes^{1,2}, Kolja Weidlich^{1,2}, Sebastian Bohm^{1,2}, Falk Mersmann^{1,2}, Adamantios Arampatzis^{1,2}

¹Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Sportwissenschaft, Abteilung Trainings und Bewegungswissenschaften;

²Berlin School of Movement Science, Humboldt-Universität zu Berlin

Einleitung

Ein optimales Zusammenspiel aus Muskel und Sehne ist für die effektive Ausführung verschiedenster Bewegungen im Sport und Alltag von großer Bedeutung. Während Muskeln die nötigen Kräfte generieren, beeinflusst die Elastizität der Sehne die Arbeitsweise des Muskels und ermöglicht die Speicherung und Abgabe elastischer Dehnungsenergie (Bohm et al., 2021; Holt & Mayfield, 2023; Roberts & Azizi, 2011). Auf der anderen Seite sind Sehnen jedoch sehr anfällig für Überlastungsverletzungen, was sich in einer hohen Prävalenz von Sehnenbeschwerden im Erwachsenen- und Jugendalter widerspiegelt (Lian et al., 2005; Simpson et al., 2016). Eine Ursache für die Überbeanspruchung von Sehnen scheint ein unausgewogenes Verhältnis in der Anpassung von Muskelkraft und den mechanischen Eigenschaften der Sehne zu sein (Mersmann et al., 2017). Nimmt die Muskelkraft beispielsweise im Trainingsprozess zu, ohne dass sich die Widerstandsfähigkeit (Steifigkeit) der Sehne entsprechend anpasst, führt dies zu einer erhöhten Dehnung der Sehne bei maximaler Muskelanspannung. Solche muskulotendinösen Dysbalancen wurden bereits mehrfach bei jugendlichen Athlet:innen beobachtet und äußerten sich in höheren Schwankungen der Sehnendehnung während einer Wettkampfsaison sowie einer größeren Häufigkeit von stark erhöhten Dehnungswerten (Charcharis et al., 2019; Domroes et al., 2023; Mersmann et al., 2016). Da die maximal tolerierbare Dehnung von Sehnen relativ konstant zu sein scheint (LaCroix et al., 2013), steigt mit der Dehnung auch die mechanische Beanspruchung der Sehne, was degenerative Prozesse im Sehnengewebe zur Folge haben kann (Wang et al., 2013). Entsprechend konnten wir bei jugendlichen Athlet:innen einen Zusammenhang zwischen einer erhöhten Dehnung der Sehne und Beeinträchtigungen ihrer strukturellen Integrität beobachten (Mersmann et al., 2019). Zudem scheint das Risiko für Überlastungsbeschwerden 2,3-fach erhöht, wenn die Dehnung der Sehne bei maximalen Kontraktionen 9% übersteigt (Mersmann et al., 2023). Demnach könnten frühzeitige präventive Trainingsansätze zur Reduktion von muskulotendinösen Dysbalancen dazu beitragen das Verletzungsrisiko der Sehne zu senken und ein gut abgestimmtes Zusammenspiel zwischen Muskel und Sehne wiederherzustellen. Ist die Dehnung der Sehne erhöht, also die Steifigkeit der Sehne im Verhältnis zur Muskelkraft zu niedrig, so sind Belastungen erforderlich, welche gezielt die Anpassung der Sehne fördern. Bei einer sehr niedrigen maximalen Sehnendehnung scheint hingegen die Muskelkraft im Verhältnis zur Sehnensteifigkeit zu gering zu sein, was dementsprechend eine gezielte Steigerung der Muskelkraft erfordert. Während Muskeln sich infolge einer Vielzahl mechanischer und metabolischer Reize anpassen können, scheinen für die Anpassung der Sehne Dehnungsmagnituden zwischen 4,5% und 6,5% besonders wirksam zu sein (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014). Jedoch zeigen sich gerade in Gruppen mit häufig auftretenden muskulotendinösen Dysbalancen große interindividuelle Unterschiede in der relativen Muskelkraft, die zum Erreichen dieser Dehnungswerte aufgebracht werden muss (Arampatzis et al., 2020). Entsprechend könnte die Regelung der Trainingslast allein über die Maximalkraft bzw. das Einwiederholungsmaximum nicht präzise genug sein, um eine gezielte Anpassung der Sehne hervorzurufen (Arampatzis et al., 2020; Weidlich et al., 2023), weshalb die individuellen Dehnungswerte unter Muskelanspannung mitberücksichtigt werden sollten. Daher ist es das Ziel der vorliegenden Interventionsstudie, die Anpassung der Muskulatur der Knieextensoren und der Patellarsehne von jugendlichen Athlet:innen gezielt durch individualisiertes Training über eine Wettkampfsaison zu regeln, um eine ausgewogenere Adaptation von Muskelkraft und Sehnensteifigkeit zu bewirken. Dabei wird erwartet, dass Fluktuationen der maximalen Sehnendehnung während der Saison (als Indikator für muskulotendinöse Dysbalancen) durch die Intervention reduziert werden.

Methoden

An der Studie nahmen 26 männliche (15–16 Jahre) und 37 weibliche (13–15 Jahre) Handballathlet:innen in jeweils einer Kontroll- und Interventionsgruppe teil. In beiden Gruppen wurden an vier Messzeitpunkten einer Saison die Kraft der Knieextensoren sowie die mechanischen Eigenschaften der Patellarsehne bestimmt. Die Muskelkraft wurde während maximaler isometrischer Kontraktionen bei 60° Kniewinkel (0° entspricht einer max. Kniestreckung) in einem spezialgefertigten mobilen Messsystem ermittelt. Die Elongation der Patellarsehne wurde während fünf isometrischer Rampenkontraktionen (gleichmäßige Steigerung der Kraft bis zum Maximum in 5 s) mittels Ultraschalls gemessen. Die Steifigkeit wurde als Steigung der gemittelten Kraft-Elongationskurve der fünf Versuche zwischen 50 und 80 % der maximalen Kraft berechnet. Zur Berücksichtigung von Unterschieden in der Ruhelänge wurde die normierte Sehnensteifigkeit als Produkt der Steifigkeit und Ruhelänge bestimmt. Die maximale Dehnung der Sehne wurde aus der zur Maximalkraft extrapolierten Sehnenelongation im Verhältnis zu ihrer Ruhelänge berechnet.

Während die Kontrollgruppen ihr sportartspezifisches Training fortführten, absolvierten die Athlet:innen in den Interventionsgruppen zusätzlich dreimal wöchentlich ein individuell gestaltetes Training, je nach Bedarf entweder zur gezielten Anpassung der Sehne oder des Muskels. Das Sehnentraining war evidenzbasiert konzipiert und sollte eine möglichst günstige Beanspruchung der Sehne, d. h. 4,5 % bis 6,5 % Sehnendehnung (Arampatzis et al., 2007) gewährleisten. Dafür wurde die Trainingslast individuell anhand der gemessenen maximalen Sehnendehnung bestimmt. Unter der vereinfachten Annahme eines linearen Zusammenhangs zwischen der Kraft, die auf die Sehne wirkt, und Sehnendehnung wurde für jede/n Teilnehmer:in die relative Kraft ermittelt, die erforderlich ist, um eine Sehnendehnung von 5,5 % hervorzurufen. Die maximale relative Trainingslast war auf 90 % der Maximalkraft begrenzt, sodass Teilnehmende mit maximalen Dehnungswerten zwischen 4,5 % und 6,1 % ein generisches Training mit 90 % der relativen Last absolvierten, was nachweislich einen adäquaten Stimulus für die ausgewogenen Anpassung von Muskel und Sehne darstellt (Arampatzis et al., 2007). Das Sehnentraining wurde bei 60° Kniewinkel durchgeführt und bestand aus fünf Sätzen mit jeweils vier isometrischen Kontraktionen, die für drei Sekunden gehalten wurden. Lediglich eine Athletin zeigte eine maximale Sehnendehnung unter 4,5 % (d. h. mit einer zu geringen Muskelkraft im Verhältnis zur Sehnensteifigkeit) und absolvierte daher ein Training zur gezielten Anpassung des Muskels. Dies beinhaltete vier Sätze dynamischer Knieextensionen bis zur Ermüdung mit einer Last, die so gewählt wurde, dass maximal 25–30 Wiederholungen pro Satz durchgeführt werden konnten.

Ein gemischt lineares Modell wurde zur Analyse von zeit- und gruppenabhängigen Entwicklungen genutzt, die Residuen des Modells dienten als Maß für Fluktuationen der untersuchten Parameter. Korrelationen wurden mit dem Pearson-Korrelationskoeffizienten (r) berechnet.

Ergebnisse

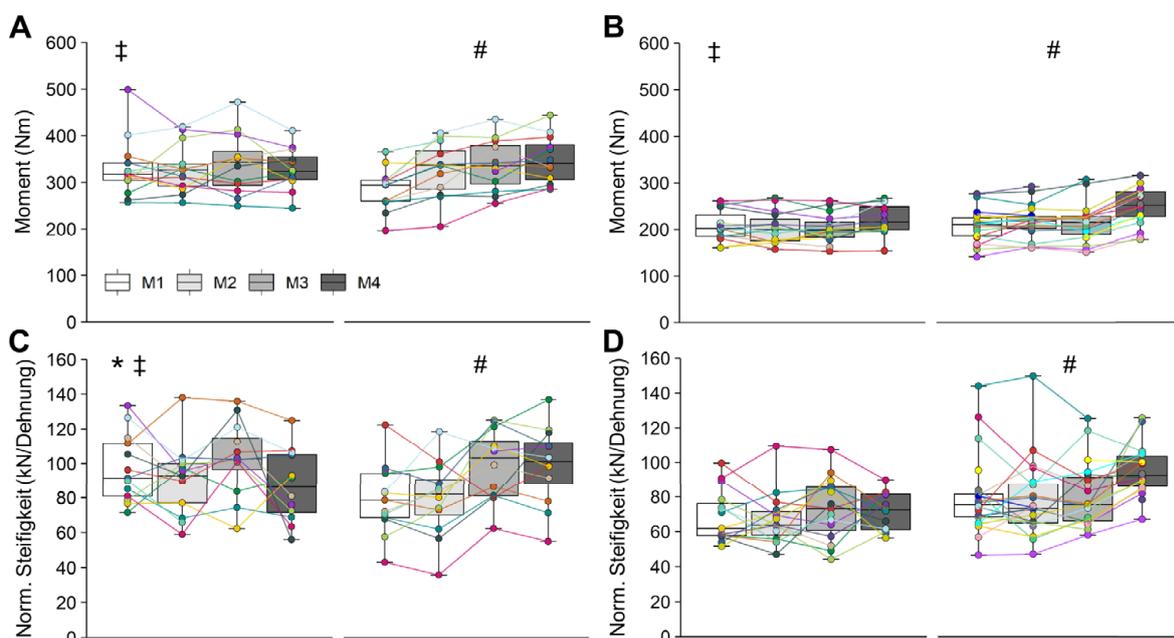
Bei den Jungen fanden wir eine Tendenz für eine höhere Muskelkraft der Knieextensoren ($p = 0,059$) sowie eine signifikant höhere normierte Patellarsehnensteifigkeit ($p = 0,015$) zu Beginn der Studie in der Kontrollgruppe. Sowohl die Muskelkraft als auch die Sehnensteifigkeit zeigten eine signifikante Zeit-Gruppen-Interaktion ($p < 0,001$ und $p = 0,002$) mit einer signifikanten Zunahme in der Interventionsgruppe ($p < 0,001$), jedoch nicht in der Kontrollgruppe ($p = 0,789$ und $0,416$; Abbildung 1). Bei den Mädchen gab es keine signifikanten Baseline Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe bei der Muskelkraft und der normierten Sehnensteifigkeit ($p = 0,979$ und $0,117$). Für die Muskelkraft fanden wir eine signifikante Zeit-Gruppen-Interaktion ($p < 0,001$) mit einer signifikanten Zunahme in der Interventionsgruppe ($p < 0,001$), jedoch nicht in der Kontrollgruppe ($p = 0,421$; Abbildung 1). Bei der normierten Patellarsehnensteifigkeit zeigte sich keine signifikante Zeit-Gruppen-Interaktion ($p = 0,104$), jedoch konnten wir auch hier einen signifikanten Anstieg in der Interventionsgruppe ($p = 0,002$) und keine Veränderungen über die Zeit in der Kon-

trollgruppe ($p = 0,370$) beobachten (Abbildung 1). Die maximale Dehnung der Patellarsehne zeigte bei beiden Geschlechtern keine signifikanten Baseline Unterschiede ($p = 0,111$ (m) und $0,207$ (w)) und es gab keine signifikanten Veränderungen über die Zeit in den Kontrollgruppen ($p = 0,603$ (m) und $0,728$ (w)) sowie keine Zeit-Gruppen-Interaktion ($p = 0,686$ (m) und $0,321$ (w)). Bei den Mädchen zeigte die Interventionsgruppe eine signifikante Abnahme der Patellarsehnenendehnung über die Zeit ($p = 0,015$; Abbildung 1). Die Fluktuation der maximalen Dehnung waren bei beiden Geschlechtern in der Interventionsgruppe signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe ($p = 0,005$ (m) und $0,006$ (w); Abbildung 2). Deskriptiv war der Anteil der Athlet:innen mit einer erhöhten Sehnenendehnung ($\geq 9\%$) in beiden Interventionsgruppen (27% (m) und 11% (w)) geringer als in den Kontrollgruppen (42% (m) und 38% (w); Abbildung 2). Darüber hinaus fanden wir in der männlichen Interventionsgruppe eine positive signifikante Korrelation ($r = 0,619$, $p = 0,032$) zwischen der Dehnung der Patellarsehne zu Beginn der Studie und den relativen Veränderungen der normierten Sehnensteifigkeit über die Zeit, während dies bei der weiblichen Interventionsgruppe nicht zu beobachten war ($r = 0,392$, $p = 0,107$).

Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Interventionsstudie war es, über einen individualisierten Trainingsansatz eine ausgewogenere Anpassung der Muskelkraft der Knieextensoren und der Patellarsehnensteifigkeit bei jugendlichen Athlet:innen zu bewirken. Entsprechend unserer Hypothese fanden wir eine Reduktion der Fluktuationen der maximalen Sehnenendehnung über die Zeit in den Interventionsgruppen sowie eine Reduktion der Prävalenz von stark erhöhten Sehnenendehnungen und einen Anstieg der Muskelkraft und Sehnensteifigkeit.

Die Dehnung einer Sehne ist *in vivo* von der Kraft, die auf die Sehne wirkt, und von der normierten Sehnensteifigkeit abhängig. Da die maximal tolerierbare Dehnung unveränderlich ist (LaCroix et al., 2013), kann die Dehnung als Indikator für die mechanische Beanspruchung des Sehngewebes genutzt werden und sowohl sehr hohe als auch sehr niedrige Dehnungswerte spiegeln Dysbalancen zwischen Muskelkraft und Sehnensteifigkeit wider. Die hohen Fluktuationen der Patellarsehnenendehnung sowie das häufige Auftreten von stark erhöhten Dehnungswerten über 9% in den beiden Kontrollgruppen bestätigen frühere Befunde einer hohen Prävalenz von musklotendinösen Dysbalancen in athletischen Populationen (Charcharis et al., 2019; Karamanidis & Epro, 2020; Mersmann et al., 2016; Pentidis et al., 2021).



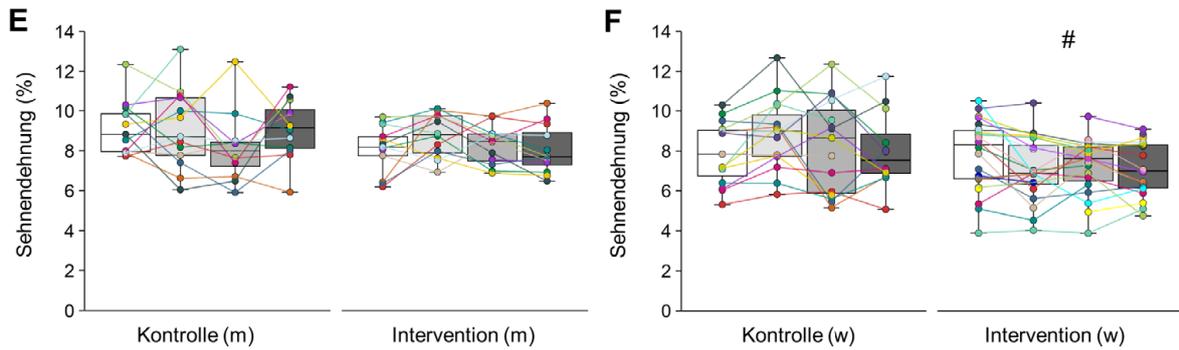


Abbildung 1: (A) Maximales Knieextensionsmoment der Jungen und (B) Mädchen, (C) normierte Patellarsehnensteifigkeit der Jungen und (D) Mädchen sowie maximale Patellarsehnendehnung der (E) Jungen und (F) Mädchen für die Kontroll- und Interventionsgruppen über die vier Messzeitpunkte (M1–4). Die gegebenen experimentellen Daten sind in Boxplots und die individuellen Daten farbige dargestellt. * Signifikante Baseline Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe, † signifikante Zeit-Gruppen-Interaktion, # signifikante Veränderungen über die Zeit in der Interventionsgruppe ($p < 0.05$).

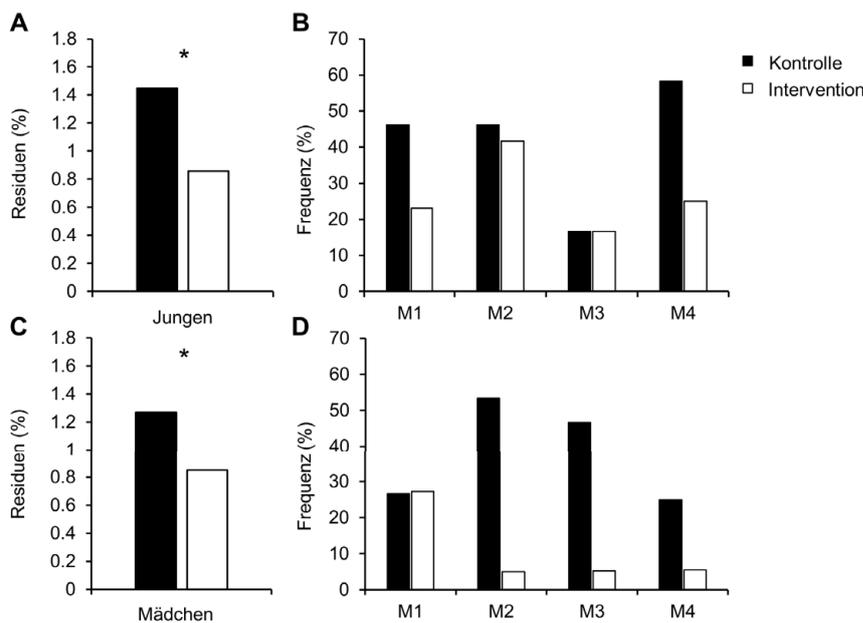


Abbildung 2: (A) Geschätzte Standardabweichung der Residuen der maximalen Patellarsehnendehnung aus dem gemischt linearen Modell als Maß der Fluktuationen für Jungen und (C) für Mädchen und Frequenz der (B) männlichen und (D) weiblichen Athlet:innen mit erhöhter maximaler Sehnendehnung ($\geq 9\%$) an den vier Messzeitpunkten (M1–M4) für die Kontrollgruppen (schwarz) und Interventionsgruppen (weiß). * Signifikante Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe ($p < 0,05$).

Mit dem individualisierten Trainingsansatz konnten wir in den Interventionsgruppen erstmalig eine nachweisliche Reduktion dieser starken Fluktuationen bewirken, was auf eine ausgewogenere Anpassung zwischen Muskel und Sehne zurückzuführen ist. Der positive Effekt des individualisierten Trainings auf die Reduktion der Dysbalancen zwischen Muskelkraft und Sehnensteifigkeit zeigte sich dabei in ähnlichem Maße bei Jungen und Mädchen, was verdeutlicht, dass der Trainingsansatz als eine geschlechtsunabhängige Maßnahme im Leistungssport geeignet ist. Zusätzlich deckt sich die geringere Häufigkeit von stark erhöhten Sehnendehnungen ($\geq 9\%$) mit den Ergebnissen früherer Studien unserer Gruppe, in denen ein nicht individualisiertes Sehnenstraining mit jugendlichen Athlet:innen zu einer Reduktion von erhöhten Dehnungswerten der Patellarsehne führte

(Mersmann et al., 2021) impairments of micromorphology and pain in adolescent basketball players (male, 13–15 years. In Hinblick auf das gesteigerte Verletzungsrisiko, welches mit stark erhöhten Sehnendehnungen ($\geq 9\%$) assoziiert ist (Mersmann et al., 2023), und der steigenden Prävalenz von Tendinopathien im Jugendalter (Simpson et al., 2016), deuten die aktuellen Befunde darauf hin, dass dieser individualisierte Trainingsansatz zur Prävention von Überlastungsbeschwerden der Sehne beitragen könnte.

In den Interventionsgruppen fanden wir neben einer Zunahme der Muskelkraft um durchschnittlich 26 % bei den Jungen und 24 % bei den Mädchen eine Zunahme der Steifigkeit um 28 %, beziehungsweise 29 %. In vitro Befunde deuten darauf hin, dass sowohl eine Über- als auch eine Unterstimulation der Sehne katabole Prozesse im Sehngewebe hervorrufen kann und dass nur in einem begrenzter Dehnungsbereich dazwischen (d. h. ein „Sweet Spot“ der Sehnendehnung) überwiegend anabole Prozesse in der Sehne ausgelöst werden (Docking & Cook, 2019; Wang et al., 2013). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sowie Befunde früherer systematischer Studien zeigen, dass in vivo ein Bereich von 4,5 % bis 6,5 % Sehnendehnung geeignet ist, Anpassungen der Sehnensteifigkeit zu bewirken (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014). Darüber hinaus zeigen unsere Ergebnisse, dass dies auch bei hochtrainierten jugendlichen Athlet:innen ein effektiver Ansatz ist. Demnach hatte die Intervention einen positiven Effekt auf die Anpassung von Muskel und Sehne im Allgemeinen, während gleichzeitig auf individueller Ebene muskulotendinöse Dysbalancen und Fluktuationen der Sehnendehnung reduziert wurden.

In der männlichen, jedoch nicht in der weiblichen Interventionsgruppe fanden wir zudem einen positiven Zusammenhang zwischen der Sehnendehnung zu Beginn der Studie und relativen Veränderungen der Sehnensteifigkeit. Dies deutet zusammen mit der reduzierten Häufigkeit von stark erhöhten Dehnungen in beiden Interventionsgruppen darauf hin, dass insbesondere Individuen mit ausgeprägten Muskel-Sehnen Dysbalancen von der Trainingsintervention profitieren konnten.

Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Trainingsintervention sowohl bei männlichen als auch weiblichen jugendlichen Athlet:innen zu einer ausgewogeneren Anpassung von Muskel und Sehne geführt und muskulotendinöse Dysbalancen reduziert hat. Gerade in leistungssportlichen Disziplinen mit einer hohen Prävalenz von Sehnenbeschwerden könnte eine regelmäßige Untersuchung der Muskel- und Sehneneigenschaften dabei helfen, Athlet:innen mit einem erhöhten Verletzungsrisiko zu identifizieren und individuell angepasste Übungen für die Anpassung der Sehne zu verschreiben. Aufgrund der ausgeprägten individuellen Unterschiede in der maximalen Sehnendehnung während maximaler Kontraktionen variierte die resultierende relative Trainingslast zum Erreichen der angestrebten Dehnungsmagnitude von 5,5 % im Training stark (47 % bis 90 % der Maximalkraft). Diese hohe individuelle Variabilität verdeutlicht, dass die Regulierung eines Sehnentrainings allein anhand der Maximalkraft möglicherweise weniger effektiv ist, um einen angemessenen Reiz für die Sehnenanpassung zu setzen. Daher eröffnet der hier evaluierte innovative Ansatz der Belastungssteuerung im Sehnentraining neue Möglichkeiten für das gezielte Training von Sehnen, insbesondere in Gruppen mit einer hohen Prävalenz muskulotendinöser Dysbalancen.

Literatur

- [1] Arampatzis, A., Karamanidis, K., & Albracht, K. (2007). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *Journal of Experimental Biology*, 210(15), 2743–2753. <https://doi.org/10.1242/jeb.003814>
- [2] Arampatzis, A., Mersmann, F., & Bohm, S. (2020). Individualized Muscle-Tendon Assessment and Training. *Frontiers in Physiology*, 11(June), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00723>

-
- [3] Bohm, S., Mersmann, F., Santuz, A., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021). Muscle-specific economy of force generation and efficiency of work production during human running. *ELife*, 10, e67182. <https://doi.org/10.7554/eLife.67182>
- [4] Bohm, S., Mersmann, F., Tettke, M., Kraft, M., & Arampatzis, A. (2014). Human Achilles tendon plasticity in response to cyclic strain: Effect of rate and duration. *Journal of Experimental Biology*, 217(22), 4010–4017. <https://doi.org/10.1242/jeb.112268>
- [5] Charcharis, G., Mersmann, F., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2019). Morphological and Mechanical Properties of the Quadriceps Femoris Muscle-Tendon Unit From Adolescence to Adulthood: Effects of Age and Athletic Training. *Frontiers in Physiology*, 10(August), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01082>
- [6] Docking, S. I., & Cook, J. (2019). How do tendons adapt? Going beyond tissue responses to understand positive adaptation and pathology development: A narrative review. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 19(3), 300–310.
- [7] Domroes, T., Weidlich, K., Bohm, S., Arampatzis, A., & Mersmann, F. (2023). Effect of sex on muscle-tendon imbalances and micromorphology in adolescent athletes – a longitudinal consideration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* (accepted). <https://doi.org/10.1111/sms.14483>
- [8] Holt, N. C., & Mayfield, D. L. (2023). Muscle-tendon unit design and tuning for power enhancement, power attenuation, and reduction of metabolic cost. *Journal of Biomechanics*, 153, 111585. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111585>
- [9] Karamanidis, K., & Epro, G. (2020). Monitoring Muscle-Tendon Adaptation Over Several Years of Athletic Training and Competition in Elite Track and Field Jumpers. *Frontiers in Physiology*, 11(December), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.607544>
- [10] LaCroix, A. S., Duenwald-Kuehl, S. E., Lakes, R. S., & Vanderby, R. (2013). Relationship between tendon stiffness and failure: A metaanalysis. *Journal of Applied Physiology*, 115(1), 43–51. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01449.2012>
- [11] Lian, Ø. B., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: A cross-sectional study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 561–567. <https://doi.org/10.1177/0363546504270454>
- [12] Mersmann, F., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2017). Imbalances in the development of muscle and tendon as risk factor for tendinopathies in youth athletes: A review of current evidence and concepts of prevention. *Frontiers in Physiology*, 8(DEC), 1–18. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00987>
- [13] Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Marzilger, R., & Arampatzis, A. (2016). Athletic training affects the uniformity of muscle and tendon adaptation during adolescence. *Journal of Applied Physiology*, 121(4), 893–899. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00493.2016>
- [14] Mersmann, F., Domroes, T., Pentidis, N., Tsai, M. S., Bohm, S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2021). Prevention of strain-induced impairments of patellar tendon micromorphology in adolescent athletes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 31(8), 1708–1718. <https://doi.org/10.1111/sms.13979>
- [15] Mersmann, F., Domroes, T., Tsai, M. S., Pentidis, N., Schroll, A., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2023). Longitudinal Evidence for High-Level Patellar Tendon Strain as a Risk Factor for Tendinopathy in Adolescent Athletes. *Sports Medicine – Open*, 9(80), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00627-y>
- [16] Mersmann, F., Pentidis, N., Tsai, M. S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2019). Patellar tendon strain associates to tendon structural abnormalities in adolescent athletes. *Frontiers in Physiology*, 10(JUL), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00963>
- [17] Pentidis, N., Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Giannakou, E., Aggelousis, N., & Arampatzis, A. (2021). Development of Muscle–Tendon Adaptation in Preadolescent Gymnasts and Untrained Peers: A 12-Month Longitudinal Study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53(12), 2565–2576. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002742>
- [18] Roberts, T. J., & Azizi, E. (2011). Flexible mechanisms: The diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *Journal of Experimental Biology*, 214(3), 353–361. <https://doi.org/10.1242/jeb.038588>

- [19] Simpson, M., Rio, E., & Cook, J. (2016). At What Age Do Children and Adolescents Develop Lower Limb Tendon Pathology or Tendinopathy? A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(4), 545–557. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0438-0>
- [20] Wang, T., Lin, Z., Day, R. E., Gardiner, B., Landao-Bassonga, E., Rubenson, J., Kirk, T. B., Smith, D. W., Lloyd, D. G., Hardisty, G., Wang, A., Zheng, Q., & Zheng, M. H. (2013). Programmable mechanical stimulation influences tendon homeostasis in a bioreactor system. *Biotechnology and Bioengineering*, 110(5), 1495–1507. <https://doi.org/10.1002/bit.24809>
- [21] Weidlich, K., Mersmann, F., Domroes, T., Schroll, A., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2023). Quantification of patellar tendon strain and opportunities for personalized tendon loading during back squats. *Scientific Reports*, 13(1), 8661. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-35441-9>

Einfluss des Alters auf die Kniegelenkbiomechanik bei weiblichen Nachwuchseleistungsfußballerinnen – eine querschnittliche Datenerhebung bei U-Nationalmannschaften

Clara Ebner¹, Jakob Ketterer¹, Urs Granacher¹, Albert Gollhofer¹, Thomas Hauser², Dominic Gehring¹

¹Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, ²Deutscher Fußballbund (DFB)

Einleitung

Laut Statistiken des Deutschen Fußballbundes (DFB) waren 2022 über 1,1 Millionen Frauen und Mädchen in deutschen Fußballvereinen gemeldet (Deutscher Fußballbund, 2022). Das sind rund 50.000 mehr als noch vor zehn Jahren, was dem international steigenden Trend entspricht (Deutscher Fußballbund, 2012; Horan et al., 2023). Fußball ist eine hochdynamische Sportart mit einem vielfältigen Anforderungsprofil aus Sprints sowie plötzliche Abbrems- und Richtungswechselbewegungen, weshalb Verletzungen der unteren Extremität häufig sind (Crossley et al., 2020; Horan et al., 2023). Mit zunehmender Partizipation der Frauen und Mädchen am Fußballsport steigt die Gesamtzahl der Trainings- und Spielstunden und damit einhergehend die Verletzungswahrscheinlichkeit. Da Fußball eine hochdynamische Sportart mit einem vielfältigen Anforderungsprofil, darunter Sprints sowie plötzliche Abbrems- und Richtungswechselbewegungen, darstellt, sind Verletzungen der unteren Extremität sehr häufig (Crossley et al., 2020; Horan et al., 2023). Weibliche Spielerinnen, insbesondere im Alter von 15 bis 19 Jahre, sind, im Vergleich zu männlichen Spielern, aufgrund anatomischer, biomechanischer, neuromuskulärer und hormoneller Faktoren vor allem einem höheren Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbandes (VKB) ausgesetzt (Alentorn-Geli et al., 2009; Crossley et al., 2020; Horan et al., 2023; Nasserri et al., 2021; Westbrook et al., 2020). VKB-Verletzungen betreffen weibliche Spielerinnen mit einer Inzidenz von 2,0 Fällen pro 10.000 Athletinnenstunden mindestens 2-mal häufiger als männliche Fußballspieler (Montalvo et al., 2019). In Anbetracht der meist langfristigen Folgen von VKB-Verletzungen für die Gesundheit (z. B. Kniearthrose, Rerupturen), die sportliche Karriere der Spielerinnen sowie die mit der Behandlung verbundenen Kosten, besitzt die Frage nach präventiven Ansätzen besondere Relevanz (Alentorn-Geli et al., 2009; Horan et al., 2023).

Individualisierte Trainingsinterventionen bedürfen eines Risiko-Screenings, das besonders vulnerable Spielerinnen, z. B. auf Grundlage biomechanischer Parameter, identifiziert. Hierbei sind hohe Knieabduktionswinkel und -momente sowie eine geringe Knieflexion bei Landungen und Richtungswechselbewegungen biomechanische Kenngrößen, die mit einem erhöhten Risiko für VKB-Verletzungen assoziiert sind und verstärkt bei jungen, weiblichen Spielerinnen festgestellt wurden (DiCesare et al., 2019; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2019; Hewett et al., 2004; Montalvo et al., 2019). In der Vergangenheit wurden sie vor allem anhand einfacher Sprungtests (z. B. Drop-Jumps, laterale Sprünge) ermittelt (DiCesare et al., 2019; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2019; Hewett et al., 2004; Westbrook et al., 2020).

Der Einfluss des Alters bzw. Reifegrades weiblicher Athletinnen auf ihre Biomechanik bei dynamischen Bewegungen wurde bislang nur anhand relativ heterogener Stichproben untersucht (DiCesare et al., 2019; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2019; Hewett et al., 2004; Nasserri et al., 2021; Westbrook et al., 2020). Im Speziellen liegen keine dezidierten Informationen über die Sprungbiomechanik bei Spitzen-Nachwuchsfußballerinnen vor. Das primäre Ziel dieser Studie war es daher, einen biomechanischen Datensatz anhand einer Stichprobe von Nachwuchseleistungsfußballerinnen auf dem höchsten nationalen Spielniveau zu generieren und den Einfluss des Alters, bzw. der Zugehörigkeit zu einer U-Mannschaft, auf VKB-verletzungsassoziierte Parameter zu untersuchen.

Methoden

Zu diesem Zweck wurden in einem Querschnittsdesign biomechanische Daten von 177 Spielerinnen der deutschen U15- bis U19-Fußballnationalmannschaften im Rahmen der sog. Performance Days des DFB erhoben. Für die Messungen wurden ausschließlich gesunde Spielerinnen ohne akute muskuloskeletale Verletzungen durch ärztliches Personal freigegeben. Die Kniegelenkwinkel und -momente sowie Oberkörperbewegungen der Probandinnen wurden mithilfe einer 3D-Bewegungsanalyse und zweier Kraftmessplatten bei uni- und bilateralen Drop-Jumps aus 20 cm bzw. 30 cm Fallhöhe ermittelt. Der Reaktivkraftindex (RKI; Sprunghöhe/Bodenkontaktzeit), als leistungsassoziierte Variable wurde ergänzend ausgewertet.

Für die Datenanalyse wurden die Probandinnen anhand ihrer Zugehörigkeit zu den jeweiligen U-Mannschaften differenziert und die Gelenkmomente anhand der Körpermasse normalisiert. In der folgenden Ergebnisdarstellung indizieren positive Werte eine Knieabduktion bzw. ein externes Knieabduktionsmoment. Um potenzielle Mittelwertsunterschiede zwischen den U-Mannschaften inferenzstatistisch zu überprüfen, wurden mixed ANOVAs (bilaterale Drop-Jumps) bzw. one-way ANOVAs (unilaterale Drop-Jumps) gerechnet. In den mixed ANOVAs wurden die Faktoren *U-Mannschaft* und *Bein* aufgenommen, letzterer, um auch für bilaterale Drop-Jumps die Biomechanik beider Beine zu berücksichtigen.

Ergebnisse

Die Stichprobe der insgesamt 177 Fußballspielerinnen setzte sich aus $n = 48$ Spielerinnen in der U15 ($166,1 \pm 7,1$ cm; $54,5 \pm 6,9$ kg), $n = 52$ in der U16 ($167,1 \pm 6,2$ cm; $58,0 \pm 5,5$ kg), $n = 40$ in der U17 ($169,9 \pm 5,9$ cm; $61,1 \pm 6,6$ kg) und $n = 37$ in der U19 ($169,3 \pm 5,5$ cm; $60,5 \pm 4,9$ kg) zusammen. Während der Tests traten keine Verletzungen.

Eine mixed ANOVA zeigte für bilaterale Drop-Jumps einen Haupteffekt des Faktors *U-Mannschaft* für die verletzungsassoziierten abhängigen Variablen Knieabduktionswinkel (KAW) ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,087$) und Knieabduktionsmoment (KAM) ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,15$), mit mittleren (KAW) bzw. starken (KAM) Effekten. Post-hoc Analysen ermittelten signifikante Mittelwertsunterschiede primär im Vergleich der U19 mit den anderen U-Mannschaften, wobei die U19 durchweg höhere KAW (rechts: $-1,5 \pm 6,9$ °; links: $3,0 \pm 6,9$ °) und KAM (rechts: $0,11 \pm 0,11$ Nm/kg; links: $0,14 \pm 0,08$ Nm/kg) aufwies. Für die leistungsassoziierte Variable RKI zeigte sich ebenfalls ein Haupteffekt des Zwischengruppenfaktors *U-Mannschaft* ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,17$) mit signifikanten Unterschieden zwischen den Mannschaften U15/U16 (beide $1,4 \pm 0,3$ m/s) vs. U17/U19 ($1,6 \pm 0,3$ m/s bzw. $1,7 \pm 0,3$ m/s).

Analog dazu ergaben die inferenzstatistischen Analysen der unilateralen Drop-Jumps signifikante Gruppenunterschiede für die Variablen KAA ($p < 0,01$; rechts: $\eta_p^2 = 0,13$; links: $\eta_p^2 = 0,12$) und KAM (rechts: $p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,07$; links: $p = 0,02$; $\eta_p^2 = 0,06$), mit den jeweils höchsten Winkeln (rechts: $0,5 \pm 5,5$ °; links: $2,6 \pm 4,9$ °) und Momenten (rechts: $0,12 \pm 0,06$ Nm/kg; links: $0,12 \pm 0,04$ Nm/kg) in der U19. Eine bessere Leistung, im Sinne eines größeren RSI, zeigten die U17/U19 Spielerinnen im Vergleich zu jenen der U15/U16 ($p < 0,01$; rechts: $\eta_p^2 = 0,11$; links: $\eta_p^2 = 0,14$).

Diskussion

Angesichts der Häufigkeit und Schwere von VKB-Verletzungen im Fußball ist das Interesse für präventive Maßnahmen auf Grundlage eines individualisierten Risikoscreenings sowohl im sportwissenschaftlichen als auch sportpraktischen Kontext ungebrochen. Da Athletinnen im puberalen und postpuberalen Alter besonders anfällig für VKB-Verletzungen sind, bestand das Forschungsanliegen dieser Arbeit darin, anhand einer homogenen Stichprobe weiblicher Fußballerinnen Aufschluss über etwaige altersabhängige Unterschiede hinsicht-

lich biomechanischer Parameter bei etablierten Sprungtests zu geben. Darüber hinaus zeichnet sich die Stichprobe durch das hohe sportliche Leistungsniveau der Spielerinnen auf Nationalebene aus.

Die inferenzstatistischen Analysen ergaben, sowohl für bi- als auch unilaterale Drop-Jumps, signifikant höhere Knieabduktionswinkel und -momente in der U19 im Vergleich zu den anderen Teams. Da diese Parameter in diversen prospektiven Studien als Surrogate für das VKB-Verletzungsrisiko identifiziert wurden, ist für das U19-Team zunächst von einer höheren Belastung der Bandstruktur auszugehen (Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett et al., 2005). Gleichzeitig weisen Spielerinnen der U17 und U19 durchschnittlich einen höheren RSI auf, woraus sich schließen lässt, dass sich die verletzungs- und leistungsassoziierten Parameter gegenläufig entwickeln. Auf Grundlage der vorliegenden Studie zeichnen sich Spielerinnen der U17 demnach durch ein günstiges Verhältnis verletzungs- und leistungsassoziierten Variablen aus, wohingegen in der U19 der Fokus auf verletzungspräventive Trainingsansätze verstärkt werden sollte.

Die negative Entwicklung biomechanischer VKB-verletzungsassoziierten Parameter mit zunehmendem biologischem Reifegrad der Athletinnen wurde bereits in anderen empirischen Arbeiten mit vergleichbaren Testbedingungen festgestellt (DiCesare et al., 2019; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2019; Hewett et al., 2004; Westbrook et al., 2020). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind mit Vorarbeiten jedoch nur bedingt vergleichbar, da aufgrund des Alters der Spielerinnen und nur marginaler Unterschiede in der Körpergröße zwischen den Teams davon auszugehen ist, dass sie sich zum Zeitpunkt der Messung bereits alle im postpuberalen Stadium befanden. Gruppenunterschiede in den abhängigen Variablen sind daher weniger auf das Spielerinnenalter bzw. natürliche Reifungsprozesse, sondern vermutlich auf die spezifische Trainingspraxis der jeweiligen Altersgruppe zurückzuführen. Eine Erklärung für den sprunghaften Anstieg der Performanz der U17/U19 könnte außerdem ein Selektionseffekt sein, der mit der zunehmenden Professionalisierung des Sports in diesem Alter einhergeht. Für die Interpretation der Ergebnisse muss darüber hinaus beachtet werden, dass es sich hier um eine querschnittliche, Innersubjektanalyse handelt und daher keine Aussage über die intraindividuelle Entwicklung der abhängigen Variablen getroffen werden kann. Zu berücksichtigen ist ebenfalls, dass die Kategorisierung der Spielerinnen anhand der Zugehörigkeit zur U-Mannschaft erfolgte und nicht anhand des kalendarischen oder biologischen Alters.

Schlussfolgerung

Das Novum der vorliegenden Studie besteht darin, dass mithilfe einer weiblichen und, hinsichtlich der Sportart und des Leistungsniveaus, homogenen Stichprobe ein altersabhängiger Vergleich biomechanischer Parameter bei Sprungtests gezogen werden konnte. Dies ermöglicht einerseits die Einordnung biomechanischer Ergebnisse zukünftiger Messungen und gibt andererseits Hinweise für individualisierte und altersspezifische Trainingsmaßnahmen zur VKB-Verletzungsprävention.

Literatur

- [1] Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705–729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- [2] Crossley, K. M., Patterson, B. E., Culvenor, A. G., Bruder, A. M., Mosler, A. B., & Mentiplay, B. F. (2020). Making football safer for women: A systematic review and meta-analysis of injury prevention programmes in 11 773 female football (soccer) players. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1089–1098. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101587>

-
- [3] DiCesare, C. A., Montalvo, A., Barber Foss, K. D., Thomas, S. M., Ford, K. R., Hewett, T. E., Jayanthi, N. A., Stracciolini, A., Bell, D. R., & Myer, G. D. (2019). Lower Extremity Biomechanics Are Altered Across Maturation in Sport-Specialized Female Adolescent Athletes. *Frontiers in Pediatrics*, 7, 268. <https://doi.org/10.3389/fped.2019.00268>
- [4] Deutscher Fußballbund. (2012). Mitglieder-Statistik 2012. Abgerufen von https://www.dfb.de/fileadmin/_dfbdam/25663-DFB-Mitglieder-Statistik-2012.pdf
- [5] Deutscher Fußballbund. (2022). Mitglieder-Statistik 2022. Abgerufen von https://www.dfb.de/fileadmin/_dfbdam/274521-DFB_Mitgliederstatistik_2022.pdf
- [6] Fort-Vanmeerhaeghe, A., Benet, A., Mirada, S., Montalvo, A. M., & Myer, G. D. (2019). Sex and Maturation Differences in Performance of Functional Jumping and Landing Deficits in Youth Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(6), 606–613. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0292>
- [7] Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in Neuromuscular Control About the Knee with Maturation in Female Athletes: The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 86(8), 1601–1608. <https://doi.org/10.2106/00004623-200408000-00001>
- [8] Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & 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. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- [9] Horan, D., Büttner, F., Blake, C., Hägglund, M., Kelly, S., & Delahunt, E. (2023). Injury incidence rates in women's football: A systematic review and meta-analysis of prospective injury surveillance studies. *British Journal of Sports Medicine*, 57(8), 471–480. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105177>
- [10] Montalvo, A. M., Schneider, D. K., Silva, P. L., Yut, L., Webster, K. E., Riley, M. A., Kiefer, A. W., Doherty-Restrepo, J. L., & Myer, G. D. (2019). „What's my risk of sustaining an ACL injury while playing football (soccer)?“ A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 53(21), 1333–1340. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097261>
- [11] Nasser, A., Lloyd, D. G., Minahan, C., Sayer, T. A., Paterson, K., Vertullo, C. J., Bryant, A. L., & Saxby, D. J. (2021). Effects of Pubertal Maturation on ACL Forces During a Landing Task in Females. *The American Journal of Sports Medicine*, 49(12), 3322–3334. <https://doi.org/10.1177/03635465211038332>
- [12] Westbrook, A. E., Taylor, J. B., Nguyen, A.-D., Paterno, M. V., & Ford, K. R. (2020). Effects of maturation on knee biomechanics during cutting and landing in young female soccer players. *PLOS ONE*, 15(5), e0233701. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233701>

Session G

Modellierung



Comparison of PCA and ICA algorithms in their capability of separating different technique elements in alpine skiing movement data

Daniel Debertin, Anna Wargel, Peter Federolf

University of Innsbruck, Department of Sport Science, Austria

Introduction

Many sport disciplines require distinct whole-body movement actions and coordination for an effective and purposeful execution. The underlying mechanisms, which are often referred to as the *technique*, are difficult to describe and to approach scientifically. However, the interaction and reflection of one's own technique is a crucial part for beginners to learn and for advanced to improve specific skills in their sport. This is particularly the case for alpine skiing, which unconventionally is dominated by propulsion through gravitational forces and a gliding ski-snow interface (LeMaster, 2010). Over the years, the developments in skiing technique and its elements (e. g. forward or backward leaning) have been captured in national curricula by experts demonstrating them visually or explaining them in written form (Österreichischer Skischulverband, 2015). To further access the elemental features, a translation into quantifiable measures might be beneficial. In the literature, this is often addressed by discrete kinematic variables (e. g. COM trajectories, joint angles or ground reaction forces), which are again difficult to interpret. Federolf et al. (2014) and Debertin et al. (2022) already showed the applicability of principal component analysis (PCA) for skiing technique evaluation, since it reveals principal movements, which can directly be associated with the elements described in the curricula. Besides, independent component analysis (ICA) has also been used to discriminate movement patterns (von Tscharnner et al., 2013) and might be applicable for technique evaluations as well.

The aim of the present study is to compare the capability of different algorithms and concepts to receive an optimized, interpretable and clearly separable set of variables in the shape of isolated principal (PC) and independent components (IC) to facilitate the access of technique elements in alpine skiing.

Methods

In total 7 women and 16 men ($M = 27.9$ years, $SD = 7.4$) were included in the analyses. The trial data were taken from former studies (Debertin et al., 2022) and a currently ongoing follow-up project. In all cases, subjects were licensed skiing experts (national or regional instructors) and their 3D skiing movements were captured by an inertial measurement unit system (XsensTM, Enschede, Netherlands) at 240Hz, resulting in position data of 23 segments. Skiers were tasked with skiing pronounced forms of four pre-defined technique elements according to skiing curricula descriptions based on parallel (skidded) turns (Figure 1):

- Horizontal movement: Forward vs. backward leaning.
- Vertical movement: Pronounced vs. little up and down movement.
- Sidewise movement: Inward leaning into the turn vs. hip flexion out of the turn.
- Upper body rotation: Rotation towards vs. against turn direction.

Trial data was segmented into four consecutive turns, concatenated for both extremes of each technique element, and further transformed into a body-fixed coordinate system, serving as input for the subsequent analyses. Three evaluation methods were conducted for each of the four input matrices (no. frames x 69) separately:

- A (max-variance) PCA algorithm in line with Federolf et al. (2016) and Debertin et al. (2022), which extracts orthogonal vectors in the directions of greatest variance within the highly dimensional data set. Since

each input matrix consisted of two contrary movement executions, the underlying technique element induced large variance and therefore influenced the resulting PC vectors.

- A max-kurtosis ICA algorithm as described by Hyvärinen & Oja (2000), which reveals the statistically independent (orthogonal) vectors in the directions of maximum kurtosis. As the vectors might then point in the direction of each contrary movement, the difference vector between the first two IC vectors was taken to discriminate the movement features.
- A logistic infomax ICA algorithm from the open source Matlab toolbox EEGLab, which iteratively minimizes mutual information to maximize statistical independence and to achieve non-orthogonal IC vectors (Delorme & Makeig, 2004). Usually, the first ICA base vector allows the separation of the two input conditions (von Tschärner et al., 2013), in our case, the opposite movement features of the respective technique element.

Differences in the waveform shapes of the resulting projection of the trial data onto the component vectors were analysed by the statistical parametric mapping (SPM) approach (Pataky et al., 2013) for two-tailed paired t-tests and threshold of statistical significance $\alpha = 0.05$.

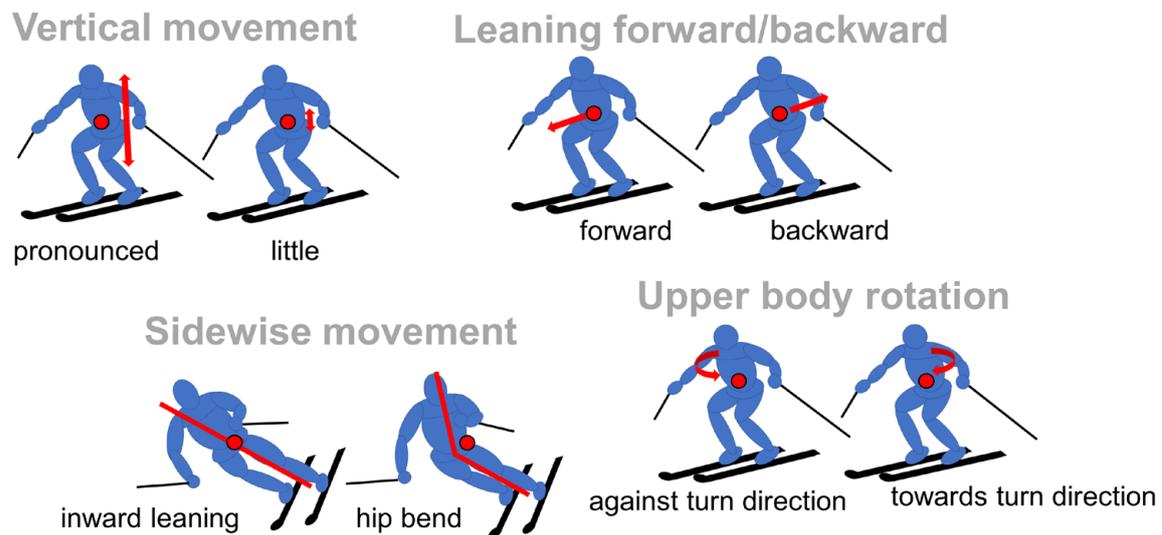


Figure 1: Skiing technique elements and their extreme forms as demonstrated by highly experienced ski instructors. One element is usually characterized by two contrary extreme forms, i. e. varying the movement in its direction or amplitude.

Results

As can be seen from Figure 2, all three algorithms are clearly able to define a quantifiable measure by its first component to separate forward and backward leaning over the whole trial. They further lead to similar results for vertical movement variations, where time phases of pronounced up and down movement can be distinguished within the turn and during turn change (approximately 60% of the cycle). Sidewise movement and upper body rotation forms are separable by the respective scores within the turn (80% of the cycle) to the best extent for PCA and kurtosis ICA, whereas the infomax ICA algorithm shows more overlapping in the first component, particularly for the right turn phase of inward leaning and hip flexion. Stick figure animations of the PCA results (original movement projected onto the PC vector and transformed back into the initial marker coordinate system) also demonstrated, that the measures are a direct representation of the underlying technique element.

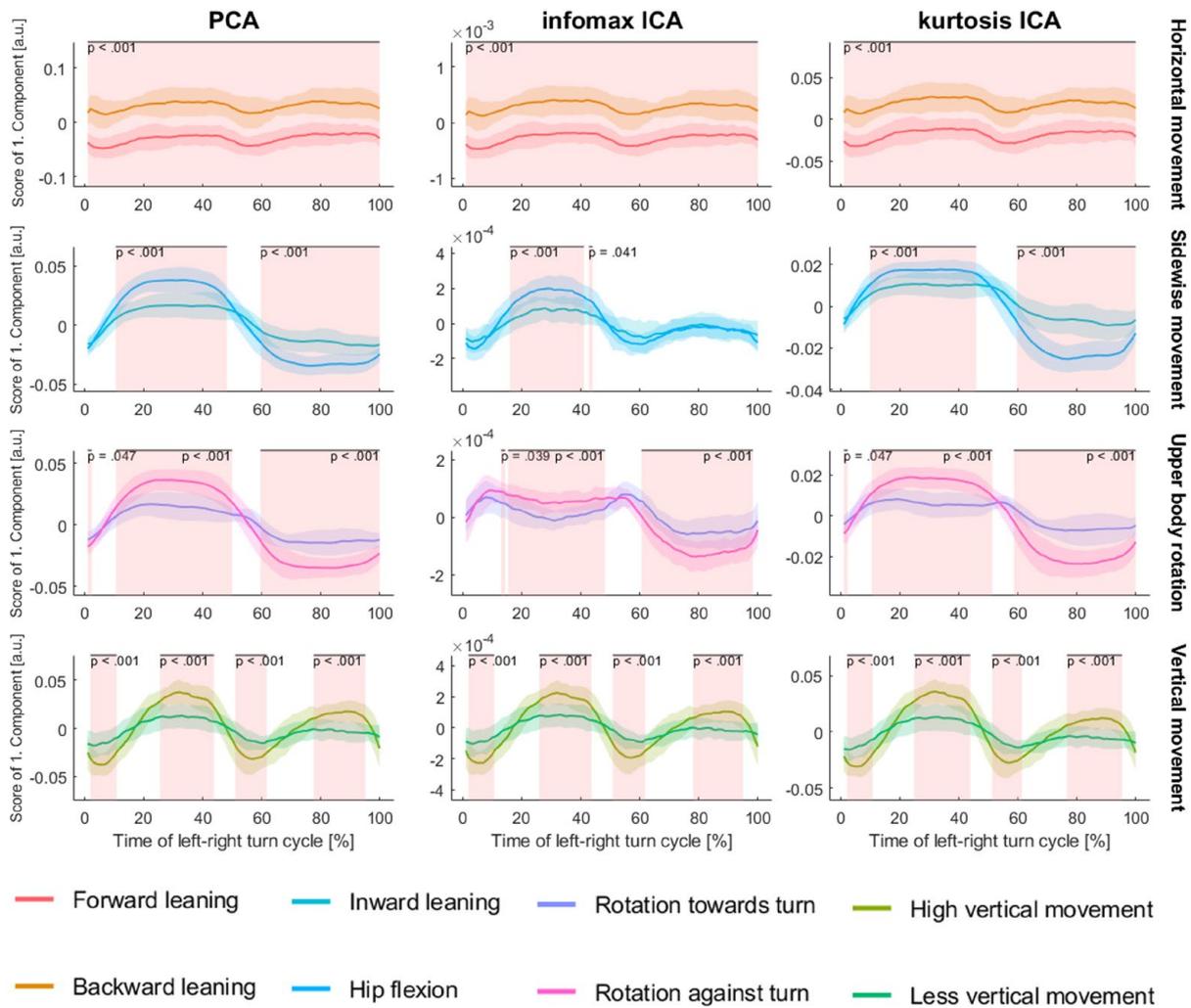


Figure 2: Mean and standard deviation scores of the first component of one full left-right turn cycle for all subjects from the three different algorithms (PCA, infomax ICA, kurtosis ICA). The four different technique elements (horizontal, vertical, sidewise movement and upper body rotation) with their respective forms (forward/backward leaning, high/less vertical movement, inward leaning/hip flexion, rotation towards/against turn) are displayed in the four rows. Trajectories are time normalized to 100 % per cycle. Times of statistically significant differences are single-color filled.

Discussion

As the results suggest, only slight differences between the algorithm outcomes were observed in the four analyzed technique elements. On the one hand, this is due to the compound input matrix, where the instructions to the skiers' induced variances, which then guided the PCA to the wanted directions (Debertin et al., 2022). On the other hand, it can be seen as a proof-of-concept and validation that the different approaches produced similar measures to separate distinct technique elements. It should be noted, that instead of pre-selecting discrete kinematic variables, all three presented pattern recognition methods used all of the information within the data set (von Tscherner et al., 2013). Particularly in the case of addressing differences between contrary technique element forms, the outlined vector transformations, which decompose and extract the skiing experts' performances into interpretable variables, are in the authors' opinion a convenient way of gaining comparable and classifiable insights into complex, whole-body techniques. PCA offers the advantage that the resulting orthonormal base allows analyses of the underlying movements by stick figure animations of the PC projections

(Federolf et al., 2016). However, manual and visual cross-examination is still needed and the wanted movement feature might affect different components or might be found in higher-order components. In contrast, the ICA algorithms should generally separate the highly dimensional dataset automatized within the first component. Selection of the best algorithm might depend on the movement or technique elements of interest, especially for non-linear movement features (e. g. upper body rotations, or hip flexion).

Conclusions

Although PCA and ICA differ from their mathematical backgrounds and purposes, leading to components of maximum variance vs. maximal statistical independence, each method, at least in the presented application case and manner, is well-suited to discriminate technique patterns in alpine skiing. The visualization capabilities of the PCA outperform the automatization aspects of ICA. Further research might also focus on integration of machine learning algorithms and training data to support the separation process and to allow transferability to other technical sport.

References

- [1] LeMaster, R. (2010). *Ultimate skiing – Master the techniques of great skiing*. Champaign IL: Human Kinetics.
- [2] Österreichischer Skischulverband (2015). *Snowsport Austria: Die österreichische Skischule*. Purkersdorf: Brüder Hollinek.
- [3] Federolf, P., Reid, R., Gilgien, M., Haugen, P., & Smith, G. (2014). The application of principal component analysis to quantify technique in sports. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(3), 491–499. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01455.x>
- [4] Debertin, D., Wachholz, F., Mikut, R., & Federolf, P. (2022). Quantitative downhill skiing technique analysis according to ski instruction curricula: A proof-of-concept study applying principal component analysis on wearable sensor data. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1003619>
- [5] von Tscherner, V., Enders, H., & Maurer, C. (2013). Subspace identification and classification of healthy human gait. *PLoS one*, 8(7), e65063. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0065063>
- [6] Federolf, P. A. (2016). A novel approach to study human posture control: “Principal movements” obtained from a principal component analysis of kinematic marker data. *Journal of biomechanics*, 49(3), 364–370. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.030>
- [7] Hyvärinen, A., & Oja, E. (2000). Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural networks*, 13(4–5), 411–430. [https://doi.org/10.1016/S0893-6080\(00\)00026-5](https://doi.org/10.1016/S0893-6080(00)00026-5)
- [8] Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
- [9] Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of biomechanics*, 46(14), 2394–2401. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031>

“Houston, I dropped my hammer!” – How to lift objects on Mars – OpenSim simulations of extravehicular activities based on terrestrial experimental data

Benjamin Reimeir^{1,2,4}, Tassilo Berghamer^{1,2}, Peter Federolf², Robert Eberle³, Gernot Grömer⁴, Robert Weidner^{1,5}

¹Department of Mechatronics, University of Innsbruck, Austria; ²Department of Sport Science, University of Innsbruck, Austria; ³Department of Basic Sciences in Engineering Sciences, University of Innsbruck, Austria; ⁴Austrian Space Forum;

⁵Laboratory for Manufacturing Technology, Helmut-Schmidt-University Hamburg, Germany

Introduction

Several ambitious space agency-led Human spaceflight programs beyond Earth orbit are foreseen in the next decades (Mallapaty, 2020, p. 671). One of the long-term goals is to install a permanently crewed station on the Moon and on Mars (Creech et al., 2022). Operations of orbital space stations directed space physiology research towards the thorough investigation of prolonged exposure to microgravity and its effects on the musculoskeletal and cardiovascular system as well as on the brain (Baran et al., 2022; Heather R. McGregor et al., 2022; Lawley & Levine, 2020). However, alongside with the new goals comes a set of unprecedented challenges for the astronauts and space physiology. Blueprints for the exploration cascade of other celestial bodies project frequent and high-workload extravehicular activities (EVAs) for a variety of tasks (Crawford, 2012; Groemer & Ozdemir, 2020). EVAs are encompassed by physiological, cognitive, and coordinative challenges for the respective astronauts (Kobrick et al., 2020). Altered biomechanics and motor control under hypogravity during surface exploration work is considered to be one of the main risk factors for astronaut's health and the success of the operations (Lacquanti et al., 2017). The human motor control system is well adapted to the distinct interplay of gravity and inertia humans experience on Earth (Jörges & López-Moliner, 2017). High-mass spacesuits in combination with altered gravity on other planets or moons interfere with these fundamental parameters. Analog Planetary Research is the development of equipment, methodologies and strategies for future human and robotic planetary exploration in analog environments here on Earth. A fundamental border condition regarding biomechanical research is the immutability of gravity in analog scenarios. Body weight suspension systems, neutral buoyancy or parabolic flight studies are used to simulate hypogravity and train astronauts (Martino et al., 2023). Another resource-efficient alternative to analyze astronaut's movements of extravehicular activities on other planetary surfaces can be offered by biomechanical simulations. Musculoskeletal computer models of humans are used in many medical use cases, primarily focusing on specific joints and body segments (Ajay Seth et al., 2016). Full-body models are applied to analyze internal forces and loads during different sporting maneuvers (Debaere et al., 2013). In the field of space physiology and biomechanics, musculoskeletal computer models are still less common, especially in the context of surface exploration work in different gravitational environments.

This project developed a framework for biomechanical simulations of geoscientific operational tasks on Mars using analog experimental data. We propose a generalized musculoskeletal model adaptable for a variety of individuals driven by experimental kinematic data from lab and field experiments.

The aim of this study is to quantify the error between model prediction and measurement. Furthermore, a simulation of joint torques under Martian conditions gives first indications how accurate a simple analog scenario on Earth can imitate the loads in other gravitational environments. As the analog scenario does not account for altered gravitational forces on the astronaut's body mass, as well as increased effects of inertia due to the heavy space suit, we expect differences in the joint torque characteristics between the Earth analog and Mars conditions.

Methods

Experimental data from four participants (2 male, 2 female) was recorded in the biomechanical lab at the Department of Sport Science (University of Innsbruck). A set of generic geological operations carried out during geoscientific experiments in previous Analog Mars missions were performed by the participants. This study focuses on a lifting task, where participants had to lift eight rock samples and place them on an 80 cm high tray next to the participant resembling a rover accompanying the astronaut during the task (Figure 1). A common movement strategy in the context of EVAs is to do a lunge squat, as movement restrictions by the space suit especially in the knee and hip joint hamper most symmetrical lifting strategies (McKeen et al., 2020). To simulate the additional loads of a pressurized suit and the weight of the primary life support system (PLSS), participants wore a 37 kg-backpack – the gravity-adjusted analog scenario. Each participant performed the task four times (twice with each leg as the front leg in the lunge squat).

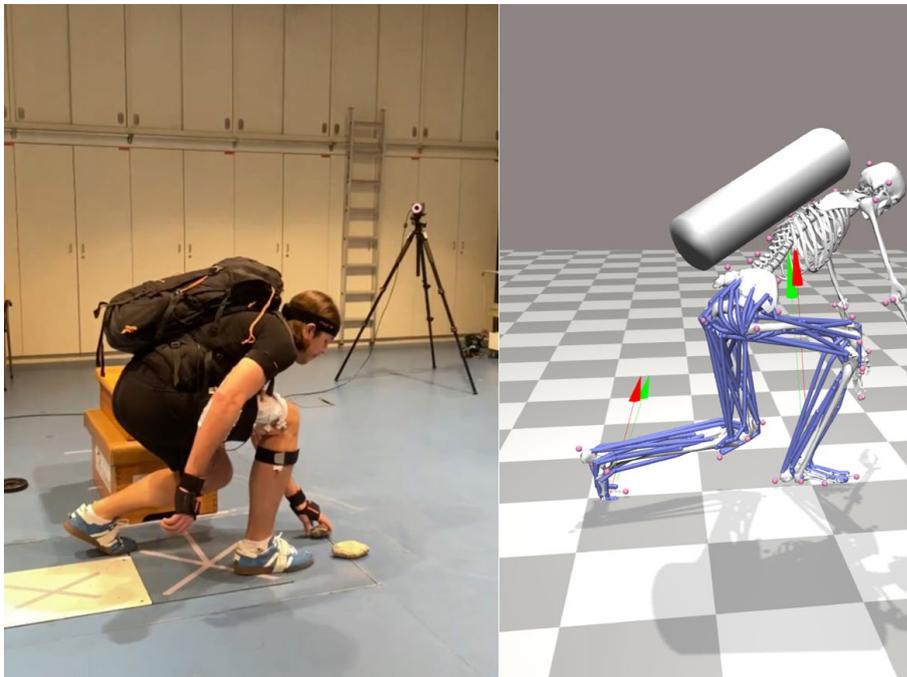


Figure 1: a) Participants were instructed to perform the lifting task by doing a lunge squat to bend down and grab the rock sample. Eight samples were lifted one after another and placed on the 80 cm high tray next to the participants. b) The biomechanical simulation is based on the joint kinematics measured with an inertial MoCap system. The green arrows illustrate the observed GRFs, and the red arrows show the estimated GRFs for the same condition.

Whole-body movements of the participants were tracked using the IMU-based motion capture system Xsens Awinda with a sampling frequency of 60 Hz. Ground reaction forces (GRFs) were recorded using an AMTI- and a Kistler force plate (1000 Hz) and muscle activities of four lower limb muscles (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris and m. semitendinosus) were recorded with a wireless EMG-system from myon (myon – aktos, 2000 Hz).

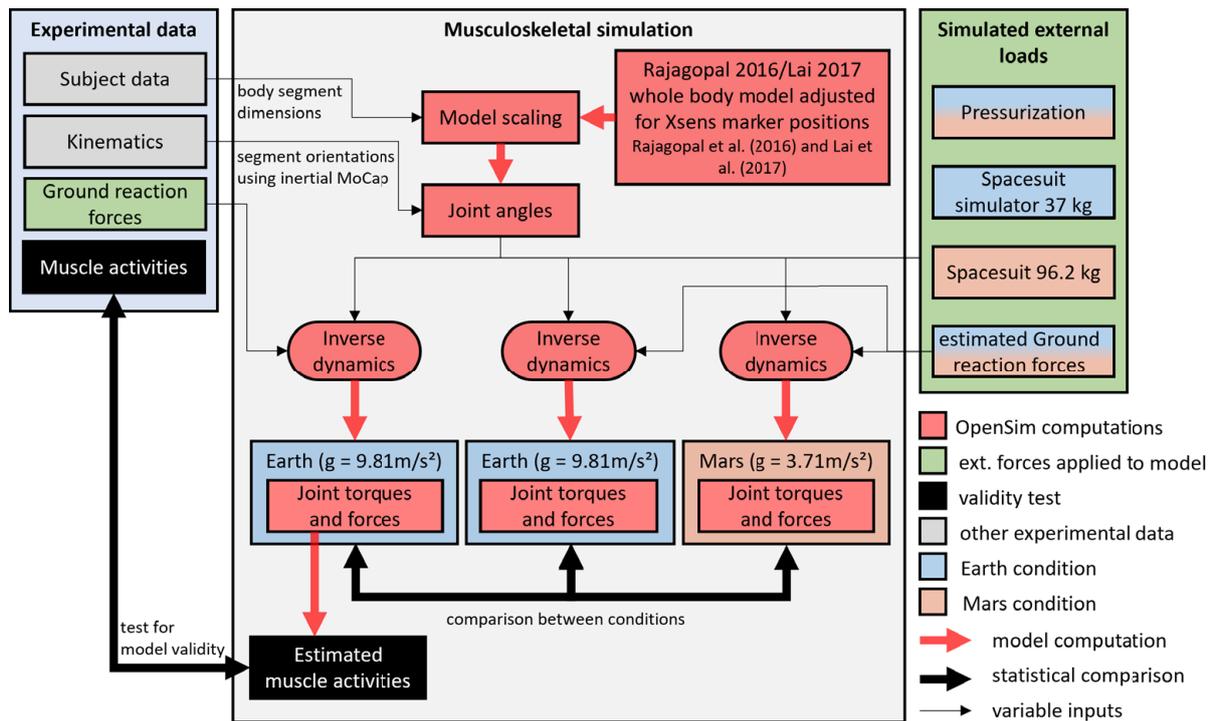


Figure 2: The outlined methodology offers a framework for biomechanical simulations in altered gravitational environments using terrestrial analog data from lab and field missions. *Experimental data* contains all measured data from the conducted experiments. *Simulated external loads* includes all external forces and moments applied to the model. The *Musculoskeletal simulation* focuses on three different inverse dynamics calculations. The varying input parameters are the external loads and gravity.

The musculoskeletal simulation was generated using OpenSim 4.3 (Delp et al., 2007). We used the open-source model published by Rajagopal et al. and updated by Lai et al. (Lai et al., 2017; Rajagopal et al., 2016). The full-body model contains 37 degrees of freedom (DoF). We added two more DoFs per body side (adduction/abduction in knee and hip joint) resulting in a model with 9 DoFs for each leg. Small adjustments to the marker point positions were conducted to fit the model to the virtual marker set of Xsens. Joint torques and forces were calculated based on kinematic and kinetic data from the measured trials using inverse dynamics. Each trial was computed under Earth- and Mars-like conditions. The Earth-simulations included external loads provided by the backpack. For the Mars-simulations gravity was additionally reduced to 3.71 m/s^2 and the mass of the backpack increased to 96.2 kg, the mass of the A7LB space suit worn during lunar EVAs of the Apollo missions 15 to 17 (Thomas & McMan, 2006). In order to perform the inverse dynamics calculation for the Mars-condition, GRFs had to be estimated from the body segments' center of mass kinematics. To check the validity of the estimation the Earth's GRFs were estimated and compared to the observed data. Center of mass kinematics and estimated GRFs were filtered using a 5th order low-pass butterworth filter with a 5 Hz cut-off frequency. Root mean squared error (RMSE) of the lower extremities' joint torques for the comparison of the GRF estimation is reported. The inverse dynamics computation for this model uses a top-down calculation for all joints above the pelvis. Hence, lumbar joint torques are not affected by the estimation of the GRFs. In a second step Earth-simulations were compared to the simulation under Martian conditions by analyzing the body mass-normalized joint torques (Figure 2). To further validate the model muscle activations of the terrestrial simulations will be validated against the experimental data in a currently ongoing work.

Results

Figure 3 shows the mean and peak flexion torques for the trunk and lower body joints of the front leg. The averaged RMSE and peak errors over all repetitions and participants were 19.3 ± 6.5 Nm for the ankle, 28.4 ± 9.2 Nm for the knee and 31.8 ± 5.7 Nm for the hip joint. The biggest relative differences between the Earth analog (with measured GRFs) and the Mars condition were found in the hip joint of the front leg. Peak and mean hip flexion torques are on average 0.84 Nm/kg (39.3%) and 0.55 Nm/kg (67.7%) lower than in the analog scenario.

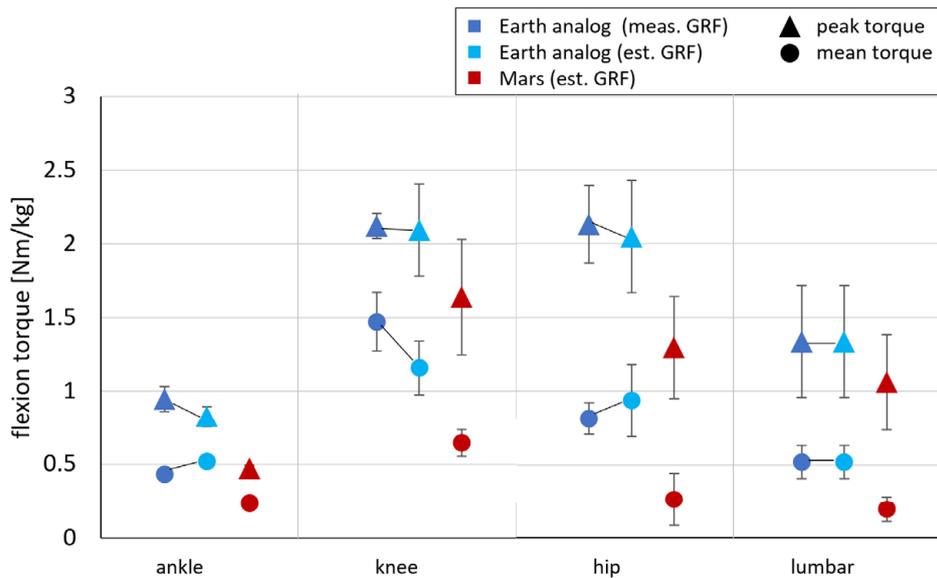


Figure 3: Mean and peak flexion torques for trunk and lower body joints in the front leg during the lifting task for the Earth analog and Mars condition. To evaluate and compare the GRF estimation, inverse dynamics were also computed with estimated GRFs for the observed Earth analog condition. Averaged mean and peak torque over the repetitions were calculated for each participant. Data is presented as mean over the participants \pm standard deviation. $n=4$

An exemplary analysis of knee and hip joint loads for the lifting task is presented in Figure 4. The analysis of one trial (with the right leg leading) from a male participant (height = 1.81 m, body mass = 69.0 kg) showed an average peak knee torque of 137.2 ± 20.4 Nm for the simulated Mars-condition and 160.9 ± 14.0 Nm for the experimental analog condition with the 37 kg-backpack. The average peak hip joint torque in the Mars-condition for that trial was 104.3 ± 11.4 Nm and 152.5 ± 21.2 Nm for the Earth analog condition. As a reference, an unsuited Earth-condition with no additional external forces for that trial would lead to peak knee and hip torques of 114.6 ± 8.8 Nm and 97.5 ± 6.2 Nm respectively. The simulated Mars-condition led to 14.7% lower peak knee flexion torques in this trial compared to the experimental analog scenario but showed higher variance between the repetitions (coefficient of variation $CV_{\text{Earth analog}} = 8.7\%$ vs. $CV_{\text{Mars}} = 14.9\%$).

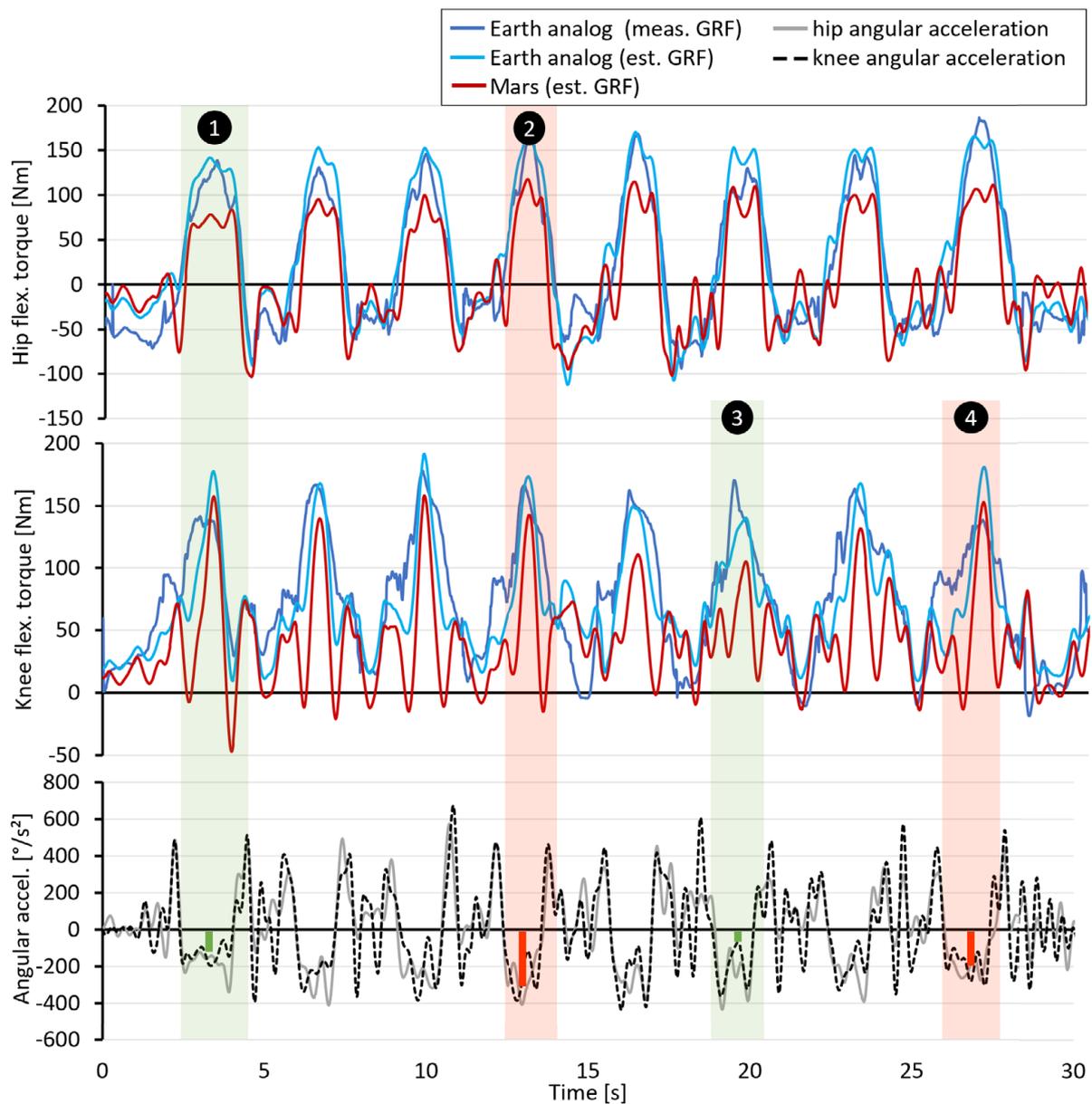


Figure 4: Exemplary hip and knee joint torque and angular acceleration characteristics of the right (front) leg of a participant during the lifting task. Eight rock samples were lifted from the ground doing a lunge squat and placed on an 80 cm high tray. ① and ③ point out repetitions with lower angular acceleration at the hip and knee, respectively, compared to ② and ④. High accelerations can lead to increased peak loads in the Martian condition due to the inertia of the additional mass carried by the astronauts.

Figure 4 also displays the corresponding angular accelerations of the right hip and knee joint, which can give insights on the inertia acting on the additional mass of the backpack (or PLSS) and the body segments above the respective joints. Lifting motions with higher angular accelerations appear to show more similar peak joint torques between the Earth and Mars conditions especially for the knee joint.

Discussion

This study presents a biomechanical model to simulate complex task-related movements of astronauts in gravitationally different environments. We expected that the altered interplay of gravity and inertia in the Mars-con-

dition changes the biomechanical loads on the operator substantially compared to the analog scenario on Earth. The preliminary results of the analysis of the trunk and lower body joint torques suggest so, as the torque profile showed differences between the Mars- and the Earth-analog condition. To determine if the spacesuit simulation in the Earth-analog condition with the 37 kg-backpack can serve as a representative analog condition for Mars simulations further analysis of lower extremity joints need to be conducted.

However, accelerations of body segments seem to play a key role in the occurring biomechanical loads and the differences from Earth conditions, which also agrees with earlier findings of space suit design tests (McKeen et al., 2020).

With respect to the differences between the Earth analog and the Mars condition, the error in the inverse dynamics results stemming from the estimation of the GRFs can be regarded as acceptable. Nonetheless, improvements especially in a more accurate localization of the center of pressure would increase the validity of the model.

As a limitation, this study assumes identical kinematic behaviour under different gravitational conditions, also leading to offset deviations between the conditions (Figure 3). The non-linear adaptation in movement kinematics under hypo- and microgravity is well documented from video data and parabolic flight studies (Lacquaniti et al., 2017).

As a next step, we want to validate the model with the measured muscle activities from the experiments. Building on these first results, we want to show that slow, coordinated movements can be sufficiently simulated by this model without information about the ground reaction forces applied according to the study vision outlined in Figure 2. This would make the model appropriate for field studies in spacesuit simulators using kinematic data from IMU-based motion capture systems worn beneath the astronaut's suit. First tests of such concepts will be carried out during the upcoming AMADEE-24 analog mission in April 2024.

References

- [1] Ajay Seth, Ricardo Matias, António P. Veloso, & Scott L. Delp (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLOS ONE*, 11(1), e0141028. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>
- [2] Baran, R., Wehland, M., Schulz, H., Heer, M., Infanger, M., & Grimm, D. (2022). Microgravity-Related Changes in Bone Density and Treatment Options: A Systematic Review. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(15), 8650. <https://doi.org/10.3390/ijms23158650>
- [3] Crawford, I. A. (2012). Dispelling the myth of robotic efficiency. *Astronomy & Geophysics*, 53(2), 2.22–2.26. <https://doi.org/10.1111/j.1468-4004.2012.53222.x>
- [4] Creech, S., Guidi, J., & Elburn, D. (2022). Artemis: An Overview of NASA's Activities to Return Humans to the Moon. In *2022 IEEE Aerospace Conference (AERO)*. IEEE. <https://doi.org/10.1109/aero53065.2022.9843277>
- [5] Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., & Jonkers, I. (2013). From block clearance to sprint running: characteristics underlying an effective transition. *Journal of Sports Sciences*, 31(2). <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.722225>
- [6] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/tbme.2007.901024>
- [7] Groemer, G., & Ozdemir, S. (2020). Planetary Analog Field Operations as a Learning Tool. *Frontiers in Astronomy and Space Sciences*, 7, Article 32, 32. <https://doi.org/10.3389/fspas.2020.00032>
- [8] Heather R. McGregor, Kathleen E. Hupfeld, Ofer Pasternak, Nichole E. Beltran, Yiri E. De Dios, Jacob J. Bloomberg, Scott J. Wood, Ajitkumar P. Mulavara, Roy F. Riascos, Patricia A. Reuter-Lorenz, & Rachael D. Seidler (2022). Impacts of Spaceflight Experience on Human Brain Structure. *BioRxiv*, 2022.02.09.479297. <https://doi.org/10.1101/2022.02.09.479297>

-
- [9] Jörges, B., & López-Moliner, J. (2017). Gravity as a Strong Prior: Implications for Perception and Action. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 259425. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00203>
- [10] Kobrick, R. L., Garcia, D. M., Miller, L. S., Covello, C. A., Lopac, N., Olthoff, C. T., Putz, D., Runyon, K., Bettiol, L., & Gernot, G. (2020). RxEVA: Prescribing Human Performance Exploration Limits for Surface Operations. In 2020 IEEE Aerospace Conference. IEEE. <https://doi.org/10.1109/aero47225.2020.9172632>
- [11] Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., Sylos-Labini, F., La Scaleia, V., La Scaleia, B., Willems, P. A., & Zago, M. (2017). Human Locomotion in Hypogravity: From Basic Research to Clinical Applications. *Frontiers in Physiology*, 8, 309431. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00893>
- [12] Lai, A. K. M., Arnold, A. S., & Wakeling, J. M. (2017). Why are Antagonist Muscles Co-activated in My Simulation? A Musculoskeletal Model for Analysing Human Locomotor Tasks. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(12), 2762–2774. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1920-7>
- [13] Lawley, J., & Levine, B. (2020). Don't lose sight under pressure. *Physiology News* (Winter 2020), 22–25. <https://doi.org/10.36866/pn.117.22>
- [14] Mallapaty, S. (2020). China's successful launch of Mars mission seals global era in deep-space exploration. *Nature*, 583(7818), 671. <https://doi.org/10.1038/d41586-020-02187-7>
- [15] Martino, E. de, Green, D. A., Ciampi de Andrade, D., Weber, T., & Herssens, N. (2023). Human movement in simulated hypogravity – Bridging the gap between space research and terrestrial rehabilitation. *Frontiers in Neurology*, 14. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1062349>
- [16] McKeen, P., Cullinane, C., Rhodes, R., & Stirling, L. (2020). Analysis of the relationship between hip joint flexion/extension and torques in the mark III space suit using a computational dynamics model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(8), 831–843. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1853708>
- [17] Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(10), 2068–2079. <https://doi.org/10.1109/tbme.2016.2586891>
- [18] Thomas, K. S., & McMann, H. J. (2006). *US Spacesuits*. Springer Praxis Books. Praxis Publishing Ltd, Chichester, UK.

Theoretische Wellenbeschreibung beim undulatorischen Schwimmen – Ein neuer mehrdimensionaler Ansatz

Stefan Hochstein^{1,2}, Moritz Buschhorn¹, Reinhard Blickhan²

¹Biomechanik, Institut für Sportwissenschaft, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg;

²Bewegungswissenschaft, Institut für Sportwissenschaft, Friedrich-Schiller-Universität Jena

Einleitung

Die undulatorische (wellenförmige) Bewegung Unterwasser (Delphinbewegung) ist für den Schwimmsport von großer Bedeutung, da diese routinemäßig nach dem Start und der Wende eingesetzt wird. Dabei wird durch Muskelkraft eine Welle erzeugt, die sich pedal entlang des Körpers ausbreitet. Während sich diese 3-dimensionale Welle durch den Körper (mit der Zeit) ausbreitet, beschleunigen die einzelnen Körpersegmente das umgebende Wasser entgegen der Schwimmrichtung. Bisher existieren verschiedene Visualisierungsmethoden zur Darstellung dieser Bewegung, allerdings nur mit 2-dimensionalen Darstellungen (Amplitude über der Zeit an einem festen Ort oder die Amplitude über der Schwimmrichtung zu einem festen Zeitpunkt). Diese bisherigen Darstellungsmethoden können zwar Informationen über einzelne Variablen darstellen oder die Körperform beim Schwimmen visualisieren, jedoch gibt es bisher keine Darstellung, die gleichzeitig Informationen über eine Vielzahl signifikanter Bewegungsvariablen und die Form der Bewegung über die Zeit veranschaulicht. Eine solche Darstellung würde es ermöglichen, die Variablen in Kombination miteinander zu betrachten.

Methoden

Zur Beschreibung der vertikalen Schlagamplitude (Auslenkung/Elongation) wurde der Ansatz der allgemeinen harmonischen eindimensionalen Welle angepasst zu:

$$z(x, t) = B(x) + a(x) \cdot \sin\left(2\pi \frac{x}{\lambda} - 2\pi \frac{t}{T} + \varphi_0\right) \quad (1)$$

$z(x, t)$ [m] repräsentiert die vertikale Schlagamplitude in Abhängigkeit des Ortes und der Zeit, wobei x [m] für die Position entlang des Körpers des Schwimmers steht, λ [m] die Körperwellenlänge, t [s] die Zeit, T [s] die Dauer des Schlagzyklus und φ_0 [-] die Phase darstellt. $a(x)$ [m] ist die längenspezifische Amplitude (abhängig von der Segmentposition) und $B(x)$ [m] der Offset/Bias aufgrund der asymmetrischen Amplitudenverteilung (Hochstein & Blickhan, 2014).

Ergebnisse

Das Beispiel in Abb. 1 zeigt, dass die quasi-dreidimensionale Darstellung mit der Flächenfunktion $z(x, t)$ die Trajektorien der einzelnen Körpermarker, die Amplitudenverläufe entlang des Körpers, die Verschiebung der Amplituden, die Frequenz der Bewegung, die Körperlänge, die Körperform zu einem festen Zeitpunkt *und* die Wellenlänge der Körperwelle anschaulich visualisiert (Buschhorn, 2022).

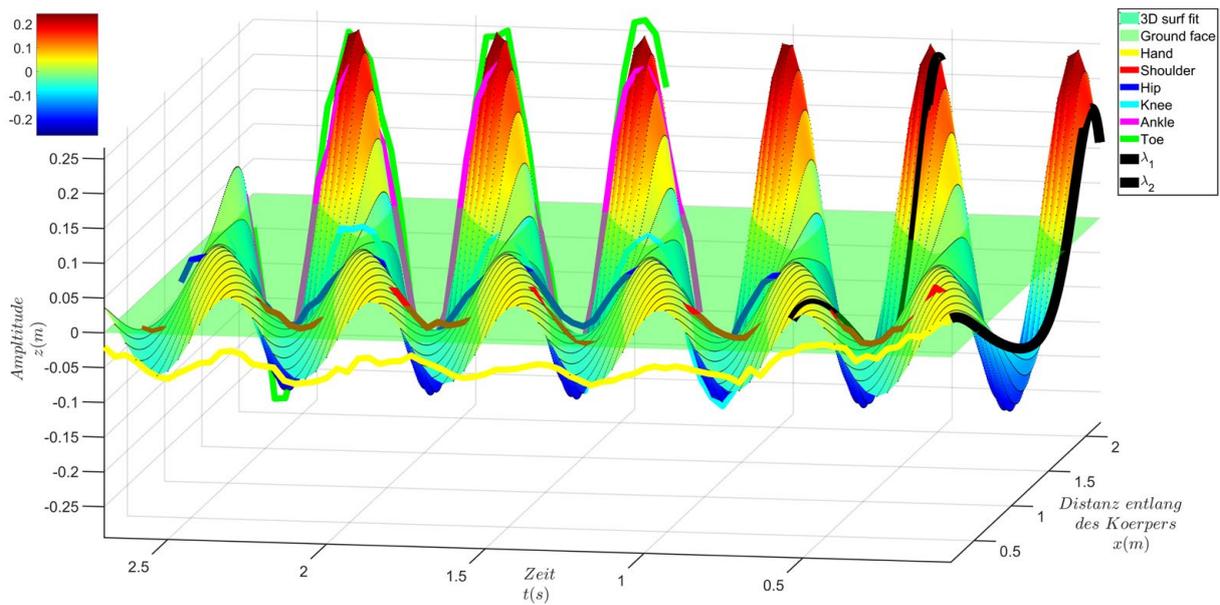


Abbildung 1: Mehrdimensionale Darstellung des undulatorischen Schwimmens. Die vertikale Schlagamplitude als Funktion der Zeit und der Entfernung entlang des Körpers des Schwimmers ($z = z(t,x)$). Die Punkte und Linien stellen die gemessenen Gelenkmarker (entlang des Körpers des Schwimmers) über die Zeit dar und die farbige Fläche steht für die mehrdimensionale Wellenabbildung.

Diskussion

Die vorgestellte Methode ermöglicht eine graphische Auswertung des menschlichen undulatorischen Unterwasserschwimmens und hilft, die Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Einzelvariablen oder Parametern kompakt zu erkennen. Vergleicht man die Darstellungen verschiedener Schwimmer (oder Flossenschwimmer), werden Unterschiede der Anthropometrie und der Bewegungsausführung somit schnell deutlich, um damit die Bewegung des undulatorischen Schwimmens zu bewerten, zu visualisieren und/oder zu vergleichen. Möglicherweise gibt es besondere Merkmale in der Bewegung von Spitzensportlern, die durch die ganzheitliche Betrachtung identifiziert werden können, z. B. Verhältnis von Schlagfrequenz, Schlagamplitude und Körperwellenlänge (Hochstein et al., 2018) oder der Grad sowie die Form der asymmetrischen Grundlinie sein (Hochstein & Blickhan, 2014).

Literatur

- [1] Buschhorn, M. (2022). Theoretische Wellenbeschreibung des menschlichen undulatorischen Schwimmens. Master's Thesis, Martin-Luther-University Halle-Wittenberg, Germany.
- [2] Hochstein, S. & Blickhan, R. (2014). Body movement distribution with respect to swimmer's glide position in human underwater undulatory swimming. *Human movement science*, 38, 305–318.
- [3] Hochstein, S., Meyer, A. & Blickhan, R. (2018). Effect of kick frequency variation on swimming speed and kinematics in human underwater undulatory swimming. *XIIIth International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming Proceedings*, pp. 71–78.

Hammerwurf-Simulation auf Grundlage von Inertialsensordaten zur Analyse der Wurftechnik

Fabian Schmidtchen¹, Stefan Tiedemann², Christian Daniel¹, Kerstin Witte², Elmar Woschke¹

¹Institut für Mechanik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg;

²Lehrstuhl Sport und Technik/Bewegungswissenschaft, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Einleitung

Beim Olympischen Hammerwurf entscheidet die Bewegungsausführung über die Wurfweite. Deshalb sind die genaue Analyse der Bewegungsabläufe und deren Bewertung der Technik für Trainer:in und Athlet:in von großer Bedeutung. In der Vergangenheit wurde für die biomechanische Bewegungsanalyse der Athlet:in unter anderem der Moven-Suit der Firma Xsens eingesetzt (Tiedemann et al., 2022). Diese Methode hat jedoch ihre Limitationen, da es keine Aussagen zur Bewegung des Hammers gibt. Ein vielversprechender Ansatz ist dagegen die Simulation, welche auf Basis von Inertialsensordaten der rechten Hand der Athlet:in eine Rückrechnung auf die Hammerposition ermöglichen soll. Die Studie hat das Ziel, die Hammerkopfposition durch eine nachträgliche Simulation zu ermitteln. Dazu werden Positionsdaten der rechten Hand genutzt, welche mit einem Inertialsensoranzug erfasst werden. Aus der Simulation, die auf einem Mehrkörpermodell basiert, können leistungsrelevante Parameter, wie beispielsweise die Zeiten für die einzelnen Umdrehungen (Turns), die Koordinaten des Vor- und Nachlaufs des Hammers sowie dessen Hoch- und Tiefpunkte bestimmt werden. Es wird weiterhin gezeigt, wie aus den Ergebnissen der Simulation Ableitungen für das Techniktraining getroffen werden können.

Theoretischer Hintergrund

Der Hammerwurf lässt sich in drei Phasen einteilen (Castaldi et al., 2022): 1. Vorbereitungsphase: Winds (Armkreisschwünge), 2. Hauptphase: Turns (Ganzkörperdrehungen) und 3. Abschlussphase: Abwurf. Die wichtigsten Phasen sind die Drehungen (Turns), da sie die maximale Endgeschwindigkeit erzeugen, die zusammen mit dem Abwurfwinkel und der Abwurfhöhe die Wurfweite bestimmt (Hirose et al., 2016). Während dieser Phase schwankt die Bahngeschwindigkeit des Hammerkopfes, was einzelne Drehungen voneinander unterscheidbar macht (Bartonecz, 2000). Die Bewegung des Hammers in dieser entscheidenden Phase kann durch einen Kraftsensor (Brice et al., 2008) oder durch Inertialsensoren im Hammerkopf gemessen werden (Tiedemann et al., 2021). In dem Zusammenhang ist die sogenannte Power-Position von besonderem Interesse, da das Wurfgerät die höchste Beschleunigung durch die Athleten erfährt (Sydekh, 2018). Jede Drehung hat ein spezifisches Maximum und Minimum (Bondarchuk, 1979). Das Gleiche gilt für die Bahngeschwindigkeit der Hand, die ähnlich wie die Hammerkopfgeschwindigkeit in jeder Umdrehung alterniert. Dieser ständige Wechsel lässt sich auch im technischen Leitbild wiederfinden (Hinz, 1991). In der Double-Support-Phase sind beide Füße am Boden und dementsprechend kann der Hammer beschleunigt werden. Während dieser sich zum tiefsten Punkt hinbewegt, hinkt er der Hand hinterher. Wenn der Tiefpunkt erreicht wird, kehrt sich dieses Verhalten um und der Hammerkopf bewegt sich voraus. Dieses Muster tritt in jedem Turn erneut auf und ist ein Indiz für eine korrekt ausgeführte Technik. Ein häufig auftretender technischer Fehler, der besonders in Kurve 3 und 4 auftritt, besteht darin, dass der Hammer der Hand nicht hinterherläuft, sondern vorläuft. Die Athleten lassen sich dann vom Wurfgerät ziehen, wodurch kein weiterer Geschwindigkeitszuwachs des Hammers erzielt wird.

Um den relativ komplexen Bewegungsablauf des Hammerwerfens aufzuzeichnen, zu analysieren und zu optimieren, werden Kamerasysteme, aber gegenwärtig zunehmend auch Inertialsensoren mit entsprechender Software verwendet (Wang et al., 2022).

In einer vorangegangenen Studie ist bereits ein Ganzkörper-Sensorsystem zur Erfassung leistungsrelevanter biomechanischer Parameter beim Hammerwurf verwendet worden (Tiedemann et al., 2022). Anhand von Korrelationsanalysen bezüglich der Wurfweite und einer Hauptkomponentenanalyse sind abhängige Parameter identifiziert worden. Besonders vielversprechend sind dabei Standzeiten und die Geschwindigkeit der linken bzw. rechten Hand gewesen.

Wie bereits erwähnt, ist nicht nur die Bewegung der Athletin von Interesse, sondern auch die des Hammers selbst. Hämmer mit eingebauten Sensoren sind jedoch momentan noch nicht im Trainingsalltag zu finden. Deshalb wird in der vorliegenden Studie das Ziel verfolgt, eine Simulation zu entwickeln, die auf der Grundlage der Sensordaten der Athletinnen, insbesondere des Handgelenks, Rückschlüsse auf das Bewegungsverhalten des Hammers während der Turns zulässt.

In der Orthopädie und Biomechanik sind Simulationen von Bewegungsabläufen mittels starrer und elastischer Mehrkörpersysteme der Stand der Technik. Hierfür müssen neben den Parametern auch Modelle zur Beschreibung von Knochen, Gelenken und Muskeln ausgewählt werden. Im Gegensatz zu technischen Anwendungen sind Stoffmodelle bei organischen Komponenten eher nichtlinear und die Körper nicht immer homogen. Daher ist die Simulation von biomechanischen Modellen sehr aufwändig und erfordert die empirische Ermittlung von Stoffparametern und Modellen (Prochel, 2008). Sowohl die passiven Körperteile als auch die aktiven Elemente wie Muskeln müssen modelliert und angesteuert werden. Obwohl es Modelle für die Aktivierung von Muskeln gibt, welche biochemische Prozesse berücksichtigen, ist der Aufwand für einen ganzen Körper sehr hoch. Die Berechnungsmethoden selbst sind verfügbar, jedoch ist der Modellaufbau und die Bestimmung der Stoffparameter, welche für jede Athletin spezifisch sind, sehr aufwändig. Daher ist es sinnvoll, die Modellgrenzen des Simulationsmodells so zu wählen, dass die Modellparameter mit vertretbarem Aufwand bestimmbar sind. In der Sportwissenschaft gibt es spezialisierte MKS-Programme (Mehr-Körper-Simulation) wie Alaska-Dynamicus und Anybody, welche über entsprechende Modelle und Bibliotheken verfügen. Diese Programme sind auch mit Motion-Capturing-Anwendungen verknüpft und können somit Belastungen bei gemessenen Bewegungen berechnen.

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, leistungsrelevante Parameter im Hammerwerfen für Trainerinnen in einem einzigen GUI (Graphical User Interface) abzubilden. Hierfür werden die abgeleiteten Werte aus den Positionsdaten der Hand und den simulierten Werten des Hammers genutzt.

Methoden

Für diese Arbeit wurden die Daten aus der Studie von Tiedemann et al. (2022) verwendet, wobei sich auf die Positionsdaten der rechten Hand fokussiert wurde. Diese wurden mithilfe des Xsens Moven-Suit aufgezeichnet (vgl. Abbildung. 1), welcher in der Lage ist, die gewünschten Positionsdaten anhand des hinterlegten biomechanischen Modells auszugeben.

Für die Simulation wurde ein Modell aus drei starren Körpern, nämlich der Hand, dem Seil und dem Hammer, verwendet. Jeder Körper verfügt über 6 Freiheitsgrade. Die für die Kräfteinteraktion erforderlichen Elemente sind in Abbildung 1 dargestellt. Der Hammer besteht aus einem Griff, einem Stahldraht und einer Kugel, wobei die Kugel die größte Masse im Modell aufweist. Die Verbindungen zum Seil sind Ösen, um die der Seildraht gelegt und fixiert wird. Nur diese Verbindungen werden als elastisch nachgiebig modelliert und durch translatorische und rotatorische Federn und Dämpfer berücksichtigt. Die technischen Größen des Hammers, wie die Seillänge und die Massen, wurden gemessen und im Modell übernommen. Die Parameter für den Dämpfungswiderstand und die Federsteifigkeit können nicht direkt bestimmt werden, da sie auch die Längsnachgiebigkeit des Seils enthalten. Daher werden diese Werte zunächst abgeschätzt und anschließend mithilfe gemessener Trajektorien für Hand und Hammer durch eine Optimierung bestimmt.

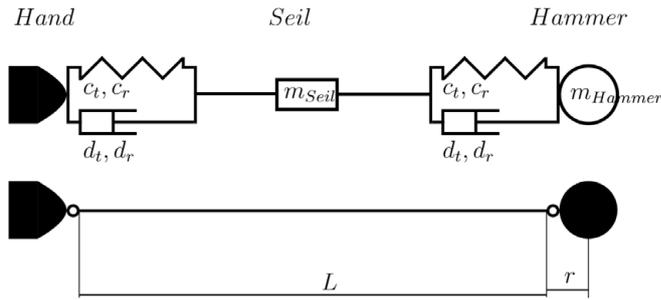


Abbildung 1: Aufbau des Hammers, bestehend aus Griff, Seil und Hammerkugel.

Im Mehrkörpermodell wird die Handbewegung als rheonome Zwangsbedingung vorgegeben, Seil und Hammer sind über Kraftelemente mit dieser verbunden und können sich frei bewegen. Neben der rheonomen Vorgabe der Handbewegung müssen die Anfangsbedingungen des Hammers und des Seils bekannt sein. Diese müssen zur Handposition korrelieren, damit der Hammer zu Beginn der Simulation keine unphysikalischen Zustände einnimmt und es zu ruckartigen Bewegungen kommt. Unphysikalisch meint dabei einen Zustand der Anfangsbedingungen, der so im Schwerfeld vom System nicht möglich wäre. Eine einfach zu realisierende Anfangsbedingung ist ein zu Beginn ruhender und unter der Hand hängender Hammer. Somit folgt für die Anfangsbedingungen:

$$\underline{r}_H = \underline{r}_{Hand} - \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ L \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\dot{\underline{r}}_H = \dot{\underline{r}}_{Hand} = \underline{0} \quad (2)$$

$$\underline{\dot{\omega}}_H = \underline{\dot{\omega}}_{Hand} = \underline{0}, \quad (3)$$

wobei \underline{r}_H die angenommene Hammerposition zu Beginn, \underline{r}_{Hand} die gemessene Handtrajektorie, L die Seillänge und $\underline{\dot{\omega}}_H$ die Winkelgeschwindigkeit der Hand sind.

Dieses Modell wurde mittels eines optischen Messsystems Vicon Nexus validiert. Dabei wurden die Trajektorien des Hammers und der Hand erfasst. Mittels der Trajektorie der Hand und den angenommenen Anfangsbedingungen des Hammers wird die Hammertrajektorie simuliert. Die nun simulierte Hammertrajektorie und die gemessene Hammertrajektorie zeigen ein vergleichbares Verhalten (vgl. Abbildung 2). Es wurden verschiedene Würfe untersucht, welche ähnlich gute Übereinstimmungen lieferten, somit wird diese Simulation als validiert angenommen.

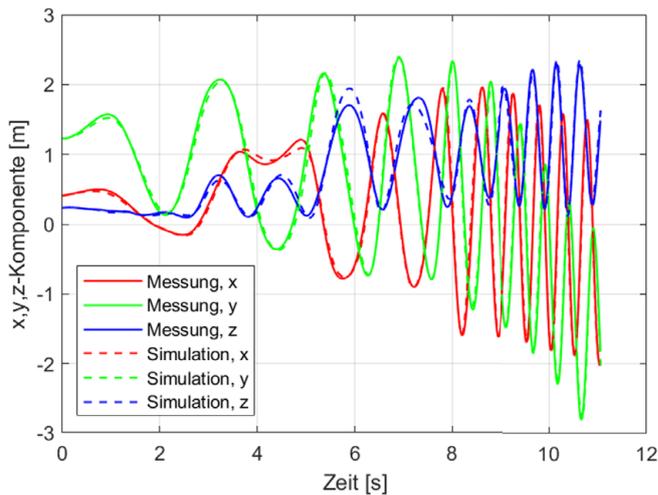


Abbildung 2: Bewegung des Hammers, dünne Linie: Simulation, dicke Linie: Messwerte, rot: x-Komponente, grün: y-Komponente, blau: z-Komponente.

Das Modell ist in einem Mehrkörperprogramm (MKS) aufgebaut, das die Verbindung von Körpern mittels verschiedener Kraftelemente wie Federn und Dämpfer ermöglicht. Während der Simulation wird die Interaktion zwischen den Körpern über die Zeit in MKS mithilfe der Zeitintegration berechnet.

Die Modellparameter werden in Textdateien eingegeben und die Ausgabe erfolgt in separaten Dateien, die jeweils die verschiedenen physikalischen Größen enthalten. Auf diese Weise kann die Simulation leicht automatisiert werden, zum Beispiel in MATLAB, und erlaubt eine direkte Weiterverarbeitung und Auswertung.

Turnzeiten: Zur Bestimmung der Turnzeiten wird die Gesamtbeschleunigung des Hammers zu jedem Zeitpunkt in z -Richtung und xy -Richtung des Koordinatensystems aufgeteilt. Die z -Richtung beschreibt die Richtung vom Hammer zur Hand. Das Koordinatensystem wird körperfest auf dem Hammer angebracht. Die xy -Richtung beinhaltet Anteile, die nicht für die Untersuchung relevant sind. In der z -Richtung werden nun die Maxima der Beschleunigung bestimmt. Die Zeit, die zwischen den Maxima liegt, entspricht der Turnzeit. Dadurch wird die Zeit betrachtet, die jeweils zwischen zwei Power-Positionen liegt.

Hoch-/Tiefpunkte Hammer und Hand: Bei den Hoch- und Tiefpunkten von Hand und Hammer wird angenommen, dass die Rotationsbewegung nur auf einem Punkt erfolgt. Dadurch konnte zu jedem Hoch- und Tiefpunkt ein Winkel angegeben werden, um den sich die Athletin dreht. Daraus wird eine Grafik erstellt, in der die Hoch- und Tiefpunkte von Hand und Hammer dargestellt werden. Dafür wird zuerst der aktuelle Momentanpol von Hand und Hammer berechnet. Dann werden Maximum und Minimum von Hand und Hammer ermittelt und der zugehörige Punkt des Momentanpols bestimmt. Aus der Koordinate zwischen Hammer/Hand und Momentanpol wird dann der Azimut-Winkel berechnet, an dem sich das Maximum befindet. Dies wird mit den optimalen Bereichen, welche sich am technischen Leitbild von Hinz orientieren (Hinz, 1991), zusammen dargestellt.

Der Momentanpol wird in diesem Fall numerisch bestimmt. Dazu wird die Geschwindigkeit an zwei eng aufeinander folgenden Zeitpunkten ermittelt und das Kreuzprodukt zwischen ihnen gebildet. Der resultierende Vektor stellt den Normalenvektor der betrachteten Ebene dar. Dieser Vektor wird erneut mit dem Geschwindigkeitsvektor gekreuzt, um einen Vektor zu erhalten, der in Richtung des Momentanpols zeigt. Anschließend wird dieser Vektor zu zwei verschiedenen Zeitpunkten berechnet. Der Schnittpunkt der beiden Vektoren beschreibt den Momentanpol. Dieses Konzept ist in Abbildung 3 dargestellt.

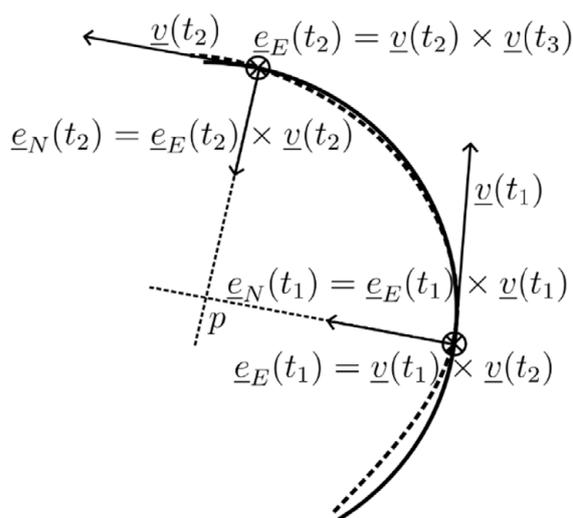


Abbildung 3: Idee der Bestimmung des Momentanpols.

Der Beschleunigungsverlauf wird als Absolutbetrag über den gesamten Bewegungsablauf dargestellt. Gleiches gilt für den Geschwindigkeitsverlauf.

Um den Geschwindigkeitszuwachs zu ermitteln, werden in jedem Turn die Maxima bestimmt und die Differenzen zwischen diesen Maxima in der Geschwindigkeit ermittelt und visualisiert.

In einer dreidimensionalen Darstellung werden die Positionen von Hand und Hammer dargestellt. Darüber hinaus werden das Maximum und das Minimum des Hammers sowie der Hand in der Grafik angezeigt. Zudem wird der optimale Abwurfpunkt visualisiert, der durch die Berechnung der Wurfweite in jedem Zeitschritt ermittelt wird. Der Punkt, an dem die maximale Wurfweite erreicht wird, gilt als optimaler Abwurfpunkt.

Der maximale Anstieg und der minimale Anstieg des Hammers werden berechnet. Hierfür wird der Winkel zwischen der horizontalen und vertikalen Geschwindigkeitskomponente bestimmt und als Anstieg ausgegeben.

Ergebnisse

Das Ergebnis dieser Arbeit ist eine GUI, die in sechs Bereiche unterteilt ist, um eine übersichtliche Darstellung der relevanten Informationen zu ermöglichen (vgl. Abbildung 4). Der erste Bereich oben links enthält generelle Daten wie das Daten-File, die Anzahl der Turns, die Masse des Hammers und die Seillänge, welche die Randbedingungen für die Simulation vorgibt. Außerdem müssen hier noch die Startzeit und Endzeit angegeben werden. Der zweite Bereich oben in der Mitte zeigt den Absolutbetrag der Beschleunigung der Hand (rot) und des Hammers (blau) in g an.

Im dritten Bereich, der sich oben rechts befindet, werden die 3D-Trajektorien der Hand und des Hammers dargestellt. Zudem werden die Hoch- und Tiefpunkte mit Kreuzen markiert. Im vierten Bereich unten links werden die Hoch- und Tiefpunkte der Hand (rot) und des Hammers (blau) sowie die dazugehörigen Azimutwinkel in einem Spinnendiagramm visualisiert. Zusätzlich sind die optimalen Bereiche durch grüne Kästchen gekennzeichnet. Der fünfte Bereich befindet sich in der Mitte unten und umfasst die Turnzeiten, einschließlich des Anstiegs in Grad, sowie der Gesamtturnzeit. Außerdem wird die Differenz zum idealen Abwurfwinkel ausgegeben. Der sechste Bereich unten rechts zeigt den Absolutbetrag der Geschwindigkeit der Hand (rot) und des Hammers (blau) in m/s .

Diskussion

Die Simulation liefert unter der Voraussetzung, dass die festgelegten Randbedingungen erfüllt sind, genaue Ergebnisse. Es kann jedoch zu geringfügigen Abweichungen kommen. Die Annahmen zur Hammermasse und Seillänge haben einen signifikanten Einfluss auf die Simulation. Die Dämpfung und Steifigkeit, die zur Modellbildung verwendet worden sind, haben hingegen nur einen geringen Einfluss. Die genannten Parameter können ausreichend genau bestimmt werden, um eine präzise Abbildung des Hammerwurfs zu ermöglichen.

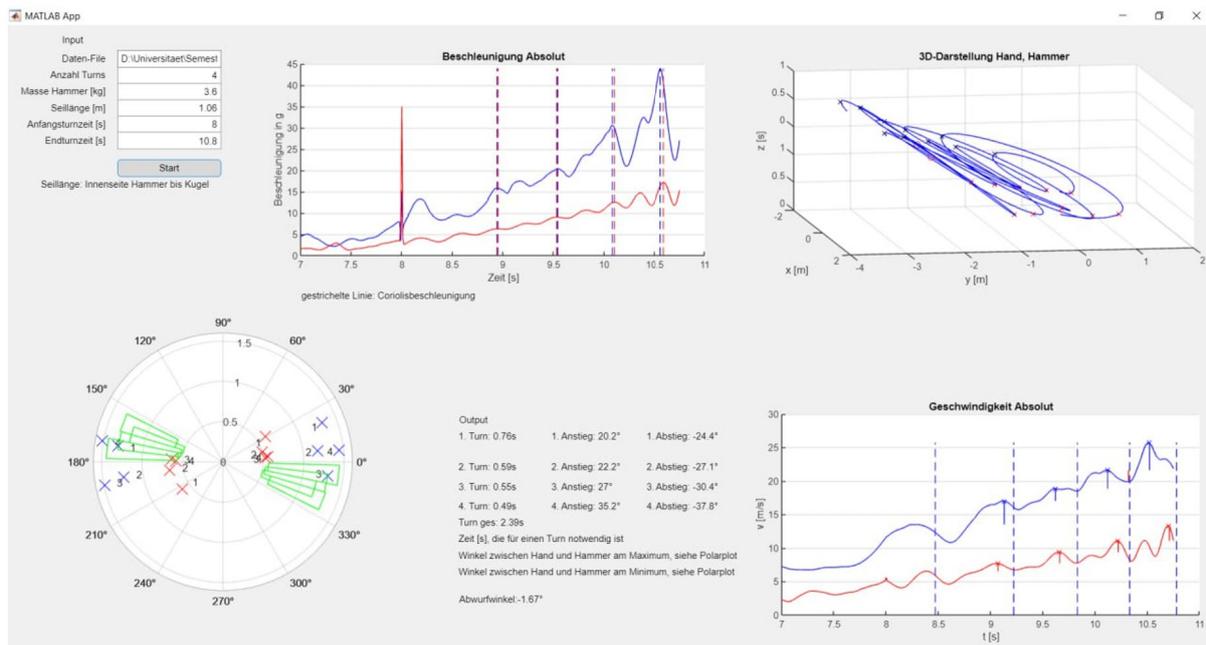


Abbildung 4: GUI mit Ausgabe leistungsrelevanter Parameter.

Besondere Bedeutung kommt der Einhaltung der Anfangsposition bei. Wenn diese nicht exakt eingehalten wird, führt die Simulation zu unplausiblen Ergebnissen. Da der vorliegende Datensatz vor der Erstellung des mechanischen Modells erhoben wurde, wird die Ausgangsposition, in der der Hammer unter der Hand ruht, nicht berücksichtigt. Dennoch liefern einige Simulationen plausible Ergebnisse. Die Plausibilität der Simulationsergebnisse wird durch den Vergleich der berechneten Wurfweite mit der gemessenen tatsächlichen Wurfweite überprüft. Darüber hinaus sind die analysierten Ergebnisse hinsichtlich Größenordnung und Verlauf mit den zu erwartenden Resultaten vergleichbar. Es ist wichtig zu beachten, dass die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Simulation von verschiedenen Faktoren abhängen. Die Qualität der Eingangsdaten, die Modellannahmen und die verwendeten Berechnungsmethoden können sich auf die Genauigkeit der Ergebnisse auswirken. Daher ist es ratsam, die Simulationsergebnisse kritisch zu betrachten und gegebenenfalls weitere Validierungs- und Kalibrierungsmaßnahmen durchzuführen, um die Zuverlässigkeit des Modells weiter zu verbessern.

Die Entwicklung eines GUI zur Abbildung der leistungsrelevanten Parameter im Hammerwerfen auf Grundlage der Simulation des Hammers könnte einen bedeutenden Schritt in der Sportanalyse und Trainingspraxis darstellen. Diese kann Trainerinnen helfen, die Leistung ihrer Athletinnen effizient zu analysieren und zu optimieren. So sind die zeitlichen Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverläufe wichtige Indikatoren für die Einhaltung der richtigen leitbildgeprägten Technik. Selbst wenn diese eine gewisse Ungenauigkeit aufweisen, sind die Größenordnungen korrekt. So bieten bereits Muster bzw. Verläufe der Geschwindigkeit bzw. Beschleunigungen einen Mehrwert für die Praxis.

Die dreidimensionalen Trajektorien der Hand und des Hammers während der Hauptphase der Bewegung ermöglichen es den Trainerinnen, die Veränderungen der Geschwindigkeiten zu betrachten. Diese decken sich auch mit den parallel aufgezeichneten Videos. Abweichungen können auf Probleme bei der Koordination, der Kraftübertragung oder der Technik hinweisen, die während des Trainings angegangen werden müssen.

Weiterhin gibt es am Beispiel der Hoch- und Tiefpunkte der Hand und des Hammers auch literaturgestützte Anhaltspunkte für die zu erreichenden Werte. Durch die Darstellung der optimalen Bereiche wird deutlich, ob die Hammerwerferinnen diese Phasen effizient nutzen. Hier könnte es jedoch sein, dass die Drehung der Ausgangsdaten in Richtung Abwurf einen Fehler aufweist. Dieser könnte in einer nicht geradlinigen Bewegung der Athletinnen, welche in der Simulation angenommen wird, begründet sein. Die Turnzeiten sollten davon nicht

betroffen sein und bieten einen guten Einblick in die Zeitabläufe zwischen den Turns. Diese können ebenfalls stellvertretend für die Effizienz der Bewegung und die Geschwindigkeitsentwicklung während des Wurfs angesehen werden und decken sich mit anderen Parametern bzw. mit den Ergebnissen der vorangegangenen Studie.

Ein weiteres Potenzial verbirgt sich in dem Feedback zum optimalen Abwurfzeitpunkt. Durch eine kontinuierliche Auswertung von Trainingseinheiten über die Saison hinweg könnten so Muster erkannt werden, welche auf systematische Fehler in der Ausführung zurückzuführen sind. Einzelne Auswertungen sind immer Momentaufnahmen und bilden das gesamte Bild oftmals nur unzureichend ab.

Der sechste Bereich, der die absolute Geschwindigkeit von Hand und Hammer darstellt, bietet eine zusätzliche Möglichkeit, die Geschwindigkeitsentwicklung und -übertragung zu analysieren. Unterschiede in der Geschwindigkeit zwischen Hand und Hammer können auf Asymmetrien oder technische Schwachstellen hinweisen, die während des Trainings angegangen werden müssen. Durch die Analyse der Geschwindigkeitskurven können Trainerinnen den Fortschritt im Laufe der Zeit verfolgen und den Athletinnen gezielte Rückmeldungen geben, um ihre Leistung zu verbessern. Auch die Ausprägung der Anstiege ist für Trainerinnen wichtig, da diese Aussagen darüber zulassen, ob während der Power-Position aktiv am Wurfgerät gearbeitet wird.

Die Integration all dieser Informationen in einem einzigen GUI bietet Trainerinnen einen umfassenden Überblick über die aktuelle Technikleistung der Athletin. Dies ermöglicht eine effektive Analyse und Optimierung des Trainings, um die technischen Fähigkeiten, die Kraftübertragung und die Effizienz der Bewegung zu verbessern.

Es ist wichtig anzumerken, dass das entwickelte GUI eine wertvolle Unterstützung für die Trainerinnen darstellt, jedoch keine Garantie für automatische Leistungssteigerungen bietet. Die Interpretation der Ergebnisse und die Umsetzung geeigneter Trainingsmaßnahmen liegen nach wie vor in der Verantwortung der Trainerinnen.

Darüber hinaus bietet das GUI Raum für zukünftige Weiterentwicklungen und Verbesserungen. Zum Beispiel könnte die Integration von Echtzeitdatenübertragung die Möglichkeit eröffnen, ein sofortiges Feedback und Trainingsempfehlungen direkt nach dem Wurf zu geben. Außerdem könnten weitere bislang nicht berücksichtigte leistungsrelevante Parameter in das GUI integriert werden, um eine noch umfassendere Analyse zu ermöglichen.

Insgesamt bietet das entwickelte GUI ein wertvolles Werkzeug für Trainerinnen im Hammerwerfen. Es unterstützt sie bei der Analyse der leistungsrelevanten Parameter, könnte eine gezielte Trainingsplanung und -optimierung unterstützen. Durch weitere Forschung und Entwicklung können zukünftige Versionen des GUIs noch leistungsfähiger und anpassungsfähiger werden, um die Trainerinnen in ihrer Arbeit mehr Informationen zur Kinematik der Bewegungsabläufe beim Hammerwurf liefern zu können.

Literatur

- [1] Castaldi, G. M., Borzuola, R., Camomilla, V., Bergamini, E., Vannozzi, G., & Macaluso, A. (2022). Biomechanics of the Hammer Throw: Narrative Review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4.
- [2] Hirose, K., Byun, K. O., & Maeda, K. (2016, November). The Relationship Between the Duration Time of Turn and the Throwing Record in the Men's Hammer Throw. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- [3] Prochel, Anton, Erstellung eines komplexen Muskel-Skelett-Modells zur Berechnung der Druckbelastung in Gelenken bei vorwärtsdynamisch simulierten Bewegungsformen, Dissertation, 2009, <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:21-opus-44018>
- [4] Sedykh, Y. and Strel'nitski, V. (2018). *Art and science of hammer throwing*. BookBaby, Pennsauken, NJ.
- [5] Tiedemann, S., Menrad, T., & Witte, K. (2022). Application of Inertial Sensors to Identify Performance-Relevant Parameters in Olympic Hammer Throw. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(9), 5402.
- [6] Wang, Y., Shan, G., Li, H., & Wang, L. (2022). A Wearable-Sensor System with AI Technology for Real-Time Biomechanical Feedback Training in Hammer Throw. *Sensors*, 23(1), 425.

Session H

Bewegungsapparat II



Ein neuer Ansatz für die Berechnung einer funktionellen subtalaren Achse

Anja Seeger¹, Sascha Schlechtweg², Wilfried Alt¹

¹Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Universität Stuttgart; ²Stryker Leibinger GmbH & Co. kg

Einleitung

Die Bewegung des unteren Sprunggelenks oder auch Subtalargelenks kann durch eine Rotationsachse (STA) beschrieben werden, deren Orientierung über ihren Winkel zur Fußlängsachse in der Projektion auf die Transversalebene (Deviationswinkel) und ihren Winkel zur Transversalebene (Inklinationswinkel) definiert wird (Alt, 2001). Da diese Orientierung unter anderem die Tibiarotation und die Hebelarme der Muskulatur der unteren Gliedmaßen beeinflusst, wurde sie bereits mit verschiedenen Belastungs- und Verletzungsmechanismen des Sprunggelenks, speziell der Achillessehne und des Kniegelenks in Verbindung gebracht (Hernigou et al., 2022; Jones, 1945; Reule et al., 2011; Tomaro et al., 1996). Die Relevanz einer näheren Untersuchung der zugrundeliegenden Zusammenhänge ist demnach unumstritten. Doch etablierte Methoden zur Bestimmung einer anatomischen STA basieren oft auf bildgebenden Verfahren, welche nicht nur für die Probanden eine erhöhte Belastung bedeuten, sondern auch zeitaufwendig und kostenintensiv sind und für großangelegte Studien ein Hindernis darstellen können. Die genannten Limitationen könnten durch die Bestimmung einer funktionellen Achse der Eversions- und Inversionsbewegung (fSTA) umgangen werden (Lewis et al., 2009). Schlechtweg beschreibt einen Ansatz zur Berechnung der Deviation und Inklination unter Verwendung von zwei Inertial Measurement Units (IMU) zusammen mit einem kinetischen Modell basierend auf der Arbeit von Seel und Schauer 2012 (Schlechtweg, 2020; Seel et al., 2012). Die Angabe der Winkel geschieht in Referenz eines von Manter 1941 definierten Koordinatensystems (Manter, 1941). Im Rahmen dieser Studie wurde eine Messmethode erprobt, welche für die Bestimmung einer fSTA nur eine einzelne IMU benötigt.

Methoden

Der IMU (aktos-mini, myon AG, Schwarzenberg, Schweiz) wird dorsal am Calcaneus mithilfe eines speziellen Fersenadapters befestigt (Abbildung 1). Dabei sollte das Sensorkoordinatensystem, also die Roll-, Pitch- und Yaw-Orientierung des Sensors am anatomischen Koordinatensystem des Fußes ausgerichtet werden (Abbildung 1):

- Roll(x)-Achse parallel zur Fußlängsachse
- Pitch(y)-Achse parallel zur Transversalebene
- Yaw(z)-Achse parallel zur Frontalebene

Da die Orientierung und die Position des Sensors jedoch maßgeblich von der Formgebung des Fußes abhängen, muss die Abweichung des Sensorkoordinatensystems zum anatomischen bestimmt werden.

Dies geschieht durch zwei statische Beschleunigungsmessungen. Die erste wird durchgeführt, während der Fuß des Probanden flach auf dem Boden steht. Für die zweite wird der Fuß an eine Wand gestellt und die Fußlängsachse vertikal im Raum ausgerichtet (Abbildung 1). In beiden Fußpositionen wird die Beschleunigung über das IMU-Accelerometer für 5 Sekunden erfasst und für beide Messungen ein mittlerer Beschleunigungsvektor gebildet. Durch die Berechnung der Winkel zwischen den beiden Beschleunigungsvektoren und der Fußlängsachse, der Transversal- sowie der Frontalebene ist der Bezug des Sensorkoordinatensystems zum anatomischen Koordinatensystem vollständig definiert.

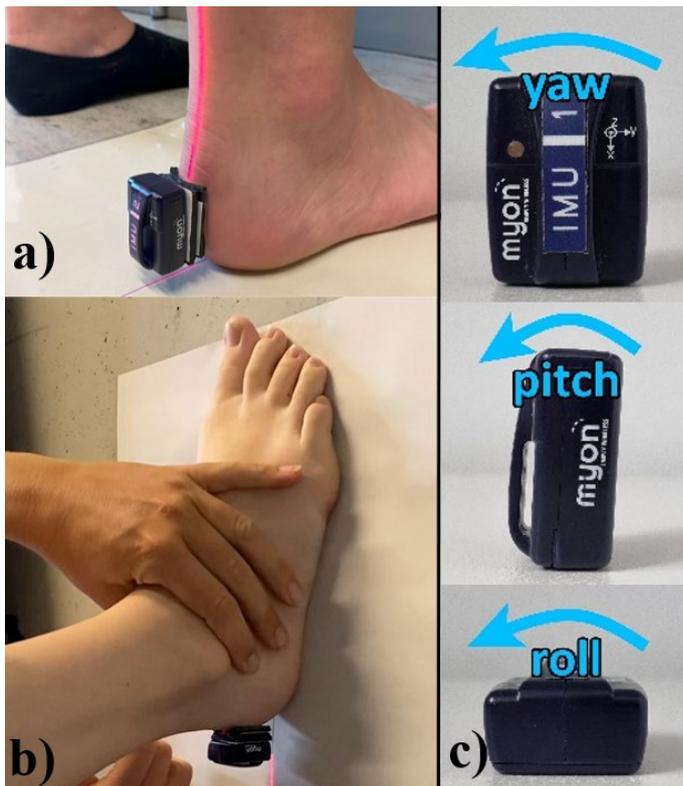


Abbildung 1: Anbringung des Sensors am Fuß und Beschleunigungsmessung im Stehen (a) und an der Wand (b). Sensorkoordinatensystem (c).

Für die folgende Achsmessung muss der Proband sich hinsetzen und seinen Unterschenkel so auf einem Hocker ablegen, dass der Fuß frei bewegt werden kann (Abbildung 2). Um eine isolierte Bewegung des Subtalargelenks zu gewährleisten, wird der Fuß durch den Probanden mit einem Band in maximale Dorsalflexionsstellung gezogen. Somit wird die Bewegung des oberen Sprunggelenks durch die Fixierung des Talus in der Malleolengabel unterbunden (Alt, 2001; Hochwald, 2006). Weiterhin fixiert der Versuchsleiter den Unterschenkel des Probanden, um Störbewegungen zu vermeiden. Während der Versuchsleiter die Eversions- und Inversionsbewegung am Probandenfuß ausführt, wird das Signal des IMU-Gyroskops erfasst.



Abbildung 2: Achsmessung.

Die aufgenommenen Gyroskopdaten werden mit den Korrekturwinkeln aus den Beschleunigungsmessungen rotiert. Der entwickelte Algorithmus berechnet die Rotationsachse der korrigierten Daten über eine Hauptkomponentenanalyse (engl. Principle Component Analysis) basierend auf der Annahme, dass der IMU quasi-starr mit dem Fersenbein verbunden ist und der Definition der fSTA als eine finite nicht-helikale Achse.

Das Messsystem wurde anhand der Gütekriterien Validität, Reliabilität und Objektivität evaluiert.

Um die Validität zu testen, wurde ein Prüfstand entwickelt, welcher die Bewegung des Subtalargelenks um eine Achse mit variabel einstellbarem Deviations- und Inklinationswinkel simuliert (Abbildung 3). Der Messbereich lag zwischen 10° lateraler und 40° medialer Deviation und zwischen 15° und 60° Inklination. Tabelle 1 zeigt den mittleren absoluten Fehler berechnet aus den Differenzen zwischen den am Prüfstand eingestellten Soll-Werten und den tatsächlich gemessenen Ist-Werten.



Abbildung 3: Prüfstand.

Die Reliabilität wurde anhand von zwei Faktoren überprüft: der Wiederholbarkeit der einzelnen Achsmessung und der Reproduzierbarkeit der gesamten Messprozedur. Für die Wiederholbarkeit wurde der Sensor einmalig am Fuß befestigt. Es folgte eine Serie von 10 aufeinanderfolgenden Achsmessungen. Die Mittelwerte für Inklination und Deviation, der Variationskoeffizient und die Spannweite der Ergebnisse (Differenz zwischen minimal und maximal gemessenem Wert) können Tabelle 2 entnommen werden.

Die Reproduzierbarkeit hingegen bezieht sich auf den gesamten Ablauf, einschließlich der Sensorapplikation am Fuß und der Beschleunigungsmessungen. An vier verschiedenen Tagen wurden je zwei Messungen pro Tag so durchgeführt, dass zwischen zwei Durchgängen mindestens 8 h lagen. Der Sensor wurde nach jeder Messung wieder vom Fuß entfernt. Es wurden der Median, der Interquartilsabstand und die Spannweite bestimmt (siehe Tabelle 3).

Alle Reliabilitätsmessungen wurden mit demselben Probanden demselben Versuchsleiter durchgeführt.

Um die Objektivität des Verfahrens einzuschätzen, wurde der Test auf Wiederholbarkeit mit einem anderen Versuchsleiter am selben Probanden wiederholt. Beide Versuchsleiter haben den Sensor selbst am Probanden appliziert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 einzusehen.

Ergebnisse

	Deviation	Inklination
mittlerer absoluter Fehler °	0,25 ± 0,4	0,4 ± 0,6

Tabelle 1: Ergebnisse der Validitätsmessungen am Prüfstand.

	Deviation		Inklination	
	Versuchsleiter 1	Versuchsleiter 2	Versuchsleiter 1	Versuchsleiter 2
Mittelwert [°]	11 ± 1	12 ± 1	47 ± 1	46 ± 1
Variationskoeffizient	0,09	0,13	0,02	0,03
Spannweite (min/max) [°]	4 (9/13)	3 (10/13)	3 (45/48)	4 (44/48)

Tabelle 2: Ergebnisse der Wiederholbarkeits- und Objektivitätsmessungen am Probanden.

	Deviation	Inklination
Median [°]	12	41
Interquartilsabstand [°]	4	3
Spannweite (min/max) [°]	5 (9/14)	7 (38/45)

Tabelle 3: Ergebnisse der Reproduzierbarkeitsmessungen am Probanden.

Diskussion

Im Rahmen dieser Studie, wurde eine neue Methode zur Bestimmung einer funktionellen Rotationsachse des Subtalargelenks auf Validität, Reliabilität und Objektivität geprüft. Die Validität wurde mit einem Prüfstand nachgewiesen. Die Messungen ergaben einen geringen mittleren absoluten Fehler sowohl für die Deviation (0,25°) als auch für die Inklination (0,4°). Somit beschreiben die über unseren Algorithmus berechneten Winkel die Orientierung einer fSTA. Weiterhin resultierten auch die Wiederholbarkeitstests in akzeptablen Ergebnissen mit einer Spannweite von max. 4° für die Deviation (Versuchsleiter 1) und max. 4° für die Inklination (Versuchsleiter 2). Allerdings scheint die Reliabilität des Messverfahrens durch die Reproduzierbarkeit der Sensoranbringung bzw. die Ausrichtung des Fußes während der Beschleunigungsmessungen limitiert zu sein. Infolgedessen vergrößert sich die Spannweite der Ergebnisse (5° für Deviation, 7° für Inklination) bei Betrachtung des gesamten Messprozesses. Eine Verbesserung könnte durch ein Training der Versuchsleiter oder durch eine spezielle Ausrichtungsvorrichtung erreicht werden, um eine bessere Standardisierung der Fuß- und Sensorpositionierung zu erreichen. Die Objektivitätsmessungen zeigten einen geringen Einfluss des Versuchsleiters auf die Ergebnisse der Messung.

Schlussfolgerungen

Aufgrund unserer Ergebnisse schließen wir, dass das beschriebene Verfahren für die Ermittlung der Orientierung einer fSTA geeignet ist. Das System ist einfach anzuwenden, kosteneffektiv und stellt nur eine geringe Belastung für den Probanden dar. Allerdings sollte eine Verbesserung der Reliabilität, vor allem der Reproduzierbarkeit der Fuß- und Sensorpositionierung, angestrebt werden. Für großangelegte Studien könnten die Eigenschaften des Systems jedoch ausreichend sein, um den Zusammenhang zwischen der Orientierung der subtalaren Achse und anderen biomechanischen Parametern und ihre Rolle in der Entstehung von Überlastungsbeschwerden weiter aufzuklären. Um dies besser einschätzen zu können, sollten die hier beschriebenen Tests der Gütekriterien jedoch auf mehr Probanden und mehr Versuchsleiter ausgeweitet werden.

Literatur

- [1] Alt, W. (2001). Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung – dargestellt am Beispiel des Sprunggelenks: Dargestellt am Beispiel des Sprunggelenks (1. Aufl.). Maurer.
- [2] Hernigou, P., Safar, A., Hernigou, J. & Ferre, B. (2022). Subtalar axis determined by combining digital twins and artificial intelligence: influence of the orientation of this axis for hindfoot compensation of varus and valgus knees. *International orthopaedics*, 46(5), 999–1007. <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05311-6>
- [3] Hochwald, H. (2006). Entwicklung eines diagnostischen Verfahrens zur Bestimmung der Gelenkachsen des Sprunggelenks. <https://doi.org/10.18419/opus-5479>
- [4] Jones, R. L. (1945). The functional significance of the declination of the axis of the subtalar joint. *The Anatomical record*, 93, 151–159. <https://doi.org/10.1002/ar.1090930206>
- [5] Lewis, G. S., Cohen, T. L., Seisler, A. R., Kirby, K. A., Sheehan, F. T. & Piazza, S. J. (2009). In vivo tests of an improved method for functional location of the subtalar joint axis. *Journal of biomechanics*, 42(2), 146–151. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.010>
- [6] Manter (1941). Movements of the subtalar and transverse tarsal joints – Manter – 1941 – The Anatomical Record – Wiley Online Library. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/ar.1090800402>
- [7] Reule, C. A., Alt, W. W [Wilfried W.], Lohrer, H. & Hochwald, H. (2011). Spatial orientation of the subtalar joint axis is different in subjects with and without Achilles tendon disorders. *British journal of sports medicine*, 45(13), 1029–1034. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.080119>
- [8] Schlechtweg, S. (2020). Das untere Sprunggelenk als biomechanischer Einflussfaktor: Entwicklung und Anwendung eines IMU-Systems zur Beschreibung der Orientierung der Achsen des Sprunggelenks. <https://doi.org/10.18419/opus-11047>
- [9] Seel, T., Schauer, T. & Raisch, J. (2012). Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints. In 2012 IEEE International Conference on Control Applications (S. 45–49). IEEE. <https://doi.org/10.1109/CCA.2012.6402423>
- [10] Tomaro, J. E., Burdett, R. G. & Chadran, A. M. (1996). Subtalar joint motion and the relationship to lower extremity overuse injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 86(9), 427–432. <https://doi.org/10.7547/87507315-86-9-427>

Die Reflexaktivität der Halsmuskulatur bei seitlichen Fahrmanövern im Fahrsimulator

Tobias Siebert^{1,4}, Norman Stutzig¹, Jörg Fehr^{2,4}, Christian Holzapfel³, Susanne Hunger¹, Lisa Broß¹, Matthew Millard^{1,4}

¹Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Abteilung für Bewegung- und Trainingswissenschaft, Universität Stuttgart;

²Institut für Technische und Numerische Mechanik, Universität Stuttgart; ³Forschungsinstitut für Kraftfahrwesen und Fahrzeugmotoren Stuttgart; ⁴Stuttgart Center for Simulation Science (SimTech), Universität Stuttgart

Einleitung

Autonom fahrende Fahrzeuge ermöglichen flexiblere Sitzpositionen der Insassen (z. B. gedrehte Sitzposition bezüglich der Fahrtrichtung um 90° bzw. 180°, Liegesitze) und bieten die Möglichkeit, während des Fahrens andere Tätigkeiten auszuüben (z. B. PC-Arbeit, Teilnahme an Videokonferenzen). Hierdurch kommt es bei Unfällen zu anderen Belastungen und Verletzungen der Fahrzeuginsassen. So ist eine gedrehte Kopfposition zum Zeitpunkt eines Auffahrunfalls mit einem höheren Risiko für ein akutes und chronisches Schleudertrauma verbunden (Jakobsson et al., 2008). Weiterhin konnte gezeigt werden, dass sich eine veränderte Kopfposition sowohl auf die Kopfbewegung sowie die Muskelaktivität der Halsmuskeln beim Bremsen auswirkt (Kempster et al., 2023). Der Einfluss veränderter Körper- und Kopfpositionen auf die Muskelaktivierung, die Kinematik des Körpers sowie das Verletzungsrisiko beim autonomen Fahren sind derzeit nur unzureichend bekannt. Diese Daten werden jedoch dringend für die Validierung von Menschmodellen (Fahse et al., 2023) und die Vorhersage des Verletzungsrisikos bei Unfällen (Crash-Test Studien) benötigt. Ziel dieser Studie ist die Untersuchung der Reflexaktivitäten der Halsmuskulatur bei 0° und 45° gedrehter Kopfposition während seitlicher Beschleunigungen in einem Fahrsimulator.

Methode

Im Stuttgarter Fahrsimulator (Abb. 1) des FKFS (Forschungsinstitut für Kraftfahrwesen und Fahrzeugmotoren Stuttgart) wurden Kopfbewegungen und Muskelaktivierungen des *M. sternocleidomastoideus* (STR) bei 21 Teilnehmer:innen (11 Frauen/10 Männer) untersucht. Der Fahrsimulator führte seitliche Fahrmanöver (nach rechts und links) mit Querschleunigungen von bis zu 5 m/s² aus, was einem Fahren in einem autonomen Fahrzeug mit 90° gedrehter Sitzposition entspricht. Pro seitliche Fahrtrichtung wurden 2 unterschiedliche Kopfpositionen untersucht (Blickrichtung geradeaus: 0°; Blickrichtung 45° nach rechts). Die Beschleunigung des Fahrzeugsitzes wurde mit einem Beschleunigungssensor erfasst. Weiterhin wurde die Muskelaktivität des rechten und linken STR (Biopac M160 EMG System) gemessen. Die EMG-Signale wurden vorverstärkt (1000), gefiltert (Bandpass: 10–500 Hz, (Stutzig & Siebert, 2017)) und von EKG Artefakten bereinigt. Anschließend wurden die Signale gleichgerichtet und mit einem Tiefpassfilter (Butterworth, 10 Hz, 4. Ordnung) gefiltert. Die EMG Signale der einzelnen Versuche wurden auf die maximale Muskelaktivität (maximale Amplitude des gleichgerichteten und gefilterten EMG-Signals) aus zusätzlich durchgeführten maximal willkürlichen Kontraktionen normiert (Walter et al., 2023). Die Latenzzeit der Muskulatur wurde als Zeitspanne zwischen dem Einsetzen der Beschleunigung des Sitzes und dem Anstieg des normalisierten EMG Signals der STR-Muskeln berechnet. Zur Darstellung des Rauschens wurde ein Gaußsches Mixture-Modell verwendet, das während der Ruhephase vor der Sitzbewegung kalibriert wurde. Anhand dieses Rauschmodells definierten wir den Beginn der Muskelaktivierung als einen Signalwert, der so groß war, dass die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um Rauschen handelte, bei nur 1/1000 lag. Die Amplitude des zugehörigen EMG Peaks entspricht der Reflexstärke.

Ergebnisse

Die Reflexe des linken und rechten STR variieren in Abhängigkeit von der Fahrzeugbewegungsrichtung und der Kopfdrehung (Abbildung 1). Wie erwartet, erfolgt die Aktivität des rechten STR bei einer Fahrzeugbewegung nach rechts früher (geringere Latenzzeit) und stärker (höhere Muskelaktivierung) als die des linken STR. Ein ähnliches, aber entgegengesetztes Muster tritt bei der Fahrzeugbewegung nach links auf.

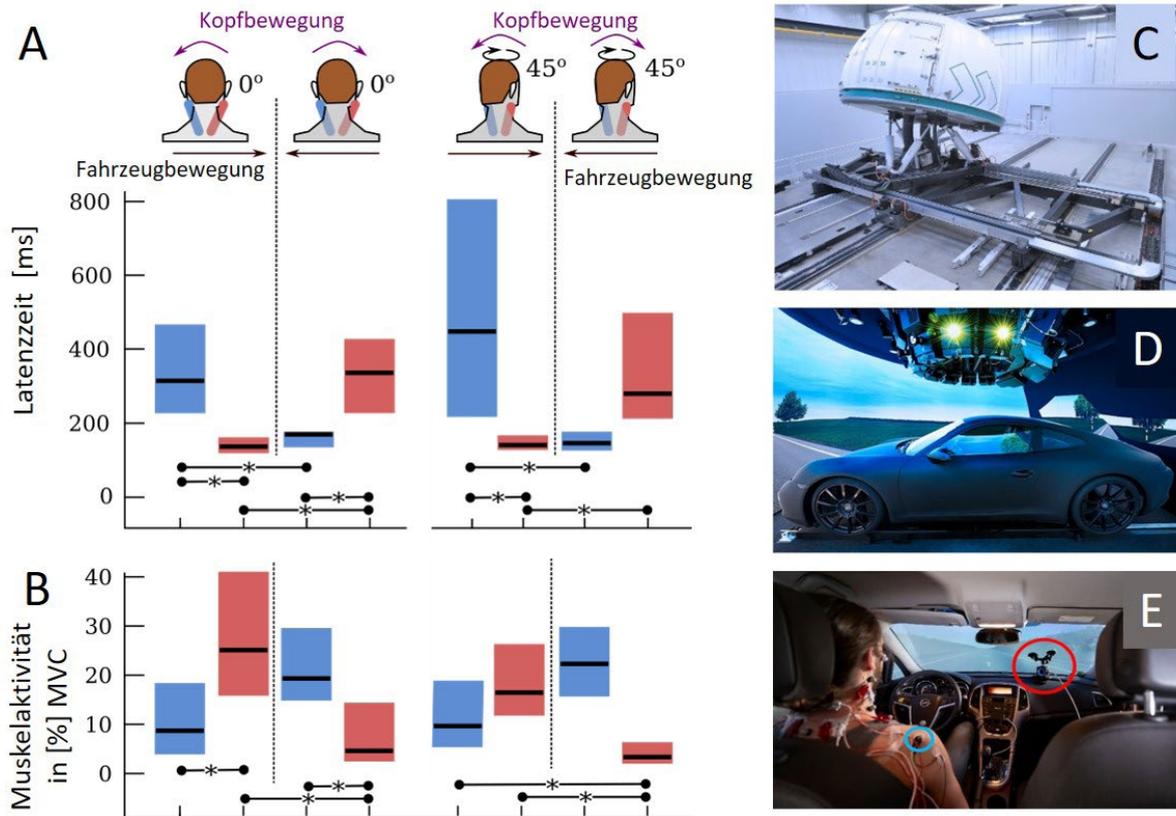


Abbildung 1: Reflex-Latenzzeit (A) und Reflexstärke (B) des linken (blau) und rechten (rot) STR in Abhängigkeit von der Kopfdrehung (0° , 45°) bei seitlichen Fahrmanövern nach rechts und links. Die Diagramme enthalten die 25 % und 75 % Perzentile und Mediane. (C) Außenansicht Stuttgarter Fahr Simulator: Simulationskuppel auf Hexapod und Schlittensystem (Quelle: FKFS). (D) Innenansicht der Simulationskuppel (Quelle: FKFS) (E) Blick vom Rücksitz auf die Frontprojektion während der Fahrsimulation, roter Kreis: Kamera.

Eine Kopfdrehung um 45° führt zu einem ähnlichen Reflexverhalten, jedoch mit leicht veränderten Latenzzeiten und Reflexstärken (Abb. 1). Während der Fahrzeugbewegung nach links, ist der rechte STR bei nach rechts gedrehtem Kopf (45°) deutlich weniger aktiviert als ohne Kopfdrehung (0°) (Abb. 1B). Möglicherweise erzeugt der verlängerte STR (Kopfdrehung nach rechts) höhere passive Muskelkräfte, die eine geringere Muskelaktivierung erfordern.

Diskussion und Schlussfolgerungen

Wir konnten mit unserer Studie zeigen, dass sich sowohl die Latenzzeit als auch die Reflexstärke des linken und rechten STR in Abhängigkeit der Kopfdrehung (0° vs. 45°) als auch der seitlichen Sitzbeschleunigung ändern. Diese Daten sind wichtig für die Validierung von Menschmodellen (Fahse et al., 2023; Rupp et al., 2015; Seth et al., 2018). Mit diesen Modellen sollen zukünftig Aussagen zu Belastungen des Muskel-Skelett Systems beim autonomen Fahren sowie zu Verletzungsmechanismen bei Unfällen ermöglicht werden. Darüber hinaus kön-

nen die Modellvorhersagen verwendet werden, um das Verletzungsrisiko, die Körperposition oder die Muskelaktivierung in einem digitalen menschlichen Zwilling zu visualisieren.

Danksagung: Die Studie wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) im Rahmen der Exzellenzstrategie – EXC 2075/1-390740016 gefördert.

Literatur

- [1] Fahse, N., Millard, M., Kempter, F., Maier, S., Roller, M., & Fehr, J. (2023). Dynamic human body models in vehicle safety: An overview. *GAMM – Mitteilungen*, 46(2). <https://doi.org/10.1002/gamm.202300007>
- [2] Jakobsson, L., Isaksson-Hellman, I., & Lindman, M. (2008). WHIPS (Volvo cars' Whiplash Protection System) – the development and real-world performance. *Traffic Inj Prev*, 9(6), 600–605. <https://doi.org/10.1080/15389580802435636>
- [3] Kempter, F., Lantella, L., Stutzig, N., Fehr, J., & Siebert, T. (2023). Role of Rotated Head Postures on Volunteer Kinematics and Muscle Activity in Braking Scenarios Performed on a Driving Simulator. *Ann Biomed Eng*, 51(4), 771–782. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03087-9>
- [4] Rupp, T. K., Ehlers, W., Karajan, N., Gunther, M., & Schmitt, S. (2015). A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles. *Biomech Model Mechanobiol*. <https://doi.org/10.1007/s10237-015-0656-2>
- [5] Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput Biol*, 14(7), e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- [6] Stutzig, N., & Siebert, T. (2017). Assessment of the H-reflex at two contraction levels before and after fatigue. *Scand J Med Sci Sports*, 27(4), 399–407. <https://doi.org/10.1111/sms.12663>
- [7] Walter, T., Stutzig, N., & Siebert, T. (2023). Active exoskeleton reduces erector spinae muscle activity during lifting. *Front Bioeng Biotechnol*, 11, 1143926. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1143926>

Funktion und Struktur der Rotatorenmanschette: Vergleich zwischen Nachwuchshandballern und Sportstudenten

Sebastian Vetter¹, Hans-Peter Köhler¹, Axel Schleichardt², Pierre Hepp³,
Jeanette Henkelmann⁴, Christian Roth⁴, Maren Witt¹

¹Abteilung Sportbiomechanik, Universität Leipzig; ²Fachbereich Biomechanik und Messplatzentwicklung, Institut für Angewandte Trainingswissenschaft; ³Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Universitätsmedizin Leipzig; ⁴Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsmedizin Leipzig

Einleitung

Die Prävalenz für Schulter-Arm-Beschwerden liegt bei über 30 % (Luime et al., 2004). In Schlag- und Wurf-sportarten hat die Schulter eine leistungsentscheidende Rolle und ein erhöhtes Verletzungspotential (Doyscher et al., 2014). So sind im Handball Häufigkeit und Schwere der Schulterverletzungen ein bestehendes Problem (Achenbach & Luig, 2020). Mit 9,1 % ist die Handballerschulter am vierthäufigsten verletzt, nach Knie (14,1 %), Sprunggelenk (14,1 %) und Oberschenkel (10,2 %) (VBG, 2019). Die Besonderheit besteht darin, dass die Schulter gegenüber weiteren großen Gelenken des menschlichen Körpers vorrangig muskelgeführt ist und hohe Mobilitäts- und niedrige Stabilitätseigenschaften zeigt (Kent, 1971). Insbesondere die Außenrotatoren des Wurfarms zeigen bei Leistungssportlern strukturelle und funktionelle Schädigungen, die Ätiologie scheint komplex und ungeklärt (Doyscher et al., 2014). Die Schwere der Verletzungen erklärt sich durch das häufige Auftreten sogenannter „Time Loss Injuries“, die einen mehrwöchigen Arbeitsausfall und einen kostenintensiven Rehabilitationsprozess beschreiben. Daher werden Verletzungsraten von bis zu 65,2 pro 1000 Spielstunden und eine Prävalenz von knapp 80 % als besorgniserregend eingestuft (Luig et al., 2018).

Zur Beschreibung der Schultergesundheit und des Verletzungsrisikos werden typischerweise Diagnostiken zur Beweglichkeit und Kraft durchgeführt. Diese Faktoren werden wiederkehrend als modifizierbare Risikofaktoren für Verletzungen beschrieben (Burkhart et al., 2003; Hoppe et al., 2022; Murphy et al., 2003; Wilk et al., 1993). Weniger Beachtung finden dagegen funktionelle Defizite in der exzentrischen Kraft sowie die strukturellen Eigenschaften des Muskels, welche ebenfalls einen wichtigen Beitrag zur Beurteilung des Verletzungsrisikos darstellen (Ribeiro-Alvares et al., 2018; Ribeiro-Alvares et al., 2021; Timmins et al., 2016). Auf Basis dieser Forschungslücke erscheint eine erweiterte sportbiomechanische Diagnostik zu weiteren Aspekten der Beweglichkeit, Kraft (Hoppe et al., 2022) und Muskelarchitektur (Timmins et al., 2016) relevant. Da Handballer durch repetitive und intensive Wurfbelastungen eine typische Werferschulter mit erweiterter Außenrotation und verminderter Innenrotation und entsprechender Kraftfähigkeit aufweisen (Achenbach & Luig, 2020; Asker et al., 2020; Lubiatuski et al., 2018), erscheint der Vergleich des Ist-Zustands der Schulter zu einer Stichprobe beschwerdefreier Sportstudenten aufschlussreich. So ist zu erwarten, dass Handballer aufgrund ihrer sportart-spezifischen Schulteranpassungen höhere Ausprägungen in den beschriebenen Risikofaktoren zeigen.

Ziel dieser Studie ist der Vergleich von Funktion und Struktur der Rotatorenmanschette zwischen Sportstudenten und Nachwuchshandballern. Zum Vergleich der Gruppen werden die Außen- und Innenrotatoren in Bezug auf das mittlere Drehmoment bei 30°/s isokinetischer Kraftmessung in Exzentrik und Konzentrik sowie die aktive und passive Beweglichkeit betrachtet. Muskelfaszikellänge,- Volumen und DWI-Bildgebungsparameter (Fractional Anisotropy) werden für die verletzungsgefährdeten Außenrotatoren zur erweiterten Beurteilung erfasst.

Methoden

25 männliche Handballer aus dem Nachwuchsbereich ($17,72 \pm 1,21$ Jahre; $186,24 \pm 6,60$ cm Körpergröße; $84,40 \pm 11,67$ kg Körpergewicht) sowie 16 Sportstudenten ($23,25 \pm 3,91$ Jahre; $181,19 \pm 6,90$ cm; $76,38 \pm 7,38$) nahmen an der Studie teil. Die Daten basieren auf einer messwiederholten Interventionsstudie mit Einschluss zweier unabhängiger Kohorten. Für die vorliegende Fragestellung wurden lediglich die Daten des Eingangstests in die Analysen eingeschlossen. Zur Beurteilung der Schulterstruktur des Wurfarms wurde ein 3.0 T Siemens MAGNETOM Prisma Magnet-Resonanz-Tomograph (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) und eine Schulter Spule (XL, 16-Kanal) eingesetzt. Zur Rekonstruktion der Muskelfaszikeln wurden T1- und diffusionsgewichtete MRT-Sequenzen angewandt. Die Schulterfunktion wurde über submaximale Beweglichkeits- und maximale exzentrische und konzentrische Krafttests am isokinetischen Dynamometer IsoMed 2000 (D&R Ferstl GmbH, Hemau, Deutschland) erfasst. Die Tests wurden getrennt voneinander durchgeführt.



Abbildung 1: Isokinetische Testungen am ISOMED 2000 für die dominante Schulter.

Am isokinetischen Dynamometer (Abbildung 20) wurden die Daten mit einer Aufnahme­frequenz von 200 Hz aufgenommen. In der Datenaufbereitung wurde ein 6Hz-Filter eingesetzt. In den Krafttests wurde aus jedem Einzeltest der Mittelwert aus drei Versuchen berechnet und in die Analysen eingeschlossen. Die Datenaufbereitung der isokinetischen Tests wurde mit MATLAB v.R2022a (MathWorks, Natick, USA) durchgeführt.

Die anatomischen MRT-Bilder (Abbildung 1) dienten zur manuellen Segmentierung des m. Supraspinatus und m. Infraspinatus/teres minor mithilfe der Software Mimics Materialise V. 24,0 (Leuven, Belgien). DSI Studio (V. 3. December 2021, <http://dsi-studio.labsolver.org>) wurde zur Aufbereitung der DWI-Daten, zur Traktographie der Muskelfasern und zur Berechnung der Muskelfaszikellänge und des absoluten Volumens aller Muskelfaszikel verwandt.

Die statistische Prüfung der Stichprobenverteilung und Varianzhomogenität sowie inferenzstatistische Unterschiedsprüfungen der Gruppenmittelwerte wurden mit SPSS V. 27 (IBM, Armonk, New York, USA) durchgeführt. Dazu wurden unabhängige t -Tests angewandt. Das α -Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

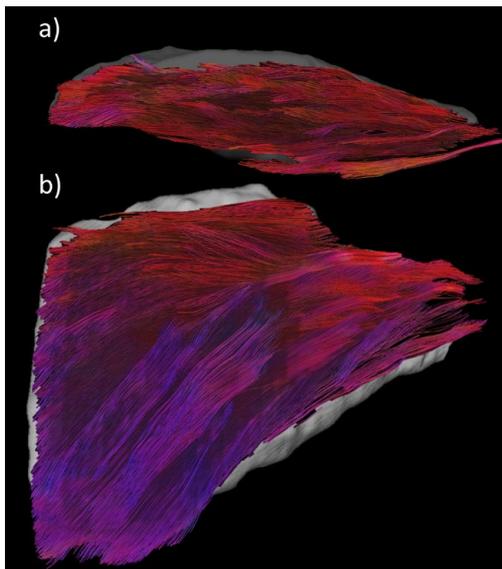


Abbildung 2: Ergebnisse der Traktographie mit Faszikelfarbgebung bezogen auf die Orientierung der Fasern; a) Supraspinatus-Muskelfaser in koronaler Ebene; b) Infraspinatus/teres minor Muskulatur.

Ergebnisse

Der Vergleich der Gruppen zeigt bei den Handballern ein signifikant geringeres Alter ($t_{(39;16,850)} = 5,50; p < ,001$), eine erhöhte Körpergröße ($t_{(39)} = -2,350; p = ,024$) und ein höheres Körpergewicht ($t_{(39)} = -2,696; p = ,010$) im Vergleich zu den Sportstudenten. Der Gruppenvergleich für die funktionellen Tests zeigt, dass die Handballer ebenfalls in den Krafttests signifikant höhere Drehmomente in der Konzentrik der Innenrotatoren ($t_{(39)} = 3,283; p = ,002$) generieren können im Vergleich zu den Sportstudenten. Alle weiteren Krafttests zeigten keine Unterschiede. In den Beweglichkeitstests wiesen die Handballer eine signifikant größere aktive Beweglichkeit in der Außenrotationsbewegung ($t_{(38)} = -2,875; p = ,004$) sowie eine reduzierte passive Beweglichkeit in der Innenrotation ($t_{(38)} = -1,705; p = ,048$) gegenüber den Sportstudenten auf. Andere Beweglichkeitsmessungen wiesen auf keinen statistischen Unterschied zwischen den Gruppen hin. Für den m. Infraspinatus/teres minor ergaben die Analysen bei den Handballern eine signifikant längere Muskelfaszikel im Vergleich zu den Sportstudenten ($t_{(23;21,379)} = -1,768; p = ,046$). Weitere Analysen ergaben keine signifikanten Gruppenunterschiede (Tabelle 5).

Muskel	Parameter	Studenten	Handballer	$\Delta\%$	p
Außenrotatoren	Exzentrik (Nm)	28,68 (6,31)	28,66 (7,18)	0,1	,991
	Konzentrik (Nm)	22,12 (4,69)	21,86 (4,73)	1,2	,865
	Aktive ROM (°)	71,59 (8,92)	71,02 (10,49)	-0,8	,860
	Passive ROM (°)	85,93 (9,56)	80,63 (9,51)	6,2	,048
Infraspinatus/ teres minor	Faszikellänge (mm)	66,54 (6,15)	73,33 (12,80)	10,2	,046
	Faszikelvolumen (mm ³)	257,83 (30,21)	284,20 (73,53)	10,2	,296
	Fractional Anisotropy (DTI)	0,25 (0,02)	0,26 (0,03)	4,0	,279
Supraspinatus	Faszikellänge (mm)	36,76 (6,93)	38,50 (7,04)	4,7	,520
	Faszikelvolumen (mm ³)	143,17 (29,34)	150,38 (38,20)	5,0	,603
	Fractional Anisotropy (DTI)	0,29 (0,02)	0,289 (0,03)	0,3	,720
Innenrotatoren	Exzentrik (Nm)	31,35 (9,45)	35,26 (7,00)	12,5	,137
	Konzentrik (Nm)	22,63 (6,14)	29,80 (7,22)	31,7	,002
	Aktive ROM (°)	98,90 (0,90)	104,43 (7,38))	5,6	,007
	Passive ROM (°)	110,54 (6,07)	106,76 (7,91)	3,4	,121

Tabelle 5: Gruppenvergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen (in Klammern) eines jeden Parameters, mit Angabe der prozentualen Veränderungen ($\Delta\%$) und statistische Gruppenunterschiede (p-Werte); Beweglichkeit, ROM.

Diskussion

Ziel der Studie war der Gruppenvergleich zwischen leistungsorientierten Handballern und Sportstudenten in Bezug auf funktionelle und strukturelle Unterschiede in der Schultermuskulatur des Wurfarms. Die Ergebnisse zeigen, dass Handballer im Vergleich zu Sportstudenten grundsätzlich größere Anpassungen der Innenrotatoren aufweisen. So besteht bei den Handballern ein 32 % höheres konzentrisches Drehmoment und eine 6 % größere aktive Beweglichkeit für die Innenrotatoren. Im Gegensatz dazu weisen die Handballer bezogen auf die antagonistische Muskulatur eine 6 % niedrigere passive Innenrotationsbeweglichkeit auf. Weiterhin erscheint bei den Handballern die Faszikellänge des m. Infraspinatus/teres minor um 10 % signifikant erhöht.

Damit zeigen sich erwartbare Gruppenunterschiede und Handball-typische Ausprägungen in Beweglichkeit und Kraft der Innenrotatoren, die als Agonisten der Wurfbewegung benannt werden können. Es liegt demnach nahe, die gezeigten Gruppenunterschiede auf die funktionellen Anpassungen der Sportart zurückzuführen, denn insbesondere im Handball zeigt sich eine Verschiebung der Kraft und der totalen Schulterbeweglichkeit zum Nachteil der Innenrotation und zum Vorteil der Außenrotation (Achenbach & Luig, 2020; Asker et al., 2020; Lubiowski et al., 2018). Neben Verletzungen an Kapsel und Sehne (Doyscher et al., 2014) erscheinen im Handball auch Impingement-ähnliche Veränderungen als häufigste Befundung in der Bildgebung (Jost et al., 2005; Lubiowski et al., 2018). Diese Probleme werden unter anderem durch die Entstehung des zuvor beschriebenen glenohumeralen Innenrotationsdefizits sowie durch eine reduzierte isometrische Kraftfähigkeit in den Außenrotatoren des Schultergelenks erklärt (Doyscher et al., 2014; Hoppe et al., 2022).

Die erhöhte m. Infraspinatus/teres minor-Faszikellänge bei den Handballern kann zum einen mit einem größeren Faszikelvolumen erklärt werden. Ebenfalls kann interpretiert werden, dass die höhere Kraftgenerierung der Innenrotatoren ebenfalls in strukturellen Anpassungen der Außenrotatoren resultieren, da diese insbesondere nach Abwurf des Sportgeräts eine enorme exzentrische Energieabsorptionsleistung aufbringen müssen (Köhler et al., 2022), um die passiven Strukturen des Schultergelenks beim Abbremsen des Wurfarms zu unterstützen. Dieser dabei auftretende aktive Dehnungsreiz könnte eine Sarkomergese initiieren (Franchi et al., 2017), die Faszikellänge chronisch erhöhen und die gezeigten Unterschiede erklären. Dass diese Unterschiede ebenfalls als funktionelle Anpassungen bei Handballern einstuftbar sind, zeigen auch die positiven Tendenzen in mehreren strukturellen Parametern.

Die als positiv zu bewertenden strukturellen Anpassungen der Wurf-stabilisierenden Außenrotatoren zeigen ein erhöhtes protektives Potenzial in dieser Stichprobe. Doch mit Blick auf die Kraft- und Beweglichkeitswerte der Außenrotatoren ergab sich kein Unterschied zwischen den Gruppen, obwohl zur Prävention von Verletzungen bei einer erhöhten Innenrotationskraft auch eine erhöhte Kraftfähigkeit in den Außenrotatoren angestrebt werden sollte (Beitzel et al., 2016; Hoppe et al., 2022). Der Gruppenvergleich zeigt, dass bei den Handballern größere Differenzen in der Kraft der Innen- und Außenrotatoren bestehen, welche unter anderem auf die handballtypischen funktionellen Anpassungen der Innenrotatoren aber auch auf Probleme in der Primärprävention der Außenrotatoren zurückgeführt werden können. Grundsätzlich ist dieses Defizit durch effektive Präventionsansätze reduzierbar, denn es besteht ein deutliches Präventionspotenzial aufgrund der Tatsache, dass etwa die Hälfte der Verletzungen mit Foulspiel assoziiert werden (Luig et al., 2020). Allgemeiner Präventionsansatz wäre zunächst ein Training zur Verbesserung der beschriebenen Risikofaktoren (Burkhart et al., 2003; Murphy, 2003; Wilk et al., 1993). In Betrachtung der Wirkweise konventioneller Präventionsstrategien weisen jedoch weder handballspezifische Präventionsprogramme (Achenbach & Luig, 2020) noch evidenzbasierte Dehn- (Marchall & Ruckelshausen, 2004; Thacker et al., 2004) oder Krafttrainingsinterventionen (Niederbracht et al., 2008) einen praxisrelevanten Effekt zur Reduktion von Schulterbeschwerden auf, wodurch die beschriebenen Defizite in Beweglichkeit und Kraft der Außenrotatoren im Vergleich zu Sportstudenten erklärt werden könnten.

Limitationen dieser Studie bestehen unter anderem im Vergleich der Gruppen durch die festgestellten Unterschiede in Alter, Anthropometrie und in der Stichprobengröße. Ein weiteres Problem im Gruppenvergleich

von Sportstudenten und Handballern könnte darin bestehen, dass die Sportstudenten als schultergesunde und unbelastete Referenzgruppe in den Analysen und Ergebnisinterpretationen verwandt wurden, jedoch aufgrund ihrer unterschiedlichen sportlichen Ausrichtung und erhöhter physischer Aktivität gegenüber einer Normalpopulation als Vergleichsgruppe nicht vollumfänglich geeignet ist. In Hinblick auf die Testmethodik kann angeführt werden, dass sich die Beweglichkeitswerte ausschließlich auf einen glenohumoralen passiven Beweglichkeitstest mit 8 Nm Grenzwert beziehen, wodurch die Vergleichbarkeit zu bisherigen Studien, die überwiegend mit physiotherapeutischen Diagnosemethoden arbeiten (O’Sullivan et al., 2012; Vetter et al., 2022), problematisch ist.

Schlussfolgerungen

Der Vergleich von schultergesunden Sportstudenten und Nachwuchshandballern bestätigt die funktionellen und strukturellen Unterschiede zwischen Handballern und Sportstudenten. Damit zeigen die Handballer eine typische Tendenz in Richtung Werferschulter, die als feststehender Begriff eine symptomatische, aber sportartspezifisch angepasste Schulter charakterisieren, welche einer praxisrelevanten Verletzungsgefahr ausgesetzt ist. Ob diese Unterschiede tatsächlich eine höhere Gefahr für Verletzungen bei Handballern bedeuten können, bleibt unklar. Betrachtet man die Sportstudenten als schultergesunde Referenzgruppe, so könnte man die Ergebnisse bei den Handballern in der Mehrheit der Parameter jedoch als defizitär einordnen und die Anwendung und Wirksamkeit bestehender Präventionsstrategien des Handballsports kritisch diskutieren.

Literatur

- [1] Achenbach, L., & Luig, P. (2020). Epidemiologie und Verletzungsprävention im Handball. *Sportverletzung Sport-schaden*, 34(03), 129–135. <https://doi.org/10.1055/a-1209-4666>
- [2] Asker, M., Waldén, M., Källberg, H., Holm, L. W., & Skillgate, E. (2020). Preseason Clinical Shoulder Test Results and Shoulder Injury Rate in Adolescent Elite Handball Players: A Prospective Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 50(2), 67–74. <https://doi.org/10.2519/jospt.2020.9044>
- [3] Beitzel, K., Reuter, S., Imhoff, A. B., & Braun, S. (2016). Athlete’s shoulder: 5 keys for successful treatment. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 67(5), 103–110. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2016.226>
- [4] Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Ben Kibler, W. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy – Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 19(4), 404–420. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50128>
- [5] Doyscher, R., Kraus, K., Finke, B., & Scheibel, M. (2014). Akutverletzungen und Überlastungsschäden der Schulter im Sport. *Orthopade*, 43(3), 202–208. <https://doi.org/10.1007/s00132-013-2141-x>
- [6] Franchi, M. V., Reeves, N. D., & Narici, M. V. (2017). Skeletal Muscle Remodeling in Response to Eccentric vs. Concentric Loading: Morphological, Molecular, and Metabolic Adaptations. *Frontiers in Physiology*, 8(JUL), 1–16. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00447>
- [7] Hoppe, M. W., Brochhagen, J., Tischer, T., Beitzel, K., Seil, R., & Grim, C. (2022). Risk factors and prevention strategies for shoulder injuries in overhead sports: an updated systematic review. In *Journal of Experimental Orthopaedics* (Vol. 9, Issue 1). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00493-9>
- [8] Jost, B., Zumstein, M., Pfirrmann, C. W. A., Zanetti, M., & Gerber, C. (2005). MRI Findings in Throwing Shoulders. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NA;(434), 130–137. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000154009.43568.8d>
- [9] Köhler, H. P., Hepp, P., & Witt, M. (2022). Load quantification on the muscle-ligament apparatus in the javelin thrower’s shoulder. *Obere Extremität*, 17(1), 27–33. <https://doi.org/10.1007/s11678-021-00674-5>

-
- [10] Lubiawski, P., Kaczmarek, P., Cisowski, P., Breborowicz, E., Grygorowicz, M., Dziaach, M., Krupecki, T., Laver, L., & Romanowski, L. (2018). Rotational glenohumeral adaptations are associated with shoulder pathology in professional male handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(1), 67–75. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4426-9>
- [11] Luig, P., Krutsch, W., Henke, T., Klein, C., Bloch, H., Platen, P., & Achenbach, L. (2020). Contact-but not foul play-dominates injury mechanisms in men's professional handball: A video match analysis of 580 injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 54(16), 984–990. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100250>
- [12] Luig, P., Krutsch, W., Nerlich, M., Henke, T., Klein, C., Bloch, H., Platen, P., & Achenbach, L. (2018). Increased injury rates after the restructure of Germany's national second league of team handball. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), 1884–1891. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4851-4>
- [13] Luime, J., Koes, B., Hendriksen, I., Burdorf, A., Verhagen, A., Miedema, H., & Verhaar, J. (2004). Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, 33(2), 73–81. <https://doi.org/10.1080/03009740310004667>
- [14] Marschall, F., & Ruckelshausen, B. (2004). Dient Dehnen der Verletzungsprophylaxe? Eine qualitative Metaanalyse. *Spectrum*, 16(1), 31–47.
- [15] Murphy, D. F., Connolly, D. A. J., & Beynnon, B. D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: A review of the literature. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 37, Issue 1, pp. 13–29). <https://doi.org/10.1136/bjms.37.1.13>
- [16] O'Sullivan, K., McAuliffe, S., & DeBurca, N. (2012). The effects of eccentric training on lower limb flexibility: A systematic review. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 46, Issue 12, pp. 838–845). <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090835>
- [17] Ribeiro-Alvares, J. B., Marques, V. B., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2018). Four weeks of nordic hamstring exercise reduce muscle injury risk factors in young adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(5), 1254–1262. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001975>
- [18] Ribeiro-Alvares, J. B., Oliveira, G. D. S., De Lima-E-Silva, F. X., & Baroni, B. M. (2021). Eccentric knee flexor strength of professional football players with and without hamstring injury in the prior season. *European Journal of Sport Science*, 21(1), 131–139. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1743766>
- [19] Thacker, S. B., Gilchrist, J., Stroup, D. F., & Kimsey, C. D. (2004). The Impact of Stretching on Sports Injury Risk: A Systematic Review of the Literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), 371–378. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000117134.83018.F7>
- [20] Timmins, R. G., Bourne, M. N., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): A prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1524–1535. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095362>
- [21] Vetter, S., Schleichardt, A., Köhler, H. P., & Witt, M. (2022). The Effects of Eccentric Strength Training on Flexibility and Strength in Healthy Samples and Laboratory Settings: A Systematic Review. In *Frontiers in Physiology* (Vol. 13). *Frontiers Media S.A.* <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.873370>
- [22] Wilk, K. E., Andrews, J. R., Arrigo, C. A., Keirns, M. A., & Erber, D. J. (1993). The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 21(1), 61–66. <https://doi.org/10.1177/036354659302100111>

Muskelarchitektur und Kontraktionseigenschaften des humanen *M. tibialis anterior*

Lukas Vosse^{1,3}, Annika Sahrman^{2,3}, Oliver Röhrle^{2,3}, Tobias Siebert^{1,3}

¹Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften, Abteilung für Bewegungs- und Trainingswissenschaften, Universität Stuttgart;

²Institut für Modellierung und Simulation biomechanischer Systeme, Abteilung für Kontinuumsbiomechanik und Mechanobiologie, Universität Stuttgart; ³Stuttgart Center for Simulation Science (SimTech), Universität Stuttgart

Einleitung

Der *M. tibialis anterior* (TA) trägt wesentlich zur erfolgreichen Fortbewegung und zur Aufrechterhaltung der Körperhaltung bei (Macrae, Lacourse, & Moldavon, 1992). Seine Funktion als eingelenkiger Sprunggelenksbeuger sowie seine oberflächige Position erlauben eine vergleichsweise einfache Charakterisierung seiner Muskeleigenschaften im Vergleich zu anderen Muskeln des menschlichen Körpers (Ruiz Muñoz, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2015). Trotzdem ist wenig über die kontraktile Eigenschaften sowie die Veränderung der 3D Architektur des TA bei Muskelkontraktionen bekannt. Diese Daten werden jedoch als Eingangsdaten für Muskelmodelle bzw. zur Modellvalidierung benötigt. Insbesondere fehlen 3D-Muskelmodelle menschlicher Muskulatur, die eine realistische Vorhersage zur Muskelkraftgenerierung, Muskeldeformation und Änderungen der 3D-Muskelarchitektur während einer Kontraktion erlauben (Siebert & Rode, 2014). Mit dieser Studie sollen umfassende Daten zur Modellierung von architekturbasierten und aktivierungsgesteuerten Modellen des menschlichen TA bereitgestellt werden.

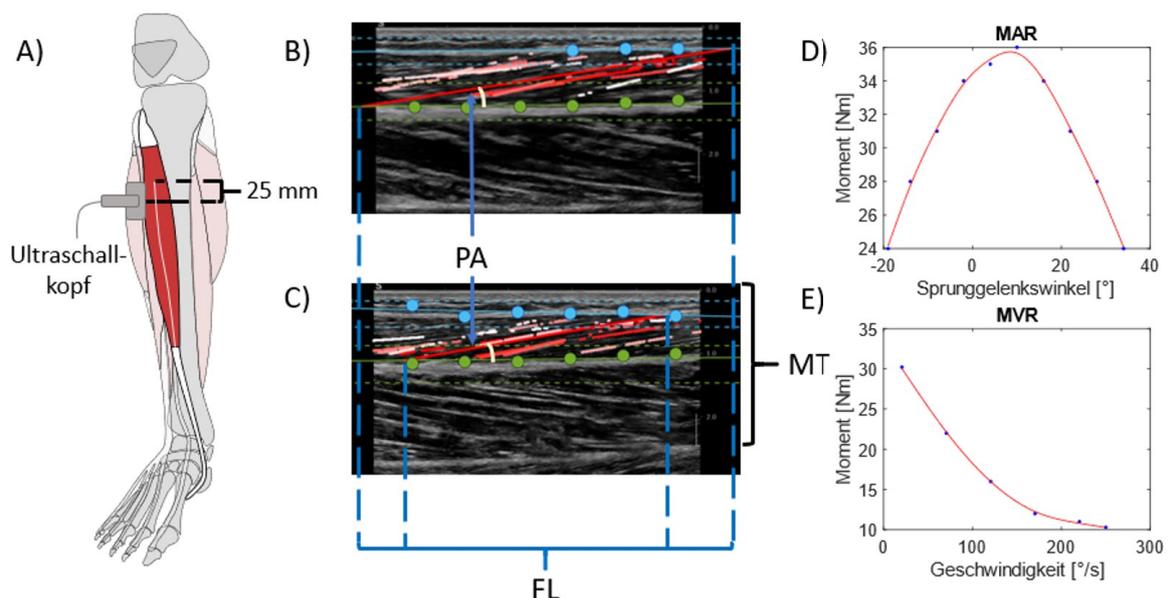


Abbildung 1: Der Ultraschallkopf befindet sich 25 mm distal des proximalen Endes der zentralen Aponeurose des TA (A).

Eindeutige Unterschiede in der Faserlänge (FL), dem Fiederungswinkel (PA) und der Muskeldicke (MT) können zwischen relaxierten (B) und kontrahierten (C) Bedingungen in den Ultraschallaufnahmen beobachtet werden.

Die Moment-Winkel Kurve (MAR, D) und Moment-Geschwindigkeits-Kurve (MVR, E) entsprechen Ergebnissen aus ähnlichen Studien mit anderer Muskulatur (Rassier, MacIntosh, & Herzog, 1999) (Wieckiewicz, Roy, Powell, Perrine, & Edgerton, 1984).

Methoden

In dieser Studie haben 28 gesunde und aktive Männer ($n = 13$, Alter = 26.6 ± 4 J, $m = 74.8 \pm 7.7$ kg, Körpergröße = 178.9 ± 5.3 cm) und Frauen ($n = 15$, Alter = 24.6 ± 3.3 J, $m = 62.3 \pm 9.9$ kg, Körpergröße = 166 ± 8.4 cm) maximal willkürliche isometrische und isokinetische Dorsiflexionen in einem Dynamometer (ISOMED2000) durchgeführt. Die Sprunggelenkwinkel wurden mit einem 3D-Hochgeschwindigkeitskamerasystem erfasst (Baumer VLXT-Series). Informationen zu Änderungen der Architektur des TA zwischen entspanntem und kontrahiertem Zustand sowie während dynamischer Kontraktion wurden mittels Ultraschalls erhoben (SuperSonic Imagine, Aixplorer MACH30). Die Auswertung der Ultraschalldaten erfolgte mittels TimTrack (van der Zee & Kuo, 2022). Basierend auf diesen Daten wurden die Moment-Winkel Kurve (MAR) (Rassier, MacIntosh, & Herzog, 1999), Moment-Geschwindigkeits-Kurve (MVR) (Wieckiewicz, Roy, Powell, Perrine, & Edgerton, 1984), die Geschichtsabhängigkeit der Muskelkraft ((Force-Enhancement: FE, Force-Depression: FD) (Abbott & Aubert, 1952) (Siebert, et al., 2015), sowie relevante Architekturparameter (Muskeldicke (MT), der Fiederungswinkel (PA) und die Faserlänge (FL)) des TA charakterisiert.

Ergebnisse

Die MAR zeigt einen typischen parabelförmigen Verlauf (Abb. 1D). Innerhalb des physiologischen Arbeitsbereiches des TA konnten ein aufsteigender Ast, ein Plateaubereich und ein absteigender Ast charakterisiert werden. Das maximale TA Drehmoment (M_{\max}) beträgt 36 ± 10 Nm und liegt bei einem Sprunggelenkwinkel von $98 \pm 6^\circ$ (90° entspricht dem SGW beim aufrechten Stand). Die Moment-Geschwindigkeits-Kurve (MVR) weist einen typischen hyperbolischen Verlauf auf (Abb. 1E). Der TA zeigt eine ausgeprägte Geschichtsabhängigkeit der Muskelkraft. Force-Enhancement nach aktiver Muskeldehnung (20° Dehnung mit $15^\circ/s$) beträgt $7 \pm 2\%$ M_{\max} (maximales isometrisches Drehmoment bei gleichem Endwinkel). Force-Depression nach aktiver Muskeldehnung (20° Dehnung mit $15^\circ/s$) beträgt $12 \pm 2\%$ M_{\max} . Der TA Fiederungswinkel liegt bei $7,3 \pm 1,7^\circ$. Die Faszikelrotation bei isometrischen Kontraktionen beträgt $2,4 \pm 0,3^\circ$. Die TA Muskeldicke und Faserlänge bei M_{\max} betragen $2,6 \pm 0,3$ cm und $6,7 \pm 0,7$ cm relaxiert und $2,7 \pm 0,2$ cm und $5,2 \pm 0,4$ cm bei isometrischer Kontraktion.

Diskussion

MAR und MVR stimmen mit Ergebnissen ähnlicher Studien der Skelettmuskulatur überein (Rassier, MacIntosh, & Herzog, 1999) (Wieckiewicz, Roy, Powell, Perrine, & Edgerton, 1984). Der physiologische Arbeitsbereich des TA liegt im aufsteigenden Ast und im Plateaubereich des MAR (Beyaert, Sirveaux, Paysant, Molé, & André, 2004). Die Architekturparameter sind vergleichbar mit Ergebnissen aus der Literatur (Martin-Rodriguez, et al., 2023). Die ermittelten Effekte der Geschichtsabhängigkeit der Muskelkraft (FE und FD) sind in Übereinstimmung mit anderen Studien an humanen Muskeln (Tilp, Steib, & Herzog, 2009). Die Ergebnisse bilden die Grundlage für die Erstellung und Validierung des ersten realistischen 3D-Muskelmodells des TA, welches im Rahmen eines SimTech Forschungsprojektes (EXC 2075) erstellt werden soll. Dieses Modell dient der Vorhersage von Veränderungen in 3D-Muskelarchitektur, Muskelform und Kraft bei Muskelaktivierung. Weitere Schritte beinhalten die Berücksichtigung spezifische Probandengruppen, um das Modell an den Einfluss von Alter und Sport anzupassen.

Danksagung: Die Studie wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) im Rahmen der Exzellenzstrategie – EXC 2075/1-390740016 gefördert.

Literatur

- [1] Abbott, B. C., & Aubert, X. M. (1952). The force exerted by active striated muscle during and after change of length. *J Physiol*, S. 117, 77–86.
- [2] Beyaert, C., Sirveaux, F., Paysant, J., Molé, D., & André, J. M. (2004). The effect of tibio-talar arthrodesis on foot kinematics and ground reaction force progression during walking. *Gait Posture*, S. 20(1) 84–91.
- [3] Macrae, P. G., Lacourse, M., & Moldavon, R. (1992). Physical performance measures that predict faller status in community-dwelling older adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, S. 16(3) 123–8.
- [4] Martin-Rodriguez, S., Gonzalez-Henriquez, J. J., Galvan-Alvarez, V., Cruz-Ramírez, S., Calbet, J. A., & Sanchis-Moysi, J. (2023). Architectural anatomy of the human tibialis anterior presents morphological asymmetries between superficial and deep unipennate regions. *Journal of Anatomy*, S. DOI: 10.1111/joa.13864.
- [5] Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, S. 86(5) 1445–1457.
- [6] Ruiz Muñoz, M., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Tibialis anterior analysis from functional and architectural perspective during isometric foot dorsiflexion: a cross-sectional study of repeated measures. *J Foot Ankle Res*, S. 8, 74.
- [7] Siebert, T., & Rode, C. (2014). Computational modeling of muscle biomechanics. *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System*, S. 173–243.
- [8] Siebert, T., Leichsenring, K., Rode, C., Wick, C., Stutzig, N., Schubert, H., ... Böl, M. (2015). Three-Dimensional Muscle Architecture and Comprehensive Dynamic Properties of Rabbit Gastrocnemius, Plantaris and Soleus: Input for Simulation Studies. *PLoS ONE*, S. 10, e0130985.
- [9] Tilp, M., Steib, S., & Herzog, W. (2009). Force-time history effects in voluntary contractions of human tibialis anterior. *Eur J Appl Physiol*, S. 106, 159.166.
- [10] van der Zee, J. T., & Kuo, A. D. (2022). TimTrack: A drift-free algorithm for estimating geometric muscle features from ultrasound images. *PLoS One*, S. doi: 10.1371/journal.pone.0265752.
- [11] Wieckiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal of Applied Physiology*, S. 57(2) 435–443.

Session J

Biomechanik trifft Motorik



Effects of stomatognathic motor activities on dynamic reactive balance

Cagla Fadillioglu¹, Lisa Kanus², Felix Möhler¹, Steffen Ringhof^{3,4}, Marc Schmitter², Daniel Hellmann^{2,5}, Thorsten Stein¹

¹Institute of Sports and Sports Science, Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Germany; ²Department of Prosthodontics, University of Würzburg, Germany, ³Department of Sport and Sport Science, University of Freiburg, Germany;

⁴Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Medical Center Freiburg, University of Freiburg, Germany;

⁵Dental Academy for Continuing Professional Development, Karlsruhe, Germany

Introduction

Posture control is essential for human life and involves controlling the position of the body with respect to the environment for the dual purposes of stability and orientation. Thereby, multiple sensory signals from visual, somatosensory, and vestibular systems are used. The sensory information is transformed into motor commands to control posture in a task-specific manner (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Previous studies showed that sensory input originating from the stomatognathic motor system (resulting from different oral motor activities, e. g., jaw clenching in different positions of the lower jaw, tongue pressing or chewing) may influence postural control under static conditions (e. g. Ringhof, Leibold, Hellmann, & Stein, 2015; Sakaguchi et al., 2007) drinking and speaking. The purpose of this study was to evaluate the possible effects of tongue position on the postural control system. **Materials and method:** We compared the mean center of gravity (COG). Particularly, controlled jaw clenching activities during upright standing have been shown to reduce the body sway (Ringhof et al., 2015) as well as the muscular co-contraction variability in the lower extremities (Hellmann et al., 2015). However, the effects of stomatognathic motor activities on dynamic balance have not yet been investigated. On this basis, the aim of this study was to investigate the influence of different functional stomatognathic activities on postural performance during a dynamic reactive balance task. It was hypothesised that jaw clenching and tongue pressing would influence dynamic reactive balance performance.

Methods

A total of 48 physically active adults (25 female, 23 male; age: 23.8 ± 2.5 years) participated in the study. Dynamic balance was investigated in single-leg stance on their dominant leg by means of a Posturomed oscillating platform (Haider-Bioswing). Mechanical perturbations in four different directions (Back (B), Front (F), Ipsilateral (I) and Contralateral (C) to the supporting leg) were applied in a randomized order (Fadillioglu et al., 2022). The task was to compensate the perturbation as quickly as possible. The participants were assigned into one of the three groups (JAW: jaw clenching group; TON: tongue pressing group; and HAB: habitual stomatognathic behavior group) according to their initial balance performance. JAW had to submaximally clench their jaws, whereas TON had to apply a submaximal force with the tip of the tongue against the anterior hard palate during the balance tasks. HAB did not receive any additional instructions. Building three groups with different oral-motor tasks were preferred over a single group of participants with repeated measurements containing different oral-motor tasks, in order to avoid the potential carry-over effects between the tasks. A 3D motion capture system (Vicon Motion Systems; 200 Hz) was used to collect the kinematics data of the platform. A wireless EMG system (Noraxon, 2000 Hz) was used to collect EMG data of the masseter for JAW and HAB and of the suprahyoid muscles of the floor of mouth (FoMM) for TON. Data processing and statistical calculations were done in MATLAB R2020a (MathWorks) and SPSS 25.0 (IBM Corporation), respectively. For the operationalization of the dynamic reactive balance performance, damping ratio (DR) was calculated (Kiss, 2011). The normality of data was confirmed by Kolmogorov-Smirnov tests. For each direction, a one-way ANOVA and Tukey post-hoc tests were performed for the group comparisons. The level of significance was set

a priori to $p < 0.05$. Partial eta-squared and Cohen's d were calculated to estimate the effect sizes for ANOVA and post-hoc tests, respectively.

Results

All the results are shown in Table 1. The ANOVA results for DR revealed significantly different dynamic reactive balance performances between groups in the direction F with a high effect size. According to the post-hoc tests, JAW had a significantly higher DR compared to both HAB ($p = 0.001$, $d = 1.03$) and TON ($p < 0.001$, $d = 1.40$) with high effect sizes. There were no significant differences in the remaining directions. The results showed that JAW had a better dynamic reactive balance performance compared to other two groups only in the direction F.

	JAW	HAB	TON	p	η^2
Back (B)	6.2 ± 0.3	5.5 ± 0.3	5.5 ± 0.3	0.226	0.064
Front (F)	6.6 ± 0.3	4.6 ± 0.3	4.9 ± 0.3	< 0.001	0.349
Ipsilateral (I)	4.5 ± 0.3	4.6 ± 0.8	4.8 ± 0.5	0.920	0.004
Contralateral (C)	4.3 ± 0.5	4.0 ± 0.4	3.7 ± 0.4	0.607	0.022

Table 1: Damping ratio results are given as mean ± standard deviation in %. Significant differences are highlighted in bold. The p-values and the effect sizes for group comparisons are represented in the last two columns. JAW, jaw clenching; TON, tongue pressing; HAB, habitual.

Discussion

The results revealed that jaw clenching may improve the dynamic reactive balance performance significantly in the forward direction of perturbation, whereas tongue pressing did not seem to have any effects in any directions. However, jaw clenching improved the dynamic reactive balance performance only in one of the four perturbation directions. This finding can be attributed to the perturbation direction dependency of postural control (Chen et al., 2014; Nonnekes et al., 2013) compared the postural responses to backward and forward perturbations and found positive effects of a startling auditory stimulus only in the backward body sway condition. They suggested that postural responses to backward and forward perturbations may be processed by different neural circuits. Based on these findings, dynamic reactive balance performance improvement in direction F in this study may be attributed to the effects of jaw clenching, which are specifically recruited during forwards acceleration of the platform. There are several possible explanations for the found effects, including the increased excitability of the human motor system (Borojerd, Battaglia, Muellbacher, & Cohen, 2000) due to the stimulation of periodontal mechanoreceptors. However, underlying mechanisms have not been yet investigated explicitly and remained to be answered. This study can contribute to the understanding of postural control, particularly in relation to stomatognathic motor system.

References

- [1] Alghadir, A. H., Zafar, H., & Iqbal, Z. A. (2015). Effect of tongue position on postural stability during quiet standing in healthy young males. *Somatosensory and Motor Research*, 32(3), 183–186. <https://doi.org/10.3109/08990220.2015.1043120>
- [2] Borojerd, B., Battaglia, F., Muellbacher, W., & Cohen, L. G. (2000). Voluntary teeth clenching facilitates human motor system excitability. *Clinical Neurophysiology*, 111(6), 988–993. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00279-0](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00279-0)

-
- [3] Chen, C. L., Lou, S. Z., Wu, H. W., Wu, S. K., Yeung, K. T., & Su, F. C. (2014). Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-50>
- [4] Fadillioglu, C., Kanus, L., Möhler, F., Ringhof, S., Schindler, H. J., Stein, T., & Hellmann, D. (2022). Influence of controlled masticatory muscle activity on dynamic reactive balance. *Journal of Oral Rehabilitation*, (49), 327–336. <https://doi.org/10.1111/joor.13284>
- [5] Hellmann, D., Stein, T., Potthast, W., Rammelsberg, P., Schindler, H. J., & Ringhof, S. (2015). The effect of force-controlled biting on human posture control. *Human Movement Science*, 43, 125–137. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.009>
- [6] Kiss, R. M. (2011). A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Medical Engineering and Physics*, 33(9), 1160–1166. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.04.017>
- [7] Nonnekes, J., Scotti, A., Oude Nijhuis, L. B., Smulders, K., Queralt, A., Geurts, A. C. H., ... Weerdesteyn, V. (2013). Are postural responses to backward and forward perturbations processed by different neural circuits? *Neuroscience*, 245, 109–120. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2013.04.036>
- [8] Ringhof, S., Leibold, T., Hellmann, D., & Stein, T. (2015). Postural stability and the influence of concurrent muscle activation – Beneficial effects of jaw and fist clenching. *Gait and Posture*, 42(4), 598–600. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.002>
- [9] Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., & Yokoyama, A. (2007). Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio – Journal of Craniomandibular Practice*, 25(4), 237–249. <https://doi.org/10.1179/crn.2007.037>
- [10] Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor Control, Translating Research into Clinical Practice* (5th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer.

Biomechanical Challenges in Exploring the Relationship Between Motor Skills and Cognition – Examining the Link Between Mental Rotation Ability and Postural Stability

Philipp Hofmann, Petra Jansen

Lehrstuhl für Sportwissenschaft, Fakultät für Humanwissenschaften, Universität Regensburg

Introduction

In the past, cognitive and motor functions were seen as separate processes (Georgopoulos, 2000). However, the prevailing notion now is that movements rely on the interaction of various processes, including action, perception, and cognition (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). When investigating cognitive-motor interference, upright standing is commonly employed as a motor task in dual-task designs. It is an essential everyday task, well standardizable and parameterizable. Research has demonstrated that postural control, which refers to the regulation of body position in space, and cognitive processes can mutually influence each other (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Here we will present the biomechanical challenges that arise when investigating the relationship between a specific cognitive task, mental rotation, and postural stability.

Mental Rotation

Mental rotation refers to the ability to rotate an object in mind (Shepard & Metzler, 1971). There are generally two types of mental rotation tasks: object-based and egocentric tasks (Zacks et al., 2000). In an object-based mental rotation task, two stimuli are presented on a screen, with the right stimulus being a rotated version of the left stimulus. The right stimulus can either be identical to or a mirror image of the left stimulus. Participants are required to determine whether the two stimuli are presented as non-mirrored, referred to as “same,” or mirrored, referred to as “different.” In an egocentric task, only one rotated stimulus with a laterality feature is presented, typically a human figure with one raised arm. The participant must decide whether the right or left arm is extended. One of the key distinctions between these two types of mental rotation tasks is that in an object-based task, the participant’s spatial orientation in relation to the environment remains unchanged, and the comparison is solely between the two stimuli. In contrast, an egocentric task involves perspective-taking, as participants mentally simulate rotating themselves to solve the task (Kessler & Rutherford, 2010).

Postural Stability

Postural stability, also known as balance, refers to the ability to control the body’s center of gravity in relation to the support surface (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). In order to quantify postural stability, the Center of Pressure (CoP) is commonly calculated using a force plate (Rhea et al., 2014). The CoP trajectory during quiet upright stance is considered to parameterize postural stability. There are various parameters that can be used, classified into global and structural parameters (Baratto et al., 2002). Global parameters focus on the magnitude of the CoP trajectory in the time or frequency domain. Typically, lower CoP displacements are associated with a more stable stance (Palmieri et al., 2002). However, since movement variability is a natural phenomenon (Stergiou & Decker, 2011), some variability in the CoP signal can also be considered to be a functional component of stance (Haddad et al., 2013). Thus, an upright stance with higher CoP displacements over time, evaluated solely based on global parameters, may not necessarily indicate an unstable stance if it does not involve a fall or loss of balance. To explore this variability, structural parameters provide a second classification of CoP parameters. These parameters analyze the temporal organization of the CoP signal by dividing it into sub-units and attempting to link them with underlying motor processes (Baratto et al., 2002). The selection of

parameters for analysis is highly individual and depends on various factors, such as the experimental design or the specific postural task being analyzed. Other factors, such as stance duration, sampling frequency, and data filtering, also play a crucial role in the measurement of postural stability.

The Relation of Mental Rotation and Postural Stability

Motor and mental rotations share common processes (Wohlschläger & Wohlschläger, 1998) and mental rotation can be understood as covert motor rotation (Wexler et al., 1998). Studies have demonstrated significant correlations between balance ability and rotational performance (Jansen & Heil, 2010; Jansen & Kaltner, 2014). These findings are further supported by a fMRI study conducted by Podzbenko et al. (2002), which revealed activation of the cerebellum, a key region involved in balance ability, during mental rotation tasks. Dual-task design studies consistently show improved postural stability during mental rotation tasks (Budde et al., 2021; Burcal et al., 2014; Dault et al., 2001). When mental rotation is not performed concurrently with postural tasks, relationships between postural stability and egocentric mental rotation using posture-relevant stimuli have also been observed (Kawasaki & Higuchi, 2013, 2016; Kawasaki et al., 2014).

The main goal is to explore the relationship between mental rotation and postural stability using two different designs, while also highlighting the methodological challenges that emerged during the studies.

Methods

Dual-Task

In Hofmann and Jansen (2021), various types of mental rotation tasks (including egocentric and object-based tasks with varying degrees of embodiment of the stimulus material) were examined in a dual-task setup, both in relation to each other and in comparison to control conditions (a math task and a fixation cross). Tasks were conducted simultaneously with quiet bipedal stance and answers were given via Bluetooth mice, see figure 1. To assess the postural sway of each participant, the trajectory of the CoP over time was analyzed. The CoP data was measured using a force plate (AMTI OR6-7-2000, 1000 Hz).

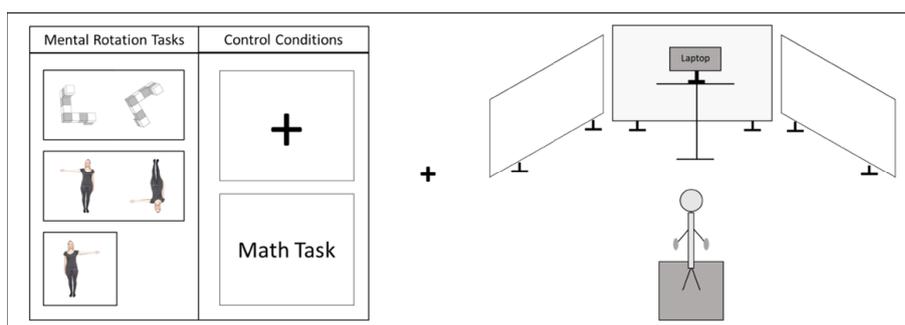


Figure 1: Dual Task Set-Up.

Single-Task

In Hofmann et al. (2023), object-based mental rotation tasks with cube figures and one-legged quiet stance were investigated in counterbalanced order in a single task design (see figure 2). Each participant underwent three trials of a one-legged stance task lasting 70 seconds, with their preferred leg positioned on a force plate (AMTI OR6-7-2000; 1000 Hz) while looking at a fixation cross.

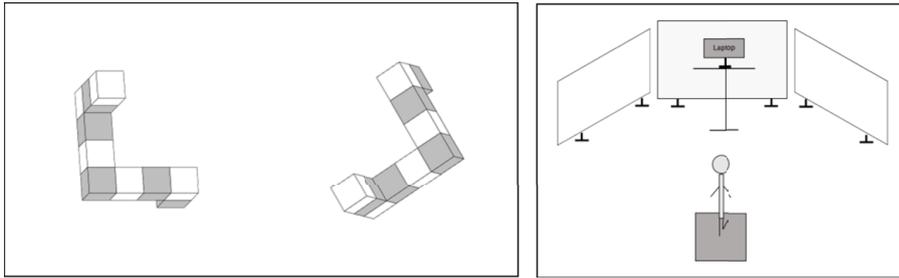


Figure 2: Single Task Set-Up.

Data Analysis

All data was processed in Matlab (different versions).

In the dual-task setting CoP-course was assessed with four linear parameters: mean amplitude [mm] (Prieto et al., 1996), maximum range in anterior-posterior direction [mm], maximum range in medio-lateral direction [mm] and sway velocity [mm/s], which is the total sway path length divided by whole-trial time (Hufschmidt et al., 1980; Palmieri et al., 2002).

In the single task setting, raw CoP-data was low-pass filtered by a 4th order Butterworth filter and a 10 Hz cutoff frequency. The following linear parameters were used to describe body sway: Mean Amplitude [mm], Sway Velocity [mm/s] and the 80 % frequency in anterior-posterior (80 % Frequency AP) and medio-lateral direction (80 % Frequency ML) (Baratto et al., 2002). Moreover, the structural parameter sample entropy (Ramdani et al., 2009) was calculated (Martínez-Cagigal, 2018) for the CoP course in anterior-posterior (Sample Entropy AP) and medio-lateral (Sample Entropy ML) direction. Sample entropy quantifies the degree of irregularity in time series data, with higher sample entropy values indicating greater irregularity.

For the analysis of the mental rotation tasks, the reaction time [s] was measured. Only non-mirrored tasks that were answered correctly were included in the evaluation.

Statistical Analysis

In the dual-task setting the course of the CoP was compared between all different cognitive tasks using one-way repeated measures analyses of variance. For the analysis of the different mental rotation tasks among each other, a two-way repeated measures analysis of variance using the factors “stimulus” and “rotation angle” was calculated for each parameter. In the single-task setting Pearson’s correlations with Bayes Factors with noninformative priors were calculated.

Results

To ensure clarity, only selected results are presented, which do not introduce bias to the main findings. The complete results can be found in the studies conducted by Hofmann and Jansen (2021) and Hofmann et al. (2023).

Dual-Task Results

There is a significantly smaller value for the Mean Amplitude parameter during the mental rotation tasks than during the neutral condition with a fixation cross ($p < .001$). No difference is found between the values of Mean Amplitude, during the mental rotation tasks and during the math task. For Sway Velocity, no difference is found between all conditions ($p = .122$). On closer analysis of the mental rotation tasks, the repeated measures ANOVA of the Mean Amplitude (see figure 3) showed a significant main effect for the factor “stimulus type” ($F(1.814, 150.566) = 52.564, p < .001, \text{partial } \eta^2 = .388$), for the factor “rotation angle” ($F(2.737, 227.147) = 19.522,$

$p < .001$, partial $\eta^2 = .190$) and a significant interaction between these two factors ($F(4.488, 372.509) = 7.474$, $p < .001$, partial $\eta^2 = .083$). Concerning the sway velocity, see figure 3, the analysis of variance showed neither a significant main effect for the factor “stimulus type” ($F(1.576, 130.815) = .220$, $p = .750$, partial $\eta^2 = .003$) nor for the factor “rotation angle” ($F(1.964, 162.980) = .091$, $p = .910$, partial $\eta^2 = .001$). Also, the interaction between these two factors revealed no statistical significant difference ($F(2.530, 209.987) = .588$, $p = .595$, partial $\eta^2 = .007$).

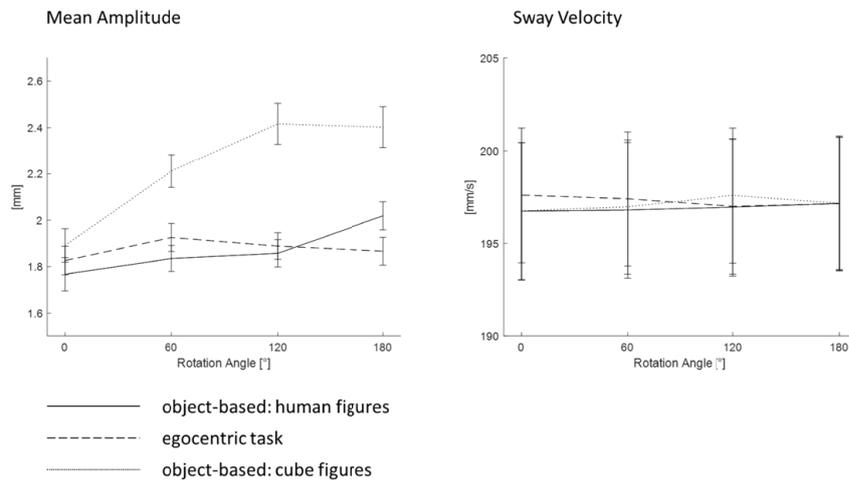


Figure 3: Mean Amplitude and Sway Velocity of CoP course per Mental Rotation Condition.

Single-Task Results

The following table 1 provides information about the correlations between the reaction time in the mental rotation task and the postural sway parameters.

Cognitive Parameter	Postural Sway Parameter	Pearson's r	BF_{01}
MR: Reaction Time	Mean Amplitude	.153	1.520
	Sway Velocity	.193	0.796
	80 % Frequency AP	.000	7.464
	80 % Frequency ML	.162	2.459
	Sample Entropy AP	.073	11.832
	Sample Entropy ML	-.186	0.899

Table 1: Bayesian Pearson's Correlation Between Mental Rotation and Postural Sway Parameters

Discussion

The findings of the study demonstrated that mental rotation tasks contributed to postural stabilization in dual-task experiments when compared to a neutral control condition involving a fixation cross. This replicates previous findings from Dault et al. (2001) and Burcal et al. (2014), showing that egocentric mental rotation with a stick figure leads to postural stabilization over a control condition. These findings were extended by showing that an object-based mental rotation task can also lead to more postural stability. However, it remains unclear whether this improvement is solely attributed to mental rotation or if it is due to the shift of attention towards the cognitive task, leading to more automated postural control (Donker et al., 2007; Huxhold et al., 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). During solving embodied stimulus material, less body sway was shown than during solving cube figures, regardless of the type of mental rotation task. Further, considering also the results of Hofmann et al. (2022), it can be seen that for specific postural stability parameters, higher body sway occurs with increasing mental rotation angle during object-based and egocentric tasks.

In addition to the findings from the dual-task experiments, Hofmann et al. (2023) attempted to establish a correlational relationship between the classical object-based mental rotation paradigm and postural stability. While Kawasaki et al. (2014) reported moderate to almost strong correlations between egocentric mental rotation with foot stimuli and postural stability, only very small correlations are shown in Hofmann et al. (2023). The associated Bayes factors suggest that it is uncertain whether the data speak for or against a correlation between mental rotation and postural stability. However, it is worth noting that descriptively, the correlation appears to be more pronounced in the medio-lateral direction than in the anterior-posterior direction, which aligns with biomechanical expectations based on the base of support (Duarte & Freitas, 2010). This suggests that a correlation may exist, as the direction of body sway would not be relevant otherwise. Particularly with the correlational findings of Hofmann et al. (2023), it becomes evident that the relationship between mental rotation and postural stability cannot be easily generalized.

However, there are methodological challenges that need to be addressed in order to further investigate the relationship between mental rotation and postural stability. Firstly, the issue of task difficulty variability needs to be tackled. It is known that the difficulty level of the cognitive task can influence postural stability in dual-task experiments (Pellecchia, 2003). In trial-based evaluations of dual-task experiments, this challenge can be addressed by controlling task difficulty on a trial-by-trial basis. One potential approach is to measure pupil diameter to assess cognitive effort during mental rotation tasks (Campbell et al., 2018). Secondly, reaction times in cognitive experiments pertain exclusively to the temporal duration during which a task is actively processed. Consequently, in dual-task paradigms, postural sway should solely be assessed during the execution of the cognitive task. This means that only fragments of the CoP course in the low single-digit second range are examined to capture simultaneous sway during mental rotation. It must be acknowledged that this approach alters the fundamental structure of the CoP signal. As a result, especially analyzing structural parameters is currently not meaningful. Further research is needed in this area to explicitly investigate whether and how structural parameters describing the course of the CoP in trial-based evaluations can yield reliable results in dual-task experiments. Such investigations would enhance not only the quality but also the standardization and comparability across motor-cognition dual-task studies.

References

- [1] Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: Sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246–270. <https://doi.org/10.1123/mcj.6.3.246>
- [2] Burcal, C. J., Drabik, E. C., & Wikstrom, E. A. (2014). The effect of instructions on postural–suprapostural interactions in three working memory tasks. *Gait & Posture*, 40(2), 310–314. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.203>
- [3] Campbell, M. J., Toth, A. J., & Brady, N. (2018). Illuminating sex differences in mental rotation using pupillometry. *Biological Psychology*, 138, 19–26. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2018.08.003>
- [4] Dault, M. C., Frank, J. S., & Allard, F. (2001). Influence of a visuo-spatial, verbal and central executive working memory task on postural control. *Gait & Posture*, 14(2), 110–116. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00113-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00113-8)
- [5] Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
- [6] Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14(3), 183–192.
- [7] Georgopoulos, A. P. (2000). Neural aspects of cognitive motor control. *Current Opinion in Neurobiology*, 10(2), 238–241. [https://doi.org/10.1016/S0959-4388\(00\)00072-6](https://doi.org/10.1016/S0959-4388(00)00072-6)

-
- [8] Haddad, J. M., Rietdyk, S., Claxton, L. J., & Huber, J. E. (2013). Task-dependent postural control throughout the lifespan. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 41(2), 123–132. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182877cc8>
- [9] Hofmann, P., & Jansen, P. (2021). The Relation of Mental Rotation and Postural Stability. *Journal of Motor Behavior*, 1–15. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1899113>
- [10] Hofmann, P., Siebertz, M., & Jansen, P. (2023). No Role of Working Memory in the Relation Between Mental Rotation and Postural Stability [Under Review].
- [11] Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K. H., & Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 228(2), 135–150. <https://doi.org/10.1007/BF00365601>
- [12] Huxhold, O., Li, S.-C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, 69(3), 294–305. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2006.01.002>
- [13] Jansen, P., & Heil, M. (2010). The Relation Between Motor Development and Mental Rotation Ability in 5- to 6-Year-old Children. *International Journal of Developmental Science*, 4(1), 67–75. <https://doi.org/10.3233/DEV-2010-4105>
- [14] Jansen, P., & Kaltner, S. (2014). Object-based and egocentric mental rotation performance in older adults: The importance of gender differences and motor ability. *Neuropsychology, Development, and Cognition. Section B, Aging, Neuropsychology and Cognition*, 21(3), 296–316. <https://doi.org/10.1080/13825585.2013.805725>
- [15] Kawasaki, T., & Higuchi, T. (2013). Immediate beneficial effects of mental rotation using foot stimuli on upright postural stability in healthy participants. *Rehabilitation Research and Practice*, 2013, 890962. <https://doi.org/10.1155/2013/890962>
- [16] Kawasaki, T., & Higuchi, T. (2016). Improvement of Postural Stability During Quiet Standing Obtained After Mental Rotation of Foot Stimuli. *Journal of Motor Behavior*, 48(4), 357–364. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1100978>
- [17] Kawasaki, T., Yasuda, K., Fukuhara, K., & Higuchi, T. (2014). Relationship between Mental Rotation of Body Parts and Postural Stability during Quiet Stance. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 9(1). <https://doi.org/10.1515/jirspa-2014-0001>
- [18] Kessler, K., & Rutherford, H. (2010). The two forms of visuo-spatial perspective taking are differently embodied and subserve different spatial prepositions. *Frontiers in Psychology*, 1, 213.
- [19] Martínez-Cagigal, V. (2018). Sample Entropy. Mathworks.
- [20] Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2002). Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11(1), 51–66. <https://doi.org/10.1123/jsr.11.1.51>
- [21] Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & Posture*, 18(1), 29–34. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00138-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00138-8)
- [22] Podzbenko, K., Egan, G. F., & Watson, J. D. G. (2002). Widespread dorsal stream activation during a parametric mental rotation task, revealed with functional magnetic resonance imaging. *NeuroImage*, 15(3), 547–558. <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0999>
- [23] Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. g., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956–966.
- [24] Ramdani, S., Seigle, B., Lagarde, J., Bouchara, F., & Bernard, P. L. (2009). On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Medical Engineering & Physics*, 31(8), 1023–1031. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.004>
- [25] Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Haran, F. J., Glass, S. M., & Warren, W. H. (2014). A new measure of the CoP trajectory in postural sway: Dynamics of heading change. *Medical Engineering & Physics*, 36(11), 1473–1479. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.021>
- [26] Shepard, R. N., & Metzler, J. (1971). Mental rotation of three-dimensional objects. *Science*, 171(3972), 701–703. <https://doi.org/10.1126/science.171.3972.701>

- [27] Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [28] Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- [29] Zacks, J. M., Mires, J., Tversky, B., & Hazeltine, E. (2000). Mental spatial transformations of objects and perspective. *Spatial Cognition and Computation*, 2(4), 315–332.

Einfluss eines mehrdimensionalen Bewegungsprogrammes auf das Gangbild bei gesunden inaktiven Senior:innen unter Dual-Task-Bedingungen

Marlene Krumpolt, Anneke Schumacher, Kerstin Witte

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Einleitung

Für die Mobilität des Menschen bis ins hohe Alter und die damit verbundene Selbstständigkeit ist das sturzfreie Gehen auch unter Dual-Task-Anforderungen essenziell. Mit der verlorenen Selbstständigkeit sind viele Komplikationen und Komorbiditäten verbunden, wie sozialer Rückzug und Depressionen, welche einen enormen Verlust der Lebensqualität darstellen (Newman, 2006). Mit fortschreitendem Alter können vermehrt Veränderungen des Gangbildes auftreten. Diese sind jedoch nicht mit pathologischen Veränderungen im Rahmen von Krankheiten zu verwechseln, sondern als eigenständige physiologische Charakteristika des Alterungsprozesses zu verstehen. Diese Veränderungen beginnen zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr und treten mit zunehmendem Alter immer stärker in Erscheinung. Zu den Veränderungen zählen eine Verringerung der Schrittlänge und der Ganggeschwindigkeit (Zitzmann, 2021). Nachfolgend soll untersucht werden, inwiefern insbesondere bei vorher sportlich inaktiven Senior:innen durch sportliches Training die Dual-Task-Fähigkeit verbessert werden kann.

Theoretischer Hintergrund

Alltagsbewegungen wie das Gehen erfordern jedoch mit zunehmendem Alter immer mehr kognitive Kontrolle (Yogev-Seligmann et al., 2012), da das Gehen im Alter nicht mehr gleichermaßen automatisiert ist wie im jüngeren Alter und damit zunehmend störanfälliger ist (Yogev-Seligmann et al. 2007). Im Alltag kommt es zu Situationen, bei denen Personen nicht nur eine Handlung, wie zum Beispiel das Gehen (Single Task), sondern zwei Aufgaben simultan bewältigen müssen (Dual Task). Ältere Menschen wählen dann eine langsamere Geschwindigkeit, bei welcher sie sich sicher fühlen. Generell wird angenommen, dass ältere Menschen ihren Gang so anpassen, dass es insgesamt zu einem zurückhaltenden, aber dafür sicheren und weniger sturzgefährdeten Gangbild kommt (Wollesen et al., 2016).

In vielen Studien wurde allerdings bislang die kognitive Aufgabe nicht in die Gehaufgabe integriert, sondern vielmehr als irrelevanter Distraktor hinzugefügt (Schott, 2021; Bock, 2008). Um die Dual-Task-Fähigkeit der SeniorInnen unabhängig von ihren individuellen Aufgabeprioritäten auszudrücken, benötigt es einer Durchschnitts-Dual-Task-Cost (Mean Dual Task Cost) (Van Impe, 2011; McDowd, 1986).

Die Dual-Task-Cost (DTC) beschreibt die Leistungsverschlechterung eines Menschen, wenn zwei gestellte Aufgaben gleichzeitig mehr Ressourcen erfordern als aktuell zur Verfügung stehen. Sie wird in Prozent angegeben. Je höher die DTC, desto schlechter sind die Ressourcen.

Zur Erfassung der kognitiv-motorischen Interferenz bei Gehaufgaben existieren zahlreiche Studien, die der Früherkennung eines erhöhten Sturzrisikos beim älteren Erwachsenen dienen sollen (Gordt et al., 2019). Es gibt Hinweise darauf, dass die Dual-Task-Fähigkeit durch sportliches Training verbessert werden kann (Pilske et al., 2019). Ziel dieser Studie ist es, die Effekte eines mehrdimensionalen Bewegungsprogrammes auf das Gangbild unter Dual-Task-Bedingungen bei gesunden, aber sportlich inaktiven SeniorInnen zu untersuchen.

Methoden

Es wurden 15 Senioren und 15 Seniorinnen zwischen 65–69 Jahren ($67 \pm 1,4$) in die Untersuchung einbezogen. Alle Teilnehmer:innen waren körperlich nicht eingeschränkt, aber waren sportlich nicht aktiv. Die 30 Proband:innen absolvierten ein 6-monatiges mehrdimensionales Bewegungsprogramm, welches eine 90-minütige Fitnessseinheit sowie 90 Minuten Breitensport pro Woche beinhaltete. Die Koordination, Kraft, Beweglichkeit sowie Ausdauer wurden in der Fitnessseinheit trainiert. Während der Breitensportangebote wurden verschiedene Disziplinen wie Tanzen oder Rückschlagspiele den Teilnehmenden vorgestellt.

Somit erreicht man ein sportartenübergreifendes Angebot, das ein mehrdimensionales Bewegungsprogramm charakterisiert. Die Pre-Messungen (t0) fanden immer einen Monat vor Trainingsbeginn statt und die Post-Messungen (t1) direkt nach Beendigung des Bewegungsprogramms. Die zeitlichen-räumlichen Gangparameter wurden mittels des Optogait-Systems (Software-Version 1.12) bestimmt. Die Proband:innen mussten eine Strecke von insgesamt 80 m in ihrem individuellen Gehtempo gehen (Single Task (ST) Motorik). Im Anschluss wurde eine einzelne kognitive Aufgabe gelöst (Single Task (ST)-Kognition). Es wurde von einer bestimmten dreistelligen Anfangszahl, welche vom Testleiter laut genannt wurde, in 7-er Schritten subtrahiert. Alle korrekten Rechenschritte innerhalb einer Minute wurden protokolliert. Zum Schluss wurden beide Single-Tasks (ST) gleichzeitig umgesetzt (DT), wobei die Anforderungen gleichblieben. Es wurden sowohl die Dual-Task-Cost der Motorik (DTC-motor.) und die der Kognition (DTC-kog.) nach Gleichung (1) berechnet und auch der Mittelwert beider DTC nach Gleichung (2) ermittelt.

$$DTC [\%] = \frac{(ST-DT)}{ST} 100 \quad (1)$$

$$mean DTC(motor. +kog.) [\%] = \frac{DTC(motor.) + DTC(kog.)}{2} \quad (2)$$

Für die Berechnung der motorischen Einzelaufgabe (ST) wurden die Gehgeschwindigkeit sowie die Schrittlänge untersucht. Die kognitive Aufgabe bezieht sich auf die Anzahl der fehlerfreien Rechenschritte. Für den Prä-Post-Vergleich wurde der gepaarte t-Test bei Vorlage der Normalverteilung angewendet. Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test bestätigt. Bei signifikanten Unterschieden wurde der Cohen's d als Maß für die Effektstärke berechnet.

Ergebnisse

Generell ist festzustellen, dass sich sowohl die Schrittlänge als auch die Geschwindigkeit von ST zu DT sowohl im Prätest als auch im Posttest signifikant verringerten ($p < ,001$).

Im Prä-Post-Vergleich ist nur an der Schrittlänge ein signifikanter Unterschied mit kleinem Effekt von t0 zu t1 unter Single-Task-Bedingung erkennbar (t-Wert (29) = 2,047, $p = ,05$, $d = ,374$) (vgl. Tabelle 1).

	t0 (MW ± SD)	t1 (MW ± SD)	p	d
Schrittlänge ST [cm]	71,7±7	70±6,5	,05	,374
Geschwindigkeit ST [m/s]	1,35±,19	1,4±,19	,145	,274
Schrittlänge DT [cm]	64,3±8,3	63,2±8,3	,19	,247
Geschwindigkeit DT [m/s]	1,01±,31	1,06±,3	,243	,218

Tabelle 1: Ergebnisse der Gangparameter unter Single-Task (ST) und Dual-Task Bedingung (DT), während der Pre-Messung (t0) und Post-Messung(t1)

Betrachtet man die kognitive Aufgabe unter ST und DT (vgl. Tabelle 2), erkennt man, dass sich die korrekten Rechenschritte von t0 zu t1 signifikant verbessert haben. Wobei der Unterschied der Doppelaufgabe von t0 zu t1 am stärksten zu erkennen ist, t-Wert (29) = -2,75, $p = .01$, $d = .501$ (vgl. Tabelle 2). Das wiederum zeigt, dass sich die kognitiven Ressourcen im Vergleich zu den zeitlich-räumlichen Gangparametern von t0 zu t1 positiv verändert haben.

	t0 (MW ± SD)	t1 (MW ± SD)	p	d
Korrekte Rechenschritte ST	12,63±4,39	13,97±4,92	,046	,380
Korrekte Rechenschritte DT	10,63±3,85	12,67±4,19	,010	,501

Tabelle 2: Ergebnisse der kognitiven Aufgabe unter Single-Task (ST) und Dual-Task Bedingung (DT), während der Pre-Messung (t0) und Post-Messung (t1)

	t0 (MW ± SD)	t1 (MW ± SD)	p	d
Schrittlänge_DTSC [%]	10,34±7,79	9,72±7,72	,625	,09
Geschwindigkeit_DTC [%]	27,56±20,23	21,53±20,53	,053	,368
Rechnen_DTC [%] 89	16,57±12,56	2,42±14,19	,039	,394
Mean_DTC_Schrittlänge&Rechnen [%]	13,45±16,46	6,06±12,24	,042	,389
Mean_DTC_Geschwindigkeit&Rechnen [%]	22,06±18,43	11,97±17,1	,01	,506

Tabelle 3: Ergebnisse der Dual-Task-Cost-Motorik (DTC %), und Dual-Task-Cost-Kognition (DTC %), sowie die Durchschnitts Dual-Task-Cost (Mean DTC), während der Pre-Messung(t0) und Post-Messung(t1)

Interessant sind die Ergebnisse der DTC (vgl. Tabelle 3). Trotz gleichbleibender Gangparameter von t0 zu t1, hat sich aber die DTC bei allen Messwerten geändert. Die Mean DTC Schrittlänge&Rechnen[%] sind von t0 zu t1 signifikant gesunken, t-Wert (29) = 2,13, $p = ,042$, $d = ,389$. Ähnliches Ergebnis spiegelt sich bei der Mean DTC Geschwindigkeit&Rechnen [%] wieder, t-Wert (29) = 2,77, $p = ,01$, $d = ,506$. Dadurch wird ersichtlich, dass ein mehrdimensionales Bewegungsprogramm die kognitiv-motorische Interferenz positiv beeinflusst.

Diskussion

In Bezug auf die ausgewählten räumlich-zeitlichen Gangparametern verringerte sich die Schrittlänge von t0 zu t1. Eine kurze Schrittlänge spiegelt einen unsicheren Gang wider (Judge, 2021). Doch mit $d = ,38$ kann nur ein kleiner Effekt nachgewiesen werden. Um Rückschlüsse auf einen stabileren Gang ziehen zu können, bedarf es den Blick auf die Mean DTC, um die individuellen Aufgabenprioritäten zu umgehen. In Bezug auf die Mean DTC Schrittlänge&Rechnen[%] hat sich diese im Vergleich zur Schrittlänge verbessert. Für weitere Annahmen wäre es wichtig auch die Gangvariabilität mitzuuntersuchen. Weitere Effekte auf die Gangparameter sind nicht zu verzeichnen. Anhand dieser Daten konnte man nicht belegen, dass das Bewegungsprogramm einen positiven Effekt auf die Gangparameter hat. Zukünftige Untersuchungen mit einer Kontrollgruppe könnten dies zeigen. Aber auch gleichbleibende Geschwindigkeiten und Schrittlängen sind als positiv zu werten. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass in dieser Altersgruppe altersbedingte Veränderungen noch nicht so stark ausgebildet sind wie bei Menschen mit höherem Alter.

Viele der Studien untersuchten meist die Wirkung nur einer Sportart auf die motorische-kognitiven Interferenz, wie z. B. Karate oder Altersfitness (Pliske et al., 2015; Chen et al., 2022). Hier müssten zukünftig noch systematischere Untersuchungen erfolgen.

Schlussfolgerungen

Aufgrund der Ergebnisse kann man schlussfolgern, dass ein sechsmonatiges mehrdimensionales Bewegungsprogramm mit der Kombination von Fitness und Breitensport bei gesunden und vorher sportlich inaktiven Senior:innen im Alter von 65–69 Jahren einen positiven Einfluss auf die kognitiv-motorische Interferenz beim Gehen hat. Es gab keine Verbesserung der Gangparameter unter Single-Task-Bedingungen und Dual-Task-Bedingungen. Doch durch die verbesserten kognitiven Leistungen im Zusammenhang des Ganges zeigt sich, dass durch die Abwechslung der Sportangebote gerade die exekutiven Funktionen positiv beeinflusst werden können und somit eine verbesserte Durchschnitts-Dual-Task-Kost hervorbringt. Eine bessere Dual-Task-Kost beim Gehen spiegelt auch einen sicheren Gang im Alltag der 65–69-Jährigen wider. Die Zielgruppe der sportlich inaktiven Senior:innen ist sehr groß und muss im Sportleben mehr Beachtung erhalten.

Literatur

- [1] Bock, O. (2008) Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 5. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-27>
- [2] Chen, Y., Wan A., Mao M (2022) Tai Chi practice enables prefrontal cortex bilateral activation and gait performance prioritization during dual-task negotiating obstacle in older adults. *Frontiers in Aging Neuroscience* <https://doi.org/10.3389/fnagi.2022.1000427>
- [3] Gordt, K., Müller, C., Gerhardy, T. (2019) Einfluss von Dual-Tasking auf das Geradeaus- und Kurvengehen älterer Menschen. *Gerontologie und Geriatrie* 52(7), 673–679.
- [4] Judge, J. (2021) Gangstörungen bei älteren Menschen, University of Connecticut School of Medicine. *Geriatric*
- [5] McDowd, J. M.(1986) The effects of age and extended practice on divided attention performance. *Journal of gerontology*, 41, 764–769
- [6] Newman, A.B.(2006) Association of long-distance corridor walk performance with mortality, cardiovascular disease, mobility limitation, and disability. *Jama*. 295(17): p. 2018–26.
- [7] Pliske, G., Emmermacher, P., Weinbeer, V., & Witte, K. (2015) Changes in dual-task performance after 5 months of karate and fitness training for older adults to enhance fall prevention. Springer International Publishing Switzerland 201.
- [8] Pliske, G. (2019) Verbesserung des Gangs und des Gleichgewichts bei Seniorinnen und Senioren durch altersgerechtes Karatetraining <http://dx.doi.org/10.25673/31956>
- [9] Schott, N. (2021) Trail Walking Test zur Erfassung der motorisch-kognitiven Interferenz bei älteren Erwachsenen. Entwicklung und Überprüfung der psychometrischen Eigenschaften des Verfahrens. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 48, 722–733.
- [10] Van Impe, A., J.P. Coxon J.P., Goble, D.J.(2011) , Age-related changes in brain activation underlying single- and dual-task performance: Visuomanual drawing and mental arithmetic. *Neuropsychologia* 49, 2400– 2409
- [11] Wollesen, B., Voelcker-Rehage, C., Regenbrecht, T., & Mattes, K. (2016). Influence of a visual–verbal Stroop test on standing and walking performance of older adults. *Neuroscience*, 318, 166–177.
- [12] Yögev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M. & Giladi, N. (2012). Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Mov Disord*, 27(6), 765–770.
- [13] Zitzmann, A.(2021) Ist eine erhöhte Gangvariabilität unter „DualTask“ Konditionen ein Prädiktor für spätere kognitive Beeinträchtigung?(Dissertation, Medizinische Fakultät), Eberhard Karls Universität Tübingen. <http://dx.doi.org/10.15496/publikation-62186>

Session K

Biomechanik in Anwendung im Sport II



Einfluss unterschiedlicher Wurfgeräte auf die Bewegungs- und Belastungsstruktur des Wurfarmes im Speerwurf der Männer

Hans-Peter Köhler, Maren Witt

Abteilung Sportbiomechanik, Sportwissenschaftliche Fakultät, Universität Leipzig, Leipzig

Einleitung

Die Steigerung der Abwurfgeschwindigkeit ist eines der primären Ziele im Trainingsprozess von Speerwerfern. Neben dem Einsatz allgemeiner und spezieller Trainingsmittel kommen vor allem auch unterschiedliche Wurfgeräte als semi-spezifische Trainingsmittel zum Einsatz. Während die Wirkung unterschiedlicher Geräte auf die spezifische Leistung in verwandten Schlagwurfdisziplinen, wie dem Baseball bereits auch wissenschaftlich nachgewiesen wurde (Caldwell et al., 2019), ist es in den leichtathletischen Wurfdisziplinen vor allem Erfahrungswissen, dass deren Einsatz begründet (Lehmann, 2016). Diesen liegen dabei vor allem Annahmen über deren Wirkungsweise zu Grunde, die bisher noch nicht wissenschaftlich untersucht wurden.

Vom Wettkampfgewicht ausgehend gibt es prinzipiell die Möglichkeit Geräte einzusetzen, die schwerer oder leichter als dieses sind. Grundsätzlich besteht die Forderung, dass der Einsatz unterschiedlicher Wurfgeräte bzw. -massen der Entwicklung der Beschleunigungsleistung der Gelenkantriebe unter disziplinspezifischen Arbeitsbedingungen dienen sollen (Bartonietz, 1992). Um negativen Einfluss auf die Wettkampftechniken vorzubeugen, sollte dabei die Veränderung der Masse nur in den Bereichen stattfinden, in denen keine Veränderung der Bewegungsstruktur stattfindet (Bartonietz, 2008; Harre, 2008; Hinz, 1991).

Durch die vergrößerte Masse und der damit verbundenen größeren Trägheit wird schweren Geräten ein Beitrag zur Entwicklung der speziellen Kraftfähigkeiten und daraus resultierend, den Beschleunigungskräften zugewiesen (Bartonietz, 2008; Hinz, 1991; Lehmann, 2016). Im Baseball wurde jedoch bisher festgestellt, dass es mit einer Zunahme der Gerätemasse zu einer Verringerung der Kräfte bzw. Momente kommt, die an den unterschiedlichen Gelenken wirken (Fleisig et al., 2017; O'Connell et al., 2022). Durch die vergrößerte Trägheit von schwereren Wurfgeräten wird außerdem von einem verbesserten Spannungsaufbau, in Form einer stärkeren Wurfarmverzögerung ausgegangen (Bartonietz, 2008; Lehmann, 2016). Im Gegensatz dazu wurde im Handball bereits gezeigt, dass es mit einer Erhöhung der Masse des Wurfgerätes zu einer Verlängerung der Antriebsphasen und somit zu keiner Verbesserung des Spannungsaufbaus bzw. der Wurfverzögerung kommt (van den Tillaar & Ettema, 2004).

Für leichte Wurfgeräte wird eine Verbesserung der spezifischen Schnelligkeitsfähigkeiten erwartet. Durch die geringere Trägheit werden höhere Bewegungs- und Abwurfgeschwindigkeiten erwartet, die zu einer Verbesserung der azyklischen Schnelligkeit führen (Bauersfeld & Voß, 1992) und zur Ausbildung von Steuer- und Regelmechanismen, die für die zu erwartenden Geschwindigkeiten im Wettkampf mit dem Wettkampfgerät entsprechen (Witt, 2008). Ähnliche Wirkweisen konnten bisher sowohl im Handball als auch im Baseball nachgewiesen werden. So konnte gezeigt werden, dass es mit einer Abnahme der Gerätemasse sowohl zu höheren Abwurfgeschwindigkeiten als auch zu höheren Winkelgeschwindigkeiten in den unterschiedlichen Gelenken des Wurfarmes kommt (Fleisig et al., 2017; van den Tillaar & Ettema, 2004).

Während in anderen Wurf sportarten wie Baseball und Handball bereits Untersuchungen zu den Auswirkungen unterschiedlicher Gerätemassen auf die Bewegungs- und Belastungsstruktur der Bewegungen des Wurfarmes vorliegen, ist dies für den Speerwurf nicht der Fall. Dabei stehen die Erkenntnisse aus den anderen Sportarten den Annahmen aus dem Speerwurf gegenüber, die sich zum Teil deutlich unterscheiden. Ziel der Untersuchun-

gen war es deshalb zu untersuchen, welche kinematischen und kinetischen Veränderungen durch die Nutzung unterschiedlicher Gerätegewichte im Vergleich zum Wettkampfgerät induziert werden.

Methoden

Die Hauptphase der Wurfbewegung von acht Sportlern ($92,64 \pm 11,90$ kg; $1,87 \pm 0,05$ m) wurde mithilfe eines Infrarot-Kamerasystems (Qualisys AB, Schweden) bei einer Aufnahme­frequenz von 250 Hz aufgezeichnet. Zusätzlich dazu wurden die Bewegungen der Sportler mit zwei orthogonalen Videokameras bei 125 Hz aufgezeichnet. Die Abwurfgeschwindigkeit wurde mithilfe zweier zusätzlicher Videokameras, bei einer Aufnahme­frequenz von 100 Hz, bestimmt (Drenk et al., 2003). Der Wurfarm, sowie der Oberkörper wurden mit 21 reflektierenden Markern präpariert. Die Sportler absolvierten Würfe mit verschiedenen Ballgewichten (600–800–1000 g) aus einem drei-Schritt-Rhythmus sowie mit dem Wettkampfgerät (800 g Speer) aus dem maximal möglichen Anlauf.

Nach Abschluss der Untersuchungen wurden aus den Videobildern die Zeitpunkte von: 1. Aufsatz Druckbein 2. Aufsatz Stemmbein und 3. Abwurf visuell aus den Videodaten bestimmt. Anschließend erfolgte eine Glättung der Markerdaten mit Filterfrequenzen zwischen 10 und 15 Hz, nach einer vorangegangenen Residuenanalyse (Winter, 2009). Markerlücken von bis zu 10 Frames (40 ms) wurde mit einer Polynomfunktion 5. Grades interpoliert (Roach & Lieberman, 2014).

Im Anschluss wurde mit den Markertrajektorien ein Mehrkörpermodell, bestehend aus Wurfhand, Unterarm, Oberarm und Oberkörper gespeist. Im Fall des Speeres wurden die Marker, die am Speer angebracht wurden, zur Modellierung des Speeres genutzt. Im Fall der Bälle erfolgte die Modellierung als massive Kugel, die direkt mit der Hand verbunden ist (Aguinaldo & Escamilla, 2022). Für den Speer wurde diese mittels Torsionspendel und KSP-Waage ermittelt. Für die Bälle wurde das Massenträgheitsmoment einer Vollkugel mit den folgenden Durchmessern berechnet: 600 g: $d = 0,07$ m, 800 g: $d = 0,08$ m, 1000 g: $d = 0,09$ m. Die Durchmesser wurden aus den Umfängen der verwendeten Wurfbälle berechnet.

Anschließend erfolgte die Berechnung der Kinematik für das Schulter- und Ellenbogengelenk, wobei die folgenden Parameter aus den entstehenden Zeitverläufen extrahiert wurden: maximale Schulteraußenrotation, maximale Ellenbogenflexion, maximale Schulterinnenrotationsgeschwindigkeit, maximale Ellenbogenextension­geschwindigkeit, Einsatzzeitpunkt der Schulterinnenrotation, Einsatzzeitpunkt der Ellenbogenextension. Weiterhin wurden aus den visuell identifizierten Ereignissen die Dauer von Aufsatz Stemmbein bis zum Abwurf und vom Aufsatz des Druckbeines bis zum Abwurf berechnet. Anschließend erfolgte die Berechnung der inversen Dynamik. Aus den so gewonnen Moment-Zeit-Verläufen erfolgte die Bestimmung der folgenden Parameter: maximales Schulterinnenrotationsmoment, maximales Ellenbogen-Varusmoment.

Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs erfolgte die Anwendung nicht-parametrischer Tests für die statistische Aufarbeitung. Als Omnibustest wurde der Friedmann Test genutzt. Als Post-hoc Vergleiche wurde Bonferroni-Holms korrigierter Conover Tests berechnet. Die statistische Verarbeitung erfolgte mittels JASP (v. 0.17.1, JASP-Team). Das Signifikanzniveau für alle statistischen Tests wurde vorab auf 5 % festgelegt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass sich mit einer Veränderung der Gerätemasse auch Veränderungen der Bewegungs- und Belastungsstruktur ergeben. So kommt es mit einer Zunahme der Gerätemasse zu einer Verringerung der Abwurfgeschwindigkeit ($X^2 = 18,5$; $p < ,001$, für post-hoc Vergleiche siehe Abb.1). Weiterhin ergeben sich Veränderungen der Phasendauer vom Aufsatz des Druckbeines bis zum Abwurf und vom Aufsatz des Stemmbeines bis zum Abwurf (Tab. 1). Auch bei der zeitlichen Struktur in Form der Einsatzzeiten der Schulterinnenrotation als auch der der Ellenbogenextension kommt es teilweise zu Veränderungen. Während sowohl für den absolu-

ten ($X^2 = 4,26$; $p = ,234$) als auch relative Einsatzzeitpunkt ($X^2 = 0,45$; $p = 0,930$) der Ellenbogenextension keine Unterschiede gefunden werden konnten, so zeigt der relative Einsatzzeitpunkt der Schulterinnenrotation ($X^2 = 10,80$; $p = 0,13$) Unterschiede zwischen den verschiedenen Wurfgeräten (Abb. 1). Die absoluten Zeiten bleiben dagegen unverändert ($X^2 = 4,61$; $p = ,203$). Weitere Ergebnisse zu den Veränderungen unter dem Einfluss verschiedener Gerätemassen zeigt Tab. 1).

	600		800		1000		Speer		Stat.	
V_E [ms ⁻¹]	3,2 ± 0,5	4	3,2	0,4	4	3,1 ± 0,4	4	4,6 ± 0,5	1,2,3	$X^2 = 17,25$; $p < ,001$
t_{SDB} [s]	0,41 ± 0,04	3	0,42 ± 0,04	4	0,43 ± 0,05	1,4	0,38 ± 0,02	2,3	$X^2 = 15,53$; $p = ,001$	
t_{SSB} [s]	0,15 ± 0,02	3	0,15 ± 0,02	4	0,16 ± 0,02	1,4	0,14 ± 0,02	2,3	$X^2 = 18,57$; $p < ,001$	
φ_{AR} [°]	131 ± 15,6		132 ± 14,8	4	133 ± 14,9	4	126 ± 13,8	2,3	$X^2 = 14,85$; $p = ,002$	
φ_{FLEX} [°]	99,2 ± 5,1	4	98,7 ± 4,72	4	99,1 ± 5,41	4	106 ± 8,19	1,2,3	$X^2 = 8,25$; $p = ,041$	
ω_{EXT} [°/s]	1602 ± 252	3	1565 ± 242		1447 ± 245	1,4	1642 ± 158	3	$X^2 = 9,15$; $p = ,027$	
ω_{IR} [°/s]	3299 ± 427		3277 ± 369		3138 ± 336		3131 ± 233		$X^2 = 4,05$; $p = ,256$	
T_{IR} [Nm]	112 ± 18,1	2,3	119 ± 18,4	1	122 ± 19,9	1	118 ± 19,5		$X^2 = 11,85$; $p = ,008$	
T_{VAR} [Nm]	108 ± 18	2,3,4	115 ± 18,3	1	118 ± 19,8	1	117 ± 18,1	1	$X^2 = 11,55$; $p = ,009$	

¹ sign. unterschiedl. zu 600 g; ² sign. unterschiedl. zu 800 g;

³ sign. unterschiedl. zu 1000 g; ⁴ sign. unterschiedl. zum Speer

Tabelle 1: Vergleich der Eingangs- (v_E), Zeitdauer vom Zeitpunkt des Druckbeinaufsatzes (t_{SDB}) und des Stemmbeinaufsatzes (t_{SSB}) bis zum Abwurf, sowie des maximalen Außenrotationswinkels im Schultergelenk (φ_{AR}) und des maximalen Ellenbogenflexionswinkels (φ_{FLEX}), der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der Schulterinnenrotation (ω_{IR}) und der Ellenbogenextension (ω_{EXT}), sowie des maximalen Schulterinnenrotations- (T_{IR}) und Ellenbogenvarusmoments (T_{VAR}).

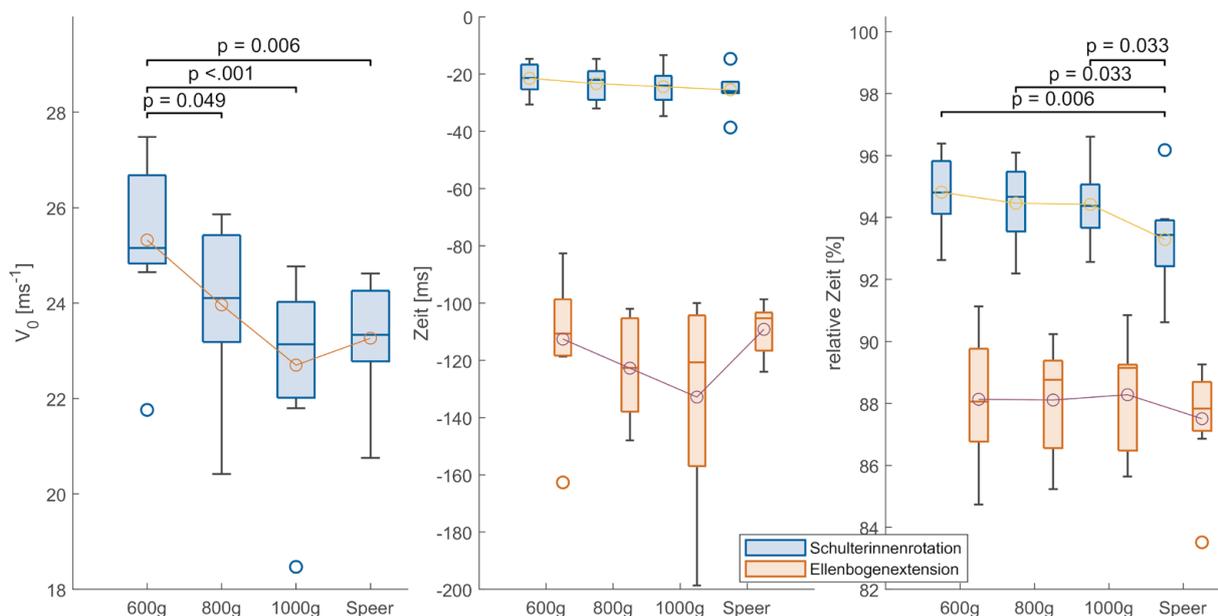


Abbildung 1: Boxplots für die Abwurfgeschwindigkeit (links), absolute Einsatzzeiten (mittig) und relative Einsatzzeiten (rechts) für die unterschiedlichen Geräte. Zusätzlich angegeben sind die Mittelwerte (o) sowie die signifikanten Unterschiede der post-hoc Tests bei positiven Omnibustest. Bei den absoluten Einsatzzeiten (mittig) sind diese als Millisekunden vor dem Abwurf (0) angegeben. Die relativen Einsatzzeiten als Prozentwert zwischen dem Aufsatz des Druckbeines (0 %) und des Abwurfes (100 %).

Diskussion

Ziel der Untersuchungen war es die Veränderungen, die sich mit einer Veränderung des Wurfgerätes und der Masse im Vergleich zum Wettkampfgerät ergeben, zu betrachten. Wie auch für die Sportarten Baseball und Handball gezeigt, nimmt die Abwurfgeschwindigkeit mit zunehmender Masse des Wurfgerätes ab (Fleisig et al., 2017; van den Tillaar & Ettema, 2004). Verglichen damit, ordnet sich die Abwurfgeschwindigkeit des Wettkampfgerätes zwischen dem 800 g und 1000 g Ball und somit unterhalb des leichten Gerätes ein, obwohl mit dem längeren Anlauf auch eine höhere Eingangsgeschwindigkeit und somit mehr mechanische Energie zum Zeitpunkt des Druckbeinaufsatzes vorlag. Es ist zu vermuten, dass entweder die Form des Gerätes hierfür eine Rolle spielt, da der Speer entlang seiner Längsachse beschleunigt werden muss oder aber die Sportler zum Zeitpunkt der Datenaufnahme nicht in der Lage waren die höhere Anlaufgeschwindigkeit in der Abwurfphase in eine höhere Abwurfgeschwindigkeit umzusetzen. Dieser Umstand kann mit den vorliegenden Daten nicht abschließend geklärt werden.

Neben der Veränderung der Abwurfgeschwindigkeit zeigen sich auch Unterschiede in der Kinematik der Bewegung. So verlängern sich die Hauptantriebsphasen vom Aufsatz des Druck- bzw. Stemmbeines bis zum Zeitpunkt des Abwurfes mit einer Zunahme der Gerätemasse. Auch im Vergleich der Bälle mit dem Speer zeigt sich diese Verlängerung, ausgenommen ist hier die geringste Ballmasse. Obwohl für die Würfe der Bälle geringere Anlaufgeschwindigkeiten, aufgrund des kürzeren Anlaufs, realisiert wurden, können mit dem leichtesten Gerät somit zeitliche Strukturen nachgestellt werden, die den Anforderungen des Wettkampfgerätes entsprechen. Die Verlängerung der Hauptantriebsphasen ist dabei auch gleich zu den Ergebnissen aus dem Handball (van den Tillaar & Ettema, 2004). Auch bei einer Betrachtung der Einsatzzeiten der Schulterinnenrotation und Ellenbogenextension zeigen sich Tendenzen zu einer Verlängerung der Antriebsphase. Es konnten zwar für die absoluten Zeiten keine statistischen Unterschiede festgestellt werden. Eine Tendenz über die drei Ballgewichte ist gleichwohl erkennbar. Es ist dabei zu vermuten, dass die Verlängerung der Antriebszeiten einen Schutz der Schulter- bzw. Ellenbogenstrukturen bewirken soll. Für den Antrieb des entsprechenden Gerätes ist das Verichten von mechanischer Arbeit nötig. Wie die Ergebnisse zeigen, kommt es zu einer Erhöhung der Gelenkmomente in Schulter und Ellenbogen mit einer Erhöhung der Ballmasse, wobei hohe Gelenkmomente als Verletzungsrisiko gelten (Anz et al., 2010; Fleisig et al., 1995). Durch eine Verlängerung der Antriebsphase kann diese Erhöhung begrenzt werden, in dem die Arbeit nicht über eine Erhöhung der Momente, sondern vielmehr über die Verlängerung der Zeit (wenn man die Arbeit als das Integral über die Leistung berechnet) erreicht wird.

Neben den zeitlichen Veränderungen der Kinematik kommt es auch im Hinblick auf die Körperpositionen zu Veränderungen. Während sich in der Außenrotationen nur geringe Unterschiede ohne statistische Signifikanz zeigen, ist dies bei der Ellenbogenflexion anders. Vor allem im Vergleich zwischen dem Speer und den Bällen sind deutliche Unterschiede zu beobachten. Es ist zu vermuten, dass durch die unterschiedlichen Geräteformen andere Anforderungen gestellt werden. Der Speer muss, wie schon in vorherigen Abschnitten erläutert, entlang seiner Längsachse beschleunigt werden, während ein Ball in der Theorie unendlich viele Achsen hat, die durch den Mittelpunkt des Gerätes schneiden. Das Treffen der einen Achse des Speeres erfordert daher eine andere Präzision und somit andere Gelenkstellungen, um ein „Treffen“ der Speerlängsachse zu gewährleisten. Es ist daher in der Folge zu prüfen inwieweit eine intensive Nutzung von Geräten unterschiedlicher Formen einen negativen Einfluss oder u. U. einen positiven Übertrag auf die sportliche Technik haben können.

Hinsichtlich der Winkelgeschwindigkeiten, die im Ellenbogen- und Schultergelenk erreicht wurden, lässt sich feststellen, dass es mit einer Abnahme der Gerätemasse zu einer Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten kommt. Während es für die Ellenbogenextension auch statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem leichtesten und dem schwersten Ball gibt, ist dies für die Schulterinnenrotation nicht der Fall. Auch im Vergleich zum Speer machen sich nur für die Ellenbogenextension signifikante Unterschiede bemerkbar. Es lässt sich somit festhalten, dass leichtere Geräte zumindest in Bezug auf die Streckgeschwindigkeit im Ellenbogen ähnliche Winkelgeschwindigkeiten erreichen, wie Würfe mit dem Wettkampfgerät.

Schlussfolgerungen

Ziel der Untersuchungen war es, die Veränderungen zu untersuchen, die sich durch einen Einsatz unterschiedlicher Gerätemassen, im Vergleich zum Wettkampfgerät ergeben. Dabei lässt sich feststellen, dass die Annahmen, die zuvor für deren Einsatz angenommen wurden, nicht völlig zutreffen. So ist festzuhalten, dass es zu keiner Verbesserung der Wurfarmverzögerung kommt. Tendenziell zeigt sich sogar eher eine Verschlechterung, da die Teilkörperbewegungen immer zeitiger einsetzen. Die verlängerte Antriebszeit, verbunden mit den tendenziell höheren Momenten, bei den schwereren Geräten lassen jedoch vermuten, dass das grundlegende Arbeitsvermögen der jeweiligen gelenkumspannenden Muskulatur verbessert und somit Krafttraining unter disziplinspezifischen Arbeitsbedingungen stattfindet, wodurch die Annahme, dass schwerere Geräte zum speziellen Krafttraining genutzt werden können, bestätigt werden kann. Für die leichten Geräte lässt sich festhalten, dass diese eine Bewegungsstruktur abbilden, die dem Wettkampfgerät nahekommen. Dabei sind die Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke als auch die Phasenzeiten nicht unterschiedlich zum Wettkampfgerät. Jedoch haben, die hier untersuchten Würfe mit den Bällen den Vorteil, dass eine zum Großteil ähnliche Kinematik erreicht wird, obwohl geringere Eingangs-/Anlaufgeschwindigkeiten vorherrschen. Solche semi-spezifischen Würfe haben somit den Vorteil, dass sie für die unteren Extremitäten, die im allgemeinen durch die Würfe hoch belastet werden (Bartonietz, 2000), eine Entlastung darstellen und somit auch in größeren Umfängen zur Vorbereitung genutzt werden können. Dies gilt für schwere als auch leichte Geräte gleichermaßen. Dabei ist jedoch zu beachten, dass die Veränderungen in den Körperpositionen, wie sie in den Untersuchungen festgestellt wurden, keinen negativen Einfluss auf die Technik haben. Es ist daher zu empfehlen Würfe mit Bällen als begleitendes Trainingsmittel einzusetzen, um negative Transfereffekte durch einseitigen Einsatz zu minimieren.

Literatur

- [1] Aguinaldo, A. L., & Escamilla, R. F. (2022). Induced power analysis of sequential body motion and elbow valgus load during baseball pitching. *Sports Biomechanics*, 21(7), 824–836. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1696881>
- [2] Anz, A. W., Bushnell, B. D., Griffin, L. P., Noonan, T. J., Torry, M. R., & Hawkins, R. J. (2010). Correlation of Torque and Elbow Injury in Professional Baseball Pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(7), 1368–1374. <https://doi.org/10.1177/0363546510363402>
- [3] Bartonietz, K. (1992). Effektivität im Krafttraining. *Leistungssport*, 22(5), 5–14.
- [4] Bartonietz, K. (2000). Javelin throwing: an approach to performance development. In V. M. Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in Sport. Performance Enhancement and Injury Prevention* (pp. 401–434). Blackwell Science.
- [5] Bartonietz, K. (2008). Nach der Wurfseason ist vor der Wurfseason! Teil 2. *Leichtathletiktraining*, 19(2+3), 32–40.
- [6] Bauersfeld, M., & Voß, G. (1992). *Neue Wege im Schnelligkeitstraining*. Philippka-Verlag.
- [7] Caldwell, J. M. E., Alexander, F. J., & Ahmad, C. S. (2019). Weighted-Ball Velocity Enhancement Programs for Baseball Pitchers: A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(2), 1–9. <https://doi.org/10.1177/2325967118825469>
- [8] De Leva, P. (1996). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1231–1233. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00021-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00021-8)
- [9] Drenk, V., Hildebrand, F., Kindler, M., Wagner, R., & Wehrmann, M. (2003). Entwicklung eines Verfahrens zur schnellen Messung der Abwurfgeschwindigkeiten und Abwurfwinkel im leichtathletischen Wurftraining. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 10(2), 132–140.
- [10] Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J., & Escamilla, R. F. (1995). Kinetics of Baseball Pitching with Implications about Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 233–239. <https://doi.org/10.1177/036354659502300218>
- [11] Fleisig, G. S., Diffendaffer, A. Z., Aune, K. T., Ivey, B., & Laughlin, W. A. (2017). Biomechanical Analysis of Weighted-Ball Exercises for Baseball Pitchers. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 9(3), 210–215. <https://doi.org/10.1177/1941738116679816>

-
- [12] Harre, D. (2008). Training der Schnellkraft. In G. Schnabel, D. Harre, & J. Krug (Eds.), *Trainingslehre – Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf* (pp. 320–334). Meyer & Meyer.
- [13] Hinz, L. (1991). Die Technik in den Wurf- und Stoßdisziplinen als Leistungs- und Trainingsfaktor. In H. Gundlach (Ed.), *Leichtathletik. Wurf und Stoß* (pp. 30–40). Sportverlag.
- [14] Lehmann, F. (2016). Leichte oder schwere Wurfgeräte einsetzen? *Leichtathletiktraining*, 27(2+3), 40–46.
- [15] O’Connell, M. E., Lindley, K. E., Scheffey, J. O., Caravan, A., Marsh, J. A., & Brady, A. C. (2022). Weighted Baseball Training Affects Arm Speed Without Increasing Elbow and Shoulder Joint Kinetics. *Journal of Applied Biomechanics*, 38(5), 281–285. <https://doi.org/10.1123/jab.2021-0339>
- [16] Roach, N. T., & Lieberman, D. E. (2014). Upper body contributions to power generation during rapid, overhand throwing in humans. *The Journal of Experimental Biology*, 217, 2139–2149. <https://doi.org/10.1242/jeb.103275>
- [17] van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(4), 211–209.
- [18] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd Ed.). John Wiley & Sons.
- [19] Witt, M. (2008). Training der Schnelligkeit. In G. Schnabel, D. Harre, & J. Krug (Eds.), *Trainingslehre – Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf* (pp. 337–346). Meyer & Meyer.

Bestimmung von Abstoßparametern mit einer Sensor-Stoßkugel im Vergleich zu einem dreidimensionalen Videosystem

Stefan Tiedemann¹, Joshua Deckert², Jürgen Edelmann-Nusser¹, Kerstin Witte¹

¹Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, ²Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) Leipzig

Einleitung

Im Rahmen eines vorangegangenen Projektes wurde eine Sensor-Stoßkugel für den Para-Sport entwickelt, die über einen integrierten Inertialsensor verfügt. Mit dieser Sensor-Stoßkugel und einer eigens entwickelten App ist es möglich, unmittelbar nach dem Abstoßen die Abstoßparameter Geschwindigkeit und Winkel zu erfassen.

Diese Informationen sind für Athlet:innen und Trainer:innen von Relevanz, um die Technik des Kugelstoßens zu analysieren und gezielte Verbesserungen vorzunehmen. Durch den Einsatz derartiger innovativer Technologien können die Messungen objektiv, trainingsbegleitend und mit einem Sofortfeedback durchgeführt werden, wodurch eine Trainingsoptimierung im Kugelstoßen erzielt werden kann. Nun soll überprüft werden, ob das System auch im Hochleistungssport mit Nicht-Paraathlet:innen valide Werte liefert, da dort die erzielten Weiten größer sind und die Bewegungsabläufe sich technisch deutlich von denen der Paraathlet:innen unterscheiden (Freiwald, 2010).

Methode

Im Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) wurde im Rahmen einer umfangreichen Leistungsdiagnostik (KLD) nach den regulären Testungen das Stoßen mit der Sensor-Stoßkugel durchgeführt. An dieser Untersuchung nahmen insgesamt drei PK-Kader-Athlet:innen (1 x männlich, 2 x weiblich) sowie zwei weitere Athleten (2 x m) teil. Insgesamt wurden 27 Stöße (18 x Drehstoßtechnik und 9 x Angleittechnik) mit der Sensor-Stoßkugel durchgeführt und mit der dazugehörigen Applikation (Abbildung 1) aufgezeichnet. Die Stöße wurden simultan mit dem vor Ort installierten 3D-Kamerasystem (3 x Basler Kameras acA1920-155uc (Vogel-, Seit- und Rückperspektive), 100 Hz, 1920 x 1200 Pixel) aufgezeichnet. Die Auswertung erfolgte über die IAT eigene Software: Wurf-Schnellauswertung (Wurf-SA). Die Ergebnisse der Abstoßgeschwindigkeit und des Abstoßwinkels aus der 3D-Analyse und der App wurden mithilfe von Matlab 2022b in Bland-Altman-Diagrammen dargestellt (Bland, 1999).

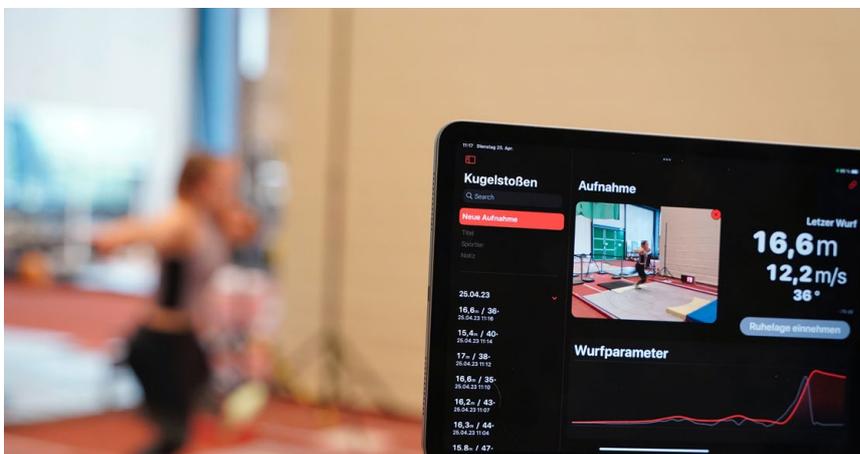


Abbildung 1: Applikation zur Erfassung der Abstoßparameter

Ergebnisse

In Abbildung 2 ist das Bland-Altman-Diagramm dargestellt, welches die Ergebnisse beider Messsysteme für den Abstoßwinkel zeigt. Die mittlere Abweichung, welche Aufschluss über die Konsistenz und Übereinstimmung der Messungen gibt, beträgt $1,026^\circ$. Die maximale Abweichung zwischen den beiden Systemen beträgt gerundet 6° . Alle Daten liegen im Vertrauensbereich. Es gibt keine Trenderkennung, welche auf einen systematischen Fehler hindeuten würde.

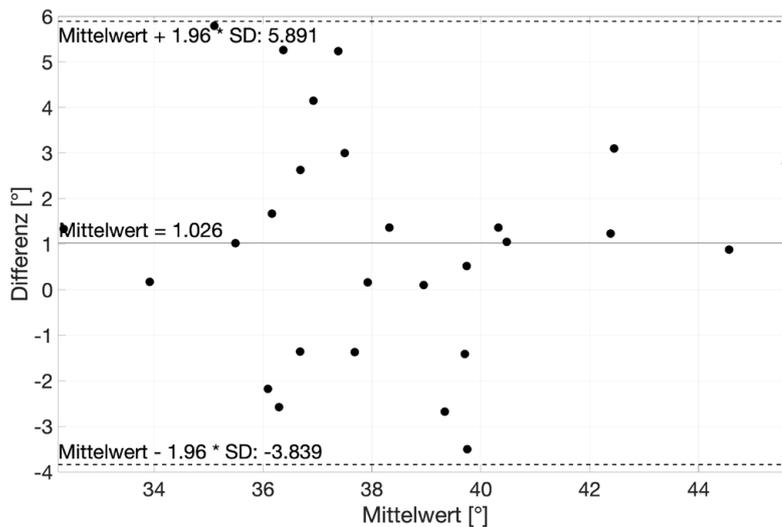


Abbildung 2: Bland-Altman-Diagramm für den Abstoßwinkel aller 27 Stöße

In Abbildung 3 ist das Bland-Altman-Diagramm bezüglich der Abstoßgeschwindigkeit dargestellt. Wie bei den Abstoßwinkeln treten hier ebenfalls große Abweichungen auf: mittlere Abweichung: $0,234\text{ m/s}$ und maximale Abweichung: $1,1\text{ m/s}$. Es gibt auch hier keine Trenderkennung.

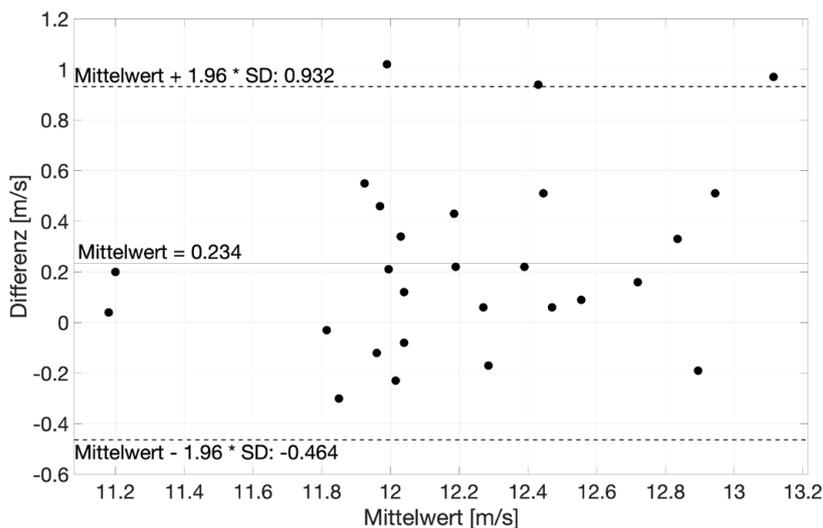


Abbildung 3: Bland-Altman-Diagramm für die Abstoßgeschwindigkeit aller 27 Stöße

Diskussion

Die vorliegenden Ergebnisse können die Ergebnisse der Voruntersuchungen bei den Paraathlet:innen nicht bestätigen. Bei diesen Untersuchungen wurde aus dem Stand gestoßen und mit dem Gold-Standard Vicon-

System verglichen. Bei den hier untersuchten Stoßtechniken ist von einer wesentlich längeren Zeitdauer (bis zu 3 s) der Vorbereitungs- und Hauptphase auszugehen, wodurch insbesondere die Geschwindigkeits-Bestimmung durch die Integration der Sensorsignale systematisch fehlerbehaftet ist.

Weiterhin spielt die Ruhelage (Ausgangsposition), in der die Berechnung beginnt, eine wesentliche Rolle. Die Fehler, die hier entstehen, potenzieren sich im Laufe der Bewegung. Eine mögliche Minimierung dieser Fehler könnte durch eine Kalibrierung erfolgen, die jedoch aufgrund der speziellen Platine in der Sensor-Stoßkugel äußerst komplex ist.

Eine weitere interessante Frage, die sich bei dieser Untersuchung stellt, betrifft die Relevanz eines solchen Systems hinsichtlich der Ausgabe von Abstoßparametern. Sind diese Parameter überhaupt für die Trainingspraxis wichtig? Zumindest waren dies die Wünsche aus der Sportpraxis während der Entwicklungsphase der Sensor-Stoßkugel. Es ist jedoch möglich, dass das System noch weitere Ausgabeparameter bietet, die besser geeignet sein könnten, den technischen Bewegungsablauf zu diagnostizieren. Die Entwicklung der Geschwindigkeit der Kugel über die gesamte Bewegung und der Verlauf ihrer Beschleunigung könnten für das Training viel aussagekräftiger sein. Obwohl die Abstoßgeschwindigkeit nicht die in der Praxis geforderte Genauigkeit von unter 0,1 m/s aufweist, ist der zeitliche Verlauf der Geschwindigkeit der Kugel plausibel. Diese Betrachtungsweise könnte sogar für die Beurteilung der Stoßtechnik zusammen mit dem Video durchaus praxisrelevant sein.

Darüber hinaus kann die Beschleunigung im Stoßgerät selbst erfasst werden. Im Gegensatz zur Geschwindigkeit muss die Beschleunigung nicht berechnet, sondern kann direkt gemessen werden. Abbildung 4 zeigt ein Beispiel der Applikation für den Vergleich zweier Athletinnen. Für diesen Vergleich sind die qualitativen Kurvenverläufe der Beschleunigung ausreichend. Die Athletin auf der linken Seite verhindert einen kontinuierlichen Anstieg der Beschleunigung während der Auflösung der Oberkörperverwringung durch einen zu festen Stand, was ein häufiges Fehlerbild darstellt (Hinz, 1991). Der Heimtrainer der Athletin bestätigt diese Aussage.

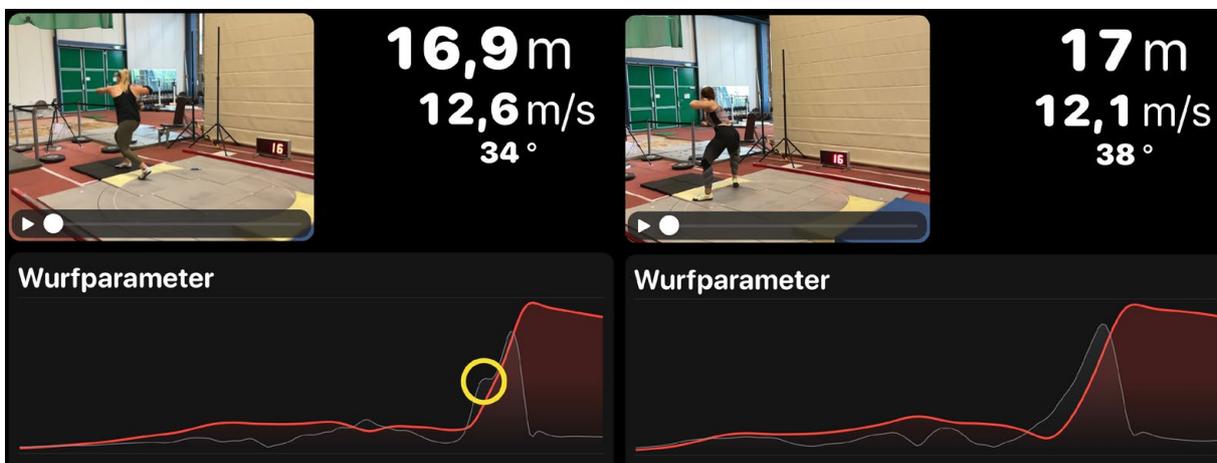


Abbildung 4: Auszug aus der Kugelstoß-Applikation: Athletinnen-Vergleich (grau = Beschleunigungsverlauf, rot = Geschwindigkeitsverlauf). Der gelbe Kreis kennzeichnet den Unterschied in der technischen Ausführung beider Athletinnen.

Die Sensor-Stoßkugel kann auch dann sinnvoll sein, wenn im Techniktraining gegen Matten gestoßen wird. In diesem Fall erhalten die Trainerinnen Rückmeldungen zur Technikausführung durch das System. Dadurch könnten sich die Athletinnen möglicherweise stärker auf die innere Wahrnehmung beim Stoßen konzentrieren und effizienter an Verbesserungen ihrer Technik arbeiten.

Schlussfolgerungen

Die Sensor-Stoßkugel mit zugehöriger App ist einfach anwendbar, sodass sie im laufenden Training eingesetzt werden und zudem weitere Erkenntnisse über den Bewegungsverlauf der Kugel während der Stoßbewegung liefern kann. Insbesondere in Kombination mit der Erfahrung der Trainerinnen und der synchronen Videoaufzeichnung können Technikfehler durch die graphischen Verläufe von Geschwindigkeit und Beschleunigung besser interpretiert und für die Athletinnen veranschaulicht werden. Obwohl die gewünschte Präzision der Abstoßparameter nicht erreicht wird, könnte die Sensorkugel einen Mehrwert für das Training bieten.

Die Entwicklung der Sensor-Stoßkugel wurde durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft gefördert (Förderkennzeichen: ZMI4-072006/21-22).

Literatur

- [1] Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8(2), 135–160. <https://doi.org/10.1177/096228029900800204>
- [2] Freiwald, J., & Lange-Berlin, V. (2010). Trainingsbegleitung im Rollstuhlleistungssport (Wurf- und Stoßdisziplinen). *BISp-Jahrbuch Forschungsförderung*, 99–105. ISO 690
- [3] Hinz, L. (1991). *Leichtathletik, Wurf und Stoss: Analysen und Empfehlungen für die Disziplinen Kugelstossen, Diskuswerfen, Speerwerfen und Hammerwerfen*, SVB Sportverlag, Berlin.

Die kinematische Bewegungsanalyse der Hammerwurftechnik: Möglichkeiten und Grenzen

Veit Wank, Daniel Sporer, Volker Rieg, Corinna Coenning

Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen

Einleitung

Hammerwurf ist eine Schleuderwurfdisziplin und stellt nicht zuletzt wegen der Komplexität des Antriebs zur Wurfbeschleunigung und wegen des gekrümmten Bahnverlaufs des Hammerkopfes hohe Ansprüche an eine fundierte biomechanische Analyse.

Die Autoren, mit hinreichender Erfahrung bei der Vermessung von Bewegungen leichtathletischer Wurfdisziplinen (Kugel, Diskus und Speerwurf), haben sich im Zuge eines Lehr-Projekts auch dieser Disziplin gewidmet und wollen hier die Ergebnisse einer vergleichenden Bewertung von Hammerwurfanalysen vorstellen. Zudem soll gezeigt werden, wie der Antriebsfluss bei der Beschleunigung des Hammerkopfes verläuft und welche Parameter resultierend aus der mathematischen Analyse der Bahn des Hammerkopfes nach Frenet zur Beschreibung der Qualität der Hammerwurftechnik geeignet sind.

Material, Methoden und Grundmechanismen des Hammerantriebs

Basis für die beispielhaften biomechanische Analysen von Hammerwürfen sind zwei Würfe des Olympiasiegers Pavel Fajdek (Polen) bei den Halleschen Werfertagen im Mai 2017, bei dem er mit einer Weite von 82.31 m gewann. Zudem wurden Würfe von DLV-Nachwuchsatleten (U23) bei einer zentralen Leistungsdiagnostik auf dem Wurfplatz in Kienbaum im April 2023 vermessen.

Die Wettkampfwürfe von Fajdek wurden mit einem 2-Kamera-Videosystem (HD-Format 50 Hz-Vollbilder, OSP Frankfurt/Main) erfasst. Die 3D-Videoanalyse der Nachwuchswerfer basierte auf einem synchronisierten 6-Kamera-System (740 x 460 Pixel bei 400 Hz). Die 3D-Kalibrierung erfolgte mit einem Eichkörper (Halle) bzw. mit L-Frame und Kalibrierstab (Wand) von Simi-Motion (Kienbaum). Bei der Analyse der Nachwuchswerfer kam zudem ein instrumentierter Hammer zum Einsatz in dem ein IMU-basierter Sensor (vmaxpro, Uni Magdeburg) verbaut war, der 3D-Beschleunigungssignale über Funk sendete. Diese wurden mit einer speziellen App auf einem Tablet-PC mit einem HD-Video synchronisiert.

Die Effizienz der Hammerwurftechnik lässt sich im Gegensatz zu den übrigen Wurfdisziplinen der Leichtathletik nur bedingt anhand von Winkelkoordinaten in Einzelposen des Werfers beschreiben. Diese sind nur in der Abflugphase aussagekräftig. Aus dem Grund konzentriert sich die Bewegungsanalyse im Hammerwurf vor allem auf die Kinematik des Hammerkopfes, dessen Bahn im Vergleich zu anderen Wurfgeräten ausgesprochen gut getrackt werden kann.

Da Hammerwürfe in der Regel vom Anschwung über die Armkreisschwünge und die drei bis vier Drehungen bis zum Abwurf einige Sekunden dauern, ist eine manuelle 3D-Vermessung der Bewegungen des Werfers aus ökonomischen Gründen bei routinemäßigen Leistungsdiagnosen nicht sinnvoll bzw. nicht möglich.

Hammerwurf erfolgt aus einem 2.13 m großen Ring. Aufgrund der räumlichen Limits kommt für diese Disziplin nur ein Rotationsantrieb in Frage. Dabei werden in den Doppelstützphasen sukzessive Drehmomente durch den Abstoß des Abdruckbeins erzeugt (Abb.1). Die Rotation erfolgt wechselnd über Ballen und Ferse des Drehbeins. Bei Würfen mit vier Drehungen gibt es vier Drehmomentzyklen.

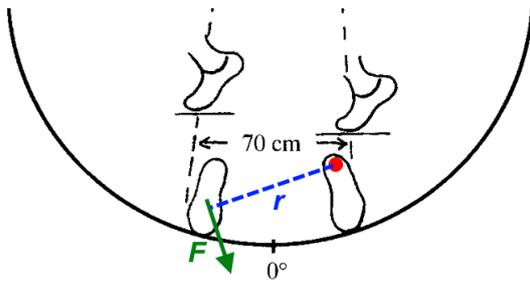


Abbildung 1: Rekonstruktion der Antriebsdrehmomente in der Doppelstützphase beim Hammerwurf.

Aus den von den Beinen in den Doppelstützphasen generierten Drehmomenten

$$M = F \cdot r_{\perp} \quad (1)$$

resultiert nach Integration der Drehimpuls L des Systems (Werfer + Gerät), das durch seine Massenträgheit J definiert ist.

$$\int_{t_0}^{t_E} M dt = \Delta L = J \cdot \Delta \omega \quad (2)$$

Im Drehimpuls ist bereits eine wichtige Zielgröße, die Drehgeschwindigkeit ω , enthalten.

Die Bahngeschwindigkeit v_B des Hammerkopfes ergibt sich durch Multiplikation der Drehgeschwindigkeit ω mit dem Bahnradius r_B

$$v_B = \omega \cdot r_B \quad (3)$$

Eine Berechnung der momentanen Bahnradien bei gekrümmten Bahnen, wie sie bei Drehwürfen auftreten, ist auf der Basis der Frenetschen Formeln möglich (z. B. Müller, 2015). Das ist mathematisch anspruchsvoll und setzt zugleich eine qualitativ hochwertige Messung der Bahnkoordinaten des Wurfgerätes voraus.

Ausgangspunkt für die Rechnungen mit den Frenetschen Formeln sind die Tangentenvektoren T_i des Bahnverlaufes, die sich jeweils aus benachbarten Bahnkoordinaten $r_i(t)$ ergeben.

$$\vec{r}_i(t) = \begin{pmatrix} x_i(t) \\ y_i(t) \\ z_i(t) \end{pmatrix} \quad (4)$$

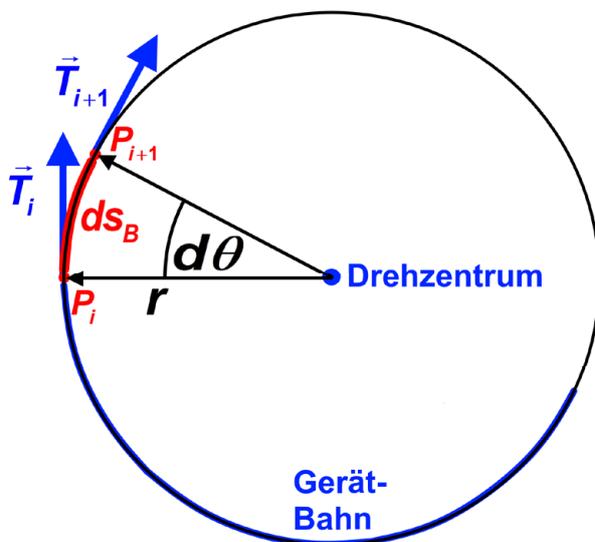


Abbildung 2: Zusammenhang von Bogenweg s , Bogenwinkel θ und der Änderung des Tangentenvektors T bei Bewegungen auf gekrümmten Bahnen.

Im Ergebnis dieser Rechnungen lassen sich aus dem Zeitverlauf der Bahnkoordinaten des Hammerkopfes der Drehwinkel θ , die Drehgeschwindigkeit ω , das Drehzentrum und der Bahnradius r berechnen.

Bei den numerischen Berechnungen treten jedoch einige Widersprüche zutage. Das nach Frenet bestimmte Drehzentrum (DZ) der Gerätebahn ist nicht identisch mit dem Systemschwerpunkt (SSP) des Systems Werfer und Gerät, welcher nach dem Schwerpunktsatz der Mechanik als Drehpunkt definiert ist.

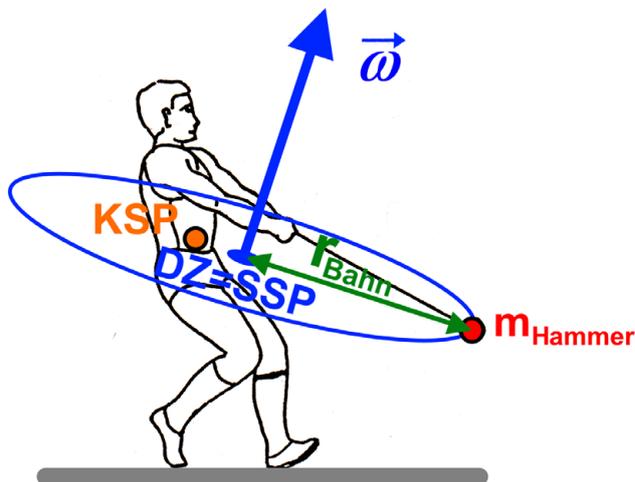


Abbildung 3: Die momentane Drehachse des Systems Werfer-Hammer verläuft durch den Systemschwerpunkt (SSP). Sie ist dabei stets orthogonal zur aktuellen Drehebene des Hammerkopfes ausgerichtet. Die blau markierte Hammerbahn entspricht dem geschätzten Kreis, der sich aus der Bahnkrümmung an der aktuellen Position ergibt. Dessen Mittelpunkt entspricht dem geometrischen Drehzentrum (DZ).

Die Diskrepanz in der Position von geometrischem Drehzentrum (DZ) und Systemschwerpunkt (SSP) äußert sich auch in unterschiedlichen Drehradien des Hammerkopfes (Wank, 2021).

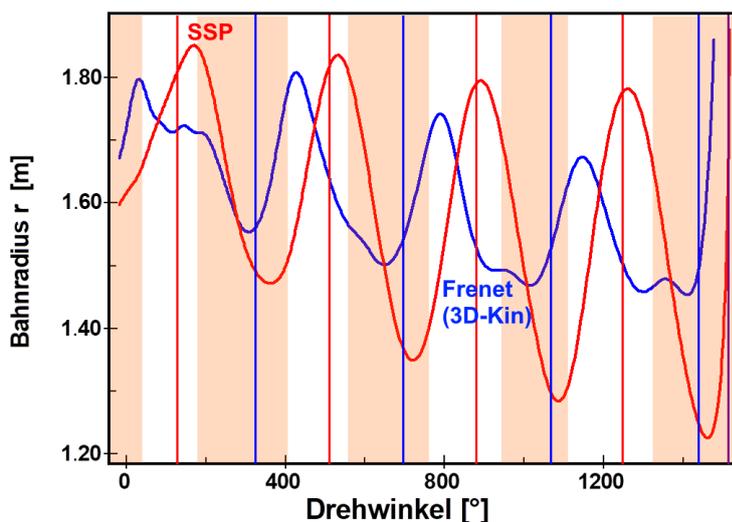


Abbildung 4: Zeitverläufe des Hammerbahnradius, der einmal als Abstand des Hammerkopfes zum Systemschwerpunkt (rot) und einmal als Abstand des Hammerkopfes zum Drehzentrums nach den Frenetschen Formeln (blau) berechnet wurde.

Aus beiden Radiusberechnungen geht hervor, dass es größere zyklische Schwankungen beim Drehradius gibt, sodass eine Annahme von näherungsweise konstanten Drehradien beim Hammerwurf nicht zu rechtfertigen ist.

Ergebnisse und Diskussion

Infolge der rasanten Entwicklung von IMU-Platinen und deren anwenderfreundlichen Möglichkeiten zur Implementierung in Messsysteme, insbesondere bei der Erfassung der Kinematik von Wurfgeräten hat es auch in den letzten Jahren verstärkte Bemühungen gegeben, um IMU-basierte Sofortinformationen im Hammerwurf zu generieren.

Leider ist die Erfassung von Zeitverläufen der Bahngeschwindigkeit, die für Trainer:innen und Athlet:innen im Mittelpunkt des Interesses steht, aufgrund komplexer Bedingungen bei rotierenden Bezugssystemen mit größeren Schwierigkeiten verbunden, sodass es bis dato keine anwendungsbereite Lösung für dieses Problem gibt.

Einen sehr interessanten Ansatz verfolgten Morufushi et al. (2007), die mit einer Kombination aus Zugkraftsensor im Hammerdraht und zwei Beschleunigungssensoren auf der Drahtachse in einem Abstand d anhand der Beschleunigungsdifferenz an beiden Sensoren mit hinreichender Genauigkeit die Drehgeschwindigkeit und den Bahnradius bestimmen konnten.

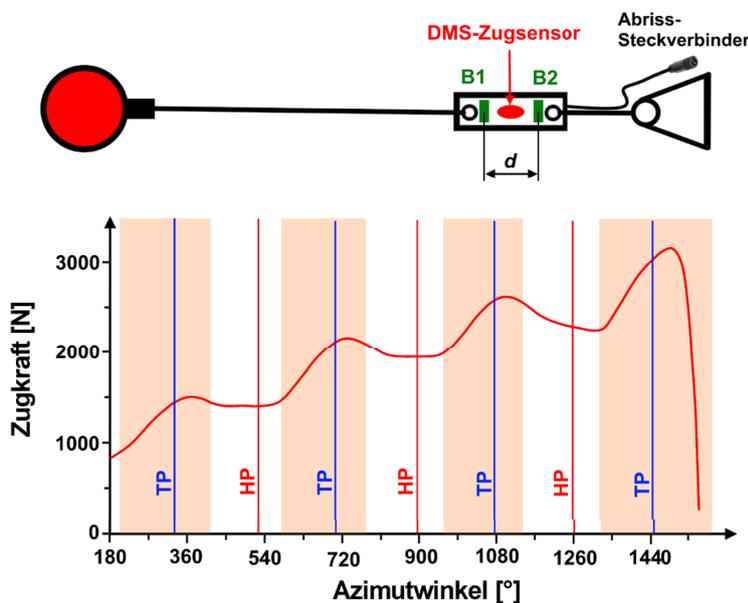


Abbildung 5: Schematischer Aufbau des Messhammers mit Datenkabel und Verlauf der Zugkraft beim oben beschriebenen Beispielfwurf von Morufushi selbst (aus Morufushi et al 2005, Zeitverlauf von der ersten Systemdrehung bis zum Abwurf, Darstellung über dem Azimutwinkel). Der Messhammer verfügte neben den Zugkraftsensoren über zwei Beschleunigungssensoren (B1 und B2), sodass damit Informationen über die Drehgeschwindigkeit und den Bahnradius gewonnen werden konnten.

Ebenso gibt es eine jüngere Studie von Tiedemann et al. (2022), bei der die resultierende Beschleunigung mit einem 3D-Sensor im Hammerkopf gemessen wurde und einigermaßen zeitsynchron einer Videoaufnahme mit Tablet-PC zugeordnet werden konnte, was sich mittlerweile auch für weniger geübte Anwender als komfortables Messsystem im routinemäßigen Trainingseinsatz etabliert hat.

Dennoch hat man bei genauerer Betrachtung den Eindruck, dass der Informationsgehalt der resultierenden Kopfbeschleunigung überschätzt wird. Wie oben beschrieben, ist es keineswegs so, dass man aus der Vektorsumme der Komponenten der Hammerkopfbeschleunigung auf den Verlauf der Bahngeschwindigkeit schließen kann.

Ein Vergleich von 3D-videokinematischen Messungen und der oben beschriebenen sensorbasierten Erfassung der Kopfbeschleunigung des Hammers ergab zwar eine gute Übereinstimmung in der Vektorsumme, Rückschlüsse auf das, was der Werfer zum Generieren von Antrieb für sein Gerät leistet, sind jedoch auf der Basis

der Beschleunigungssumme nicht seriös möglich. Abb. 6 zeigt, dass die Ergebnisse von einer 3D-kinematischen Bahnanalyse des Hammerkopfes und der resultierenden Beschleunigungsmessung am Hammerkopf gut vergleichbar sind, eine Korrespondenz mit dem Zeitverlauf der Bahngeschwindigkeit ist jedoch kaum zu erkennen.

Es ist gut zu erkennen, dass die Beschleunigungsspitzen nicht zum Antrieb, der durch einen Geschwindigkeitsgewinn (Anstieg) gekennzeichnet ist, passen. Physikalisch betrachtet ist die Radialbeschleunigung, die näherungsweise so groß ist, wie die resultierende Beschleunigung, weil sie den mit Abstand größten Beitrag zum Gesamtwert liefert, quadratisch mit der Bahngeschwindigkeit über den Bahnradius verknüpft. Da der Bahnradius aber zyklisch schwankt, entstehen permanente Verschiebungen der lokalen Maxima von resultierender Kopfbeschleunigung und Bahngeschwindigkeit. Auch muss man die Näherung, dass die Radialbeschleunigung mit der resultierenden Kopfbeschleunigung gleichgesetzt werden kann, in Frage stellen (Abb.6)

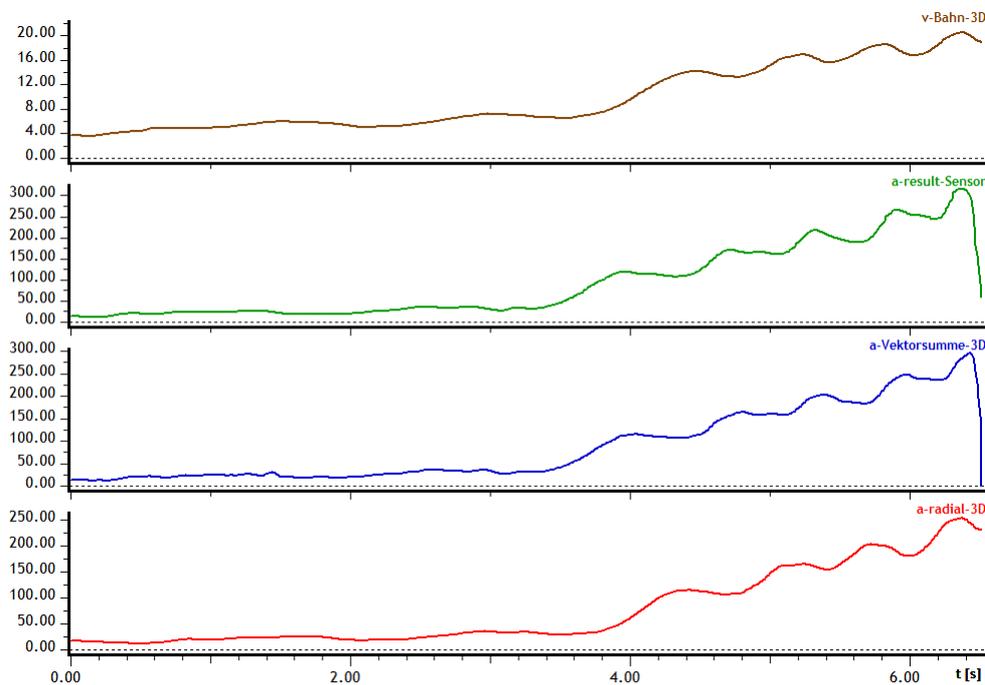


Abbildung 6: Zeitverläufe der Radialbeschleunigung (rot), der resultierenden Beschleunigung (Vektorsumme der Komponenten, blau) und der Bahngeschwindigkeit (braun), die mittels 3D-kinematischer Analyse berechnet wurden und der Resultierenden der mittels 3D-Sensor gemessenen Kopfbeschleunigung (grün), alle Angaben in m/s^2 .

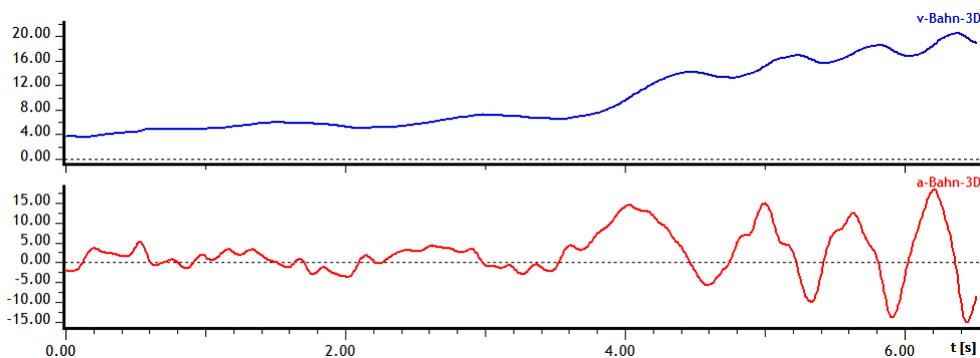


Abbildung 7: Zusammenhänge der Zeitverläufe der Bahnbeschleunigung (rot) und der Bahngeschwindigkeit (blau). Es ist gut erkennbar, dass positive Beschleunigungen mit einer Geschwindigkeitssteigerung einhergehen. Die zyklisch auftretenden negativen (bremsenden Bahnbeschleunigungen treten in antriebslosen Phasen (Einbeinstütz) auf, wo die Schwerkraft den Hammerkopf auf dem Weg nach oben bremst.

Schlussendlich benötigte man für die Kennzeichnung von Antrieben die Bahnbeschleunigung als Indikator (Abb.7). Diese kann hinreichend genau aber nur über eine aufwendige kinematische Analyse bestimmt werden, was das Verfahren auf wissenschaftliche Studien und zur Evaluierung beschränkt. Für die Routinediagnostik ist das mit Blick auf die zeitverzögerten Ergebnisse keine Option. Dennoch können damit tiefe Einblicke in den Bewegungsablauf anhand der Theorie nach Frenet gewährt werden, was nach wie vor individuelle Einzelanalysen nach diesem Verfahren rechtfertigt.

Fazit

Es ist sicher kein guter Abschluss einer Präsentation, wenn sie von Kritik an vorhanden Verfahren dominiert wird, ohne Lösungsvorschläge zu offerieren.

Der gewaltige Fortschritt, den die oben genannten Verfahren mit der schnellen Bereitstellung von Messdaten und vor allem mit der komfortablen Kopplung von Messdaten und Videoaufnahmen bieten, wurde bereits angesprochen. Das Ziel, der Bereitstellung von Zeitverläufen der Hammerkopfk kinematik kann mit der Auswertung der resultierenden Kopfbeschleunigung nicht erreicht werden. Die Limits in den beiden Fakten, dass der Bahnradius nicht konstant ist und dass die resultierende deutlich von der radialen Beschleunigung abweicht, scheinen kaum überwindbar. Eine Perspektive bietet das Verfahren von Murofushi (siehe oben in Abb. 5) der mit seiner Idee die Systemdrehgeschwindigkeit relativ genau bestimmen und zudem und anhand der Zugkraft auf die Radialbeschleunigung und den Bahnradius schließen kann, sodass letztendlich die Berechnung der Bahngeschwindigkeit mit hinreichender Genauigkeit möglich ist.

Literatur

- [1] Murofushi, K., Sakurai, S., Umegaki, K., Kobayashi, K. (2005). Development of a system to measure radius of curvature and speed of hammer head during turns in hammer Throw. *International Journal of Sport and Health Science*. 3, 116–128.
- [2] Murofushi, K., Sakurai, S., Umegaki, K., Takamatsu, J. (2007). Hammer acceleration due to thrower and hammer movement patterns. *Sports Biomechanics*. 6, 301–314.
- [3] Müller, R. (2015). *Klassische Mechanik – vom Weitsprung zum Marsflug*. De Gruyter, Berlin.
- [4] Tiedemann, S., Spelly, G. & Witte, K. (2022). Wireless inertial sensor system for hammer throwing. *International Journal of Computer Science in Sport*, 21 (1), 1–8. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2022-0001>
- [5] Wank, V. (2021). *Biomechanik der Sportarten*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-60525-7>

Der Einfluss eines individuellen Feedbacktrainings auf die Schlagtechnik im Hochleistungsrudern

Kevin Nolte¹, Stefan Weigelt², Thomas Jaitner¹

¹Technische Universität Dortmund, ²Olympiastützpunkt Westfalen

Einleitung

Biomechanische Echtzeit-Feedbacksysteme gelten als vielversprechende Technologien zur Optimierung der Bewegungstechnik in Hochleistungssportarten wie dem Rudern, jedoch werden Erkenntnisse aus der motorischen Lernforschung zu effektiven Feedback-Strategien oft nicht angemessen berücksichtigt (Buttfield et al., 2009). Zudem werden die Effekte eines biomechanischen Feedback-Trainings unter realen Trainingsbedingungen bei hochqualifizierten Athleten nur selten untersucht (Phillips et al., 2013). In dieser Studie wird ein weiterentwickeltes Messsystem, welches Echtzeit-Feedback ermöglicht, evaluiert, indem wir die Auswirkungen einer individuell präferierten Feedbackstrategie auf die Bewegungstechnik von Spitzenrudern untersuchen. Dabei lag nach Absprache mit den beteiligten Trainern der Fokus auf der Erhöhung der Schlagweite.

Methoden

16 männliche U23-Kaderathleten nahmen an einem Pretest-Posttest-Trainingsexperiment über sechs Trainingseinheiten mit einer Interventionsgruppe (IG) und einer Kontrollgruppe (KG) teil. Beide Gruppen bestanden aus je vier Booten und hatten dasselbe Trainingspensum. Alle Trainings- und Testfahrten wurden im Zweier ohne Steuermann durchgeführt. Die Trainingsfahrten bestanden aus einem Einfahren und vier Trainingsabschnitten, bei denen jeweils 3 km mit einer Schlagzahl von 18–20 Schlägen pro Minute durchgeführt wurden. Beim Pre- und Posttest wurden zwei Abschnitte wie im Training sowie 500 m mit wettkampfählicher Intensität (34–38 Schläge pro Minute) durchgeführt. Die IG bekam ein technisch gestütztes individuelles biomechanisches Feedback, welches jeweils im ersten und dritten Trainingsabschnitt jeder Testfahrt aktiviert wurde und nach jedem Schlag Informationen über die erzielte Schlagweite liefert, während die KG den normalen Trainingsablauf durchlief. Dieser beinhaltet Rückmeldung durch den Trainer von einem Begleitboot aus. Vorab absolvierte die IG eine Probefahrt und bekam dabei die Möglichkeit drei unterschiedliche Feedbackstrategien in randomisierter Reihenfolge auszuprobieren und für die Trainingsfahrten ihr präferiertes Feedback zu wählen. Die drei Feedbackstrategien (s. Abbildung 1) zeigten die vordere Umkehr, die Schlagweite und hintere Umkehr, wobei die Schlagweite hervorgehoben wurde. Die Unterschiede lagen in den Darstellungen, welche charakterisiert wurden als:

1. „klassisch“: kontinuierliche Darstellung der Messwerte.
2. „akzentuiert“: kontinuierliche Darstellung und Rotfärbung der Schlagweite bei Verlassen eines individuell festgelegten Sollbereichs.
3. „situativ“: Darstellung der Messwerte nur bei Verlassen des Sollbereichs.

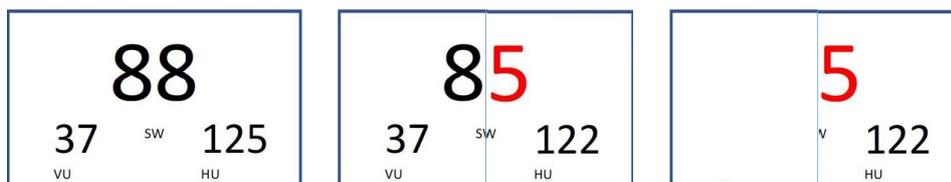


Abbildung 1: Visualisierung der drei Feedbackstrategien „klassisch“, „akzentuiert“ und „situativ“ (von links).

Zur Einschätzung des Trainings wurden die Schlagweiten während der Trainingsfahrten deskriptiv betrachtet und die Athleten zu ihrer Einschätzung des Feedbacks befragt. Veränderungen der Schlagweite von Pre- zu Posttest wurden mittels Reliable Change Index (RCI) und Variationskoeffizienten (CoV) analysiert (Pospeschill & Siegel, 2018). Des Weiteren wurden die zeitnormalisierten Kraftkurven für die Dollenleistung betrachtet, um Änderungen der Schlagtechnik zu identifizieren. Für die Auswertung lag der Fokus auf den erzielten Werten während der wettkampfähnlichen Intensität.

Ergebnisse

Eine Betrachtung der Schlagweiten während der Intervention zeigte, dass sich die durchschnittlichen Schlagweiten der unterschiedlichen Abschnitte während einer Trainingsfahrt um bis zu 2° unterscheiden. Dabei ist teilweise das Feedback ein entscheidender Einflussfaktor (s. Abbildung 2).

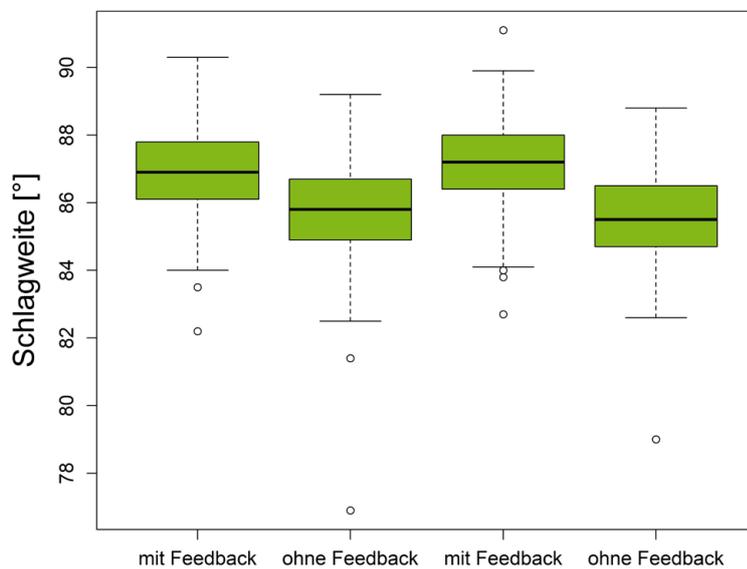


Abbildung 2: Beispielhafter Boxplot der Schlagweiten während der vier Abschnitte einer Trainingsfahrt.

Bei der Auswertung der Pre- und Posttests zeigte der RCI bei sieben der acht Athleten der IG eine signifikante Zunahme der mittleren Schlagweite. Diese lag zwischen 2,0° bis 5,0°. In der kg wurde bei vier von acht Athleten ein signifikanter Anstieg der mittleren Schlagweiten (von 1,3° bis 4,4°) festgestellt. Der Gruppenvergleich ergab keine signifikanten Unterschiede. Der CoV mit Werten zwischen 0,007 und 0,022 deutet auf eine hohe Stabilität der Bewegungstechnik. Die Betrachtung der Kraftkurven zeigt individuelle Muster bei den Athleten, die sich in Pre- und Posttest identifizieren lassen. Dies ist unabhängig von der Art der Rückmeldung und lässt sich auch bei den Athleten erkennen, bei denen die Änderung der Schlagweite am höchsten war (vgl. Abbildung 3).

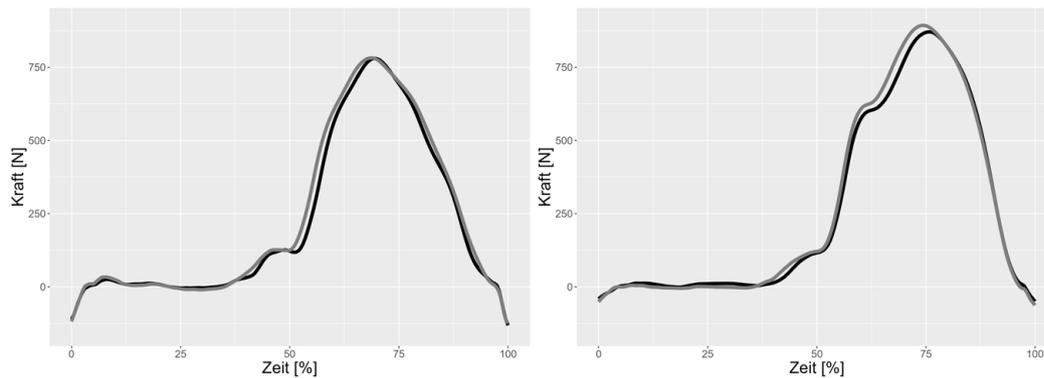


Abbildung 3: Mittlere Kraftkurven bei Pretest (schwarz) und Posttest (grau) der Athleten mit der höchsten Veränderung der Schlagweite in IG (links) und kg (rechts).

Diskussion

Ein eigenständiges Training mit individualisiertem technisch gestütztem Feedback führt zumindest zu vergleichbaren Trainingseffekten wie ein durch subjektives Feedback des Trainers unterstütztes Techniktraining. Der individuelle Bewegungsablauf wurde dabei kaum modifiziert. Befragungen der Athleten unterstützen aber die Nützlichkeit des Feedbacks für die Technikanpassung und als eine hilfreiche Kontrollfunktion. Außerdem motiviert das direkte Feedback eine höhere Schlagweite zu fahren, was sich ebenfalls in den Werten der unterschiedlichen Trainingsabschnitte widerspiegelt. Das biomechanische Feedback-Trainingsystem ermöglicht ein hochwertiges Techniktraining ohne direkte Beteiligung des Trainers und eröffnet weitere Möglichkeiten zur Trainingsoptimierung im Hochleistungsrudern, da es sowohl Athleten als auch Trainern direktes Feedback über wichtige Leistungsparameter liefert. Im Trainingsalltag können somit Einflüsse von Anpassungen der Schlagtechnik direkt und quantifizierbar nachvollzogen werden.

Literatur

- [1] Buttifield, A., Ball, K., & MacMahon, C. (2009). The use of motor learning in biomechanics: a call for more collaboration. *International Journal of Sport Psychology*, 40(4), 603–615.
- [2] Phillips, E., Farrow, D., Ball, K., & Helmer, R. (2013). Harnessing and understanding feedback technology in applied settings. *Sports Medicine*, 43, 919–925.
- [3] Pospeschill, M., & Siegel, R. (2018). *Methoden für die klinische Forschung und diagnostische Praxis*. Springer Berlin Heidelberg.



Tagung der dvs-Sektion Biomechanik 2023

Nach einer pandemiebedingten Pause war es 2023 endlich wieder soweit: Die Tagung der dvs-Sektion Biomechanik konnte wieder an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg stattfinden!

Vor- und Beiträge sowohl von etablierten Vertreter:innen der Sportbiomechanik als auch von engagierten Nachwuchswissenschaftler:innen zeigen den aktuellen wissenschaftlichen Stand in allen wesentlichen Feldern der Sportbiomechanik und ihren angrenzenden Disziplinen und geben somit spannende neue Impulse für die weitere Forschung.

Alle Beiträge finden Sie in diesem Tagungsband.