

Neuro-mechanische Defizite bei chronischer Sprunggelenkinstabilität – Simulation einer Sprunggelenkinversion während des Gehens

(AZ 070114/12)

Dominic Gehring¹, Heinz Lohrer², Tanja Nauck² & Albert Gollhofer¹ (Projektleiter)

¹Universität Freiburg, Institut für Sport und Sportwissenschaft

²Sportmedizinisches Institut Frankfurt am Main e. V.

1 Problem

In Folge von Sprunggelenkverletzungen entstehen häufig langfristige Beeinträchtigungen wie Rezidivtraumen, Vorfälle von „giving-way“, Schmerz, Schwellung, und verminderte Funktionsfähigkeit (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). Dieser Zustand einer chronischen Sprunggelenkinstabilität (chronic ankle instability; CAI) lässt sich einerseits in eine mechanische Instabilität (MI) und andererseits eine funktionelle Instabilität (FI) untergliedern (Delahunt et al., 2010). MI ist hierbei als eine das physiologische Ausmaß übersteigende Laxität des Sprunggelenks definiert (Hiller et al., 2011). FI ist hingegen durch ein subjektives Gefühl der Instabilität oder durch rezidivierendes Umknicken zu charakterisieren.

Trotz zahlreicher Studien mit biomechanischen und neuromuskulären Ansätzen, bleiben die genauen Mechanismen von CAI und insbesondere von FI bis dato ungeklärt. Es wird vermutet, dass ein Grund hierfür sein könnte, dass bisherige Simulationen des Umknickvorganges bei stehenden Testpersonen durchgeführt wurden (Duysens & Levin, 2010). Eine derartige statische Bedingung bietet zwar einen hohen Grad an Reproduzierbarkeit, die hervorgerufene muskuläre Reflexantwort ist jedoch nicht vergleichbar mit den Situationen, in denen es tatsächlich zu Verletzungen kommt. Konsequenterweise sollte die neuromuskuläre Gelenkkontrolle direkt während des Gehens oder Springens auf einer invertierenden Fläche untersucht werden (Duysens & Levin, 2010). Ferner scheint eine Ausdifferenzierung der Gruppe von Personen mit chronischer Sprunggelenkinstabilität in Teilgruppen von Personen mit FI bzw. MI notwendig zu sein (Delahunt et al., 2010).

Ziel des Studienvorhabens war es, neuromuskuläre und gelenkmechanische Charakteristika bei simulierter Sprunggelenkinversion zwischen Personen mit und ohne funktioneller Sprunggelenkinstabilität zu vergleichen. Hierzu sollten die dreidimensionale Gelenkkinematik und die neuromuskuläre Aktivierung bei (a) Personen mit FI und MI, (b) Personen mit reiner FI sowie (c) Personen ohne Einschränkungen evaluiert werden.

2 Methode

Bei 317 Freiwilligen wurden die Verletzungshistorie von Supinationstraumen sowie das subjektiv empfundene Maß der FI bestimmt. Für die Erhebung der FI wurde im Rahmen dieser Studie das Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) ins Deutsche übersetzt und cross-kulturell adaptiert (Beaton, Bombardier, Guillemin, & Ferraz, 2000; Hiller, Refshauge, Bundy, Herbert, & Kilbreath, 2006).

Basierend auf dieser Eingangsbefragung konnten insgesamt 62 Personen entweder als eindeutig FI (CAIT-Wert ≤ 24) oder als nicht-FI (CAIT-Wert ≥ 28) klassifiziert und hinsichtlich ihrer MI untersucht werden. Hierzu wurden in einer manuellen Untersuchung der Talusvorschub sowie die Taluskippung bestimmt.

Aufgrund dieser Einschlusskriterien ergaben sich folgende drei Teilgruppen:

FI+MI: Personen mit rezidivierenden Sprunggelenktraumen ($n \geq 2$; letztes Trauma innerhalb der letzten zwei Jahre) mit FI (CAIT-Wert ≤ 24) und MI ($N = 19$).

FI: Personen mit rezidivierenden Sprunggelenktraumen ($n \geq 2$; letztes Trauma innerhalb der letzten zwei Jahre) mit FI (CAIT-Wert ≤ 24) jedoch ohne MI ($N = 9$).

CON: Personen ohne Verletzungshistorie sowie ohne FI (CAIT-Wert ≥ 28) bzw. MI.

Alle Testpersonen wurden über das Studienvorhaben aufgeklärt und willigten schriftlich ein, an der Messung teilzunehmen. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universitätsklinik Freiburg genehmigt (#29/12).

Die neuromuskuläre Gelenkkontrolle sowie die Sprunggelenkkinematik der drei Gruppen wurden bei Umknicktests im Stehen, im zügigen Gang sowie beim Hüpfen analysiert. Hierzu standen (Beidbeinstand), gingen (6 km/h) oder hüpfen (2 Hz) die Testpersonen auf einer Umknickplattform die eine kombinierte Plantarflexions-Inversionsbewegung von 15° Plantarflexion und 24° Inversion induzieren konnte (Lohrer, Alt, & Gollhofer, 1999; siehe Abb. 1). Die teilnehmenden Personen wussten bei keiner der Messbedingungen genau ob bzw. wann die Plattform umklappen würde.



Abb. 1: Klappmechanismus der Plattform während des Gehens

Bild 1: Beginn des Bodenkontaktes

Bild 2: Beginn des Klapp-Vorgangs

Bild 3: Ende des Klapp-Vorgangs

Bild 4: Ende des Bodenkontaktes

Zur Bestimmung der Sprunggelenkkinematik wurden jeweils drei reflektierende Hautoberflächenmarker (14 mm) auf Tibia und Calcaneus befestigt und die dreidimensionale Rotation des Sprunggelenkkomplexes berechnet (Wu et al., 2002). Die Datenaufnahme erfolgte mit einem aus 12 Kameras bestehenden 3D-Bewegungsanalyse-System mit einer Aufnahme Frequenz von 240 Hz (Vicon Motion Systems, Oxford, GB). Die maximale Gelenkexkursion nach dem Umklappen der Plattform sowie die hierbei maximal erreichte Winkelgeschwindigkeit wurden ermittelt.

Die muskuläre Aktivität des m. peroneus longus und des m. tibialis anterior wurde mittels Hautoberflächen-Elektromyographie (myon RFTD, myonAG, Baar, Schweiz; bei 2000Hz) erhoben und RMS-Werte in der Phase der Präaktivierung (ab 100ms vor Bodenkontakt) sowie in der reaktiven Phase (bis 120 ms) nach dem Umklappen der Plattform berechnet.

Zur statistischen Datenanalyse wurde ein varianzanalytischer Ansatz mit einem intergruppen Faktor (FI+MI, FI, CON) sowie einem messwiederholten Faktor (Stehen, Gehen, Hüpfen) gewählt. Wurde ein Haupteffekt ermittelt, so wurde eine Post-hoc Analyse (Bonferroni korrigierte T-Tests) durchgeführt.

3 Ergebnisse

Bezüglich der maximalen Inversion zeigte sich, dass FI+MI beim Gehen ($p = 0,058$) und beim Hüpfen ($p = 0,001$) eine im Vergleich zu CON deutlich vergrößerte Inversion aufwies (Abb. 2). Gleichmaßen hatte FI+MI eine signifikant vergrößerte maximale Inversion im Vergleich zu FI sowohl beim Gehen ($p = 0,013$) als auch beim Hüpfen ($p = 0,004$).

Ferner war die maximale Inversionsgeschwindigkeit bei der Hüpf-Bedingung sowohl bei FI+MI ($p = 0,002$) als auch bei FI ($p = 0,055$) im Vergleich zu CON erhöht.

Bezüglich der Plantarflexion und der Innenrotation ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

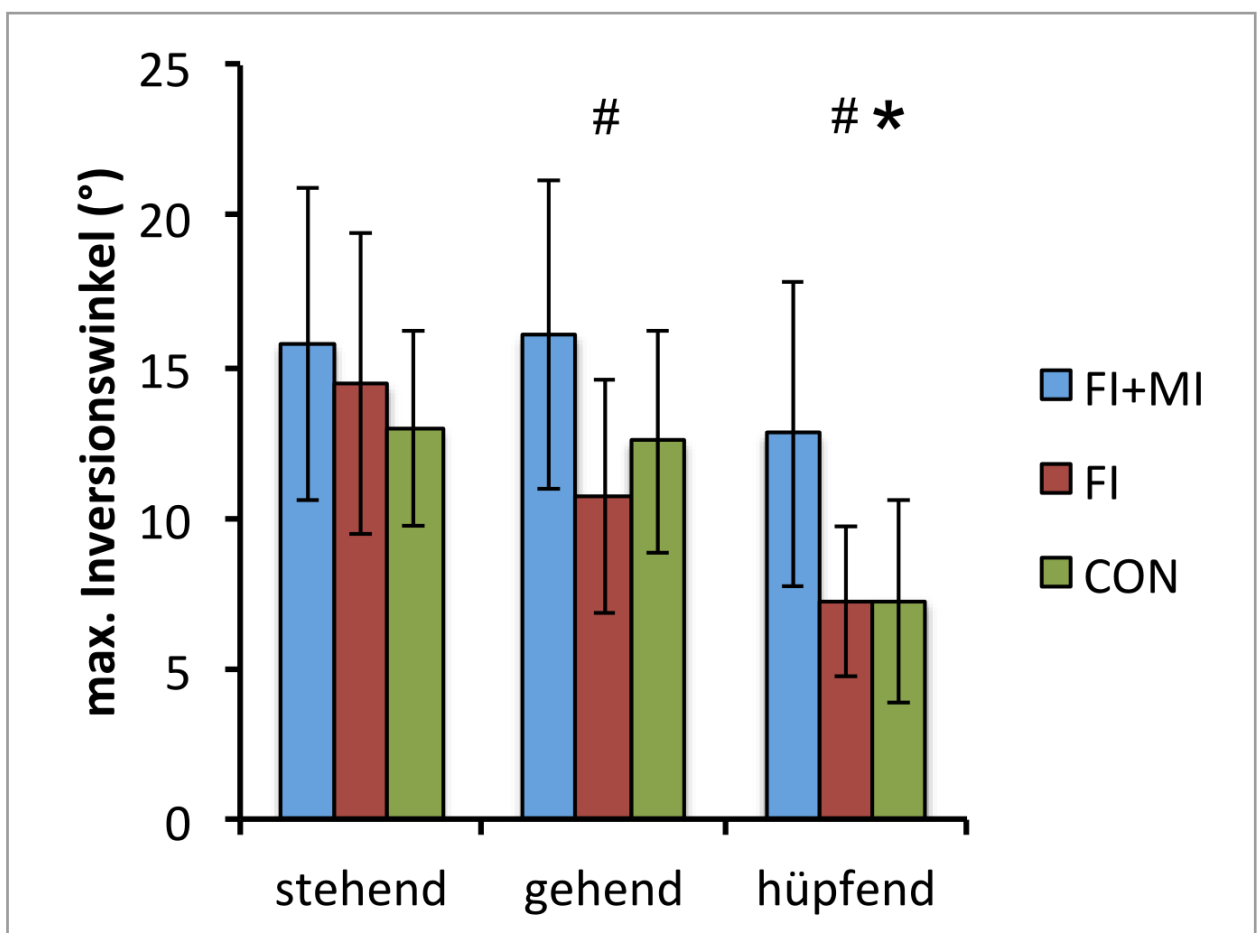


Abb. 2: Maximale Inversion des Sprunggelenks (MW±SD)
 * signifikanter Unterschied zwischen FI+MI und CON
 # signifikanter Unterschied zwischen FI+MI und FI

Die Präaktivierung des m. peroneus longus vor Bodenkontakt war bei FI+MI im Vergleich zu FI beim Gehen ($p = 0,061$) und beim Hüpfen ($p = 0,021$) reduziert.

Für keinen der anderen analysierten Parameter zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen oder ein Interaktionseffekt (Gruppen x Bedingung).

4 Diskussion

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, wie mechanische sowie funktionelle Sprunggelenkinstabilität die Gelenkkontrolle während einer Sprunggelenksupination beeinflussen.

Personen mit MI waren einer verstärkten und schnelleren Sprunggelenkinversion ausgesetzt als gesunde Personen bzw. Personen mit FI aber ohne MI. Dies weist eindeutig darauf hin, dass mechanische Einschränkungen am Sprunggelenkkomplex die Gelenkkontrolle während des Verletzungsmechanismus signifikant beeinträchtigen und somit maßgeblich zu Rezidivtraumen bei Personen mit MI führen können. Vor diesem Hintergrund ist die Diagnostik der mechanischen Instabilität des Gelenkkomplexes von besonderer Bedeutung (Nauck et al., 2011).

Ferner zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass MI ein von FI unabhängiger Faktor zu sein scheint. Obwohl die Einschlusskriterien bei FI und FI+MI gleich waren und sich auch die funktionell empfundenen Einschränkungen (CAIT) zwischen diesen beiden Gruppen nicht unterschieden, hatte nur jene Gruppe mit MI eine vergrößerte Inversion. Demzufolge sind zukünftige Forschungsvorhaben angehalten eine ähnlich strikte Differenzierung in Subgruppen der chronischen Sprunggelenkinstabilität vorzunehmen (Hiller et al., 2011).

Personen mit FI wiesen nahezu keinerlei Unterschiede hinsichtlich der Gelenkexkursion im Vergleich zu gesunden Testpersonen auf. Gleichermaßen konnte bei der FI-Gruppe auch keine veränderte Muskelaktivität unter den gegebenen Testbedingungen gefunden werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen demzufolge nahe, dass nicht per se eine beeinträchtigte neuromuskuläre Aktivierung bei FI vorzuliegen scheint. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen einer reduzierten m. peroneus longus Aktivität bei Landungen auf flachem Untergrund (Caulfield, Crammond, O Sullivan, Reynolds, & Ward, 2004; Delahunt et al., 2006), geht jedoch einher mit der Beobachtung, dass die m. peroneus longus Aktivität bei Landungen auf einer Umknickplattform nicht reduziert war (Gutierrez et al., 2012). In Zusammenfassung dieser Ergebnisse legt dies nahe, dass Personen mit FI ihre peroneale Muskulatur bei vermeintlich sicheren Bedingungen nicht hinreichend aktivieren. Jedoch scheinen sie eine zu Gesunden vergleichbare Aktivierung bei potentiell gefährlichen Situationen aufzuweisen. Gerade unter zeitkritischen Spielsituationen könnten Personen mit FI eigentlich zur Verfügung stehende neuromuskuläre Stabilisationsmechanismen möglicherweise ungenutzt lassen.

Schlussendlich zeigen die Ergebnisse eindeutig, dass eine valide Evaluation der Gelenkkontrolle nur unter funktionellsten Bedingungen erfolgversprechend ist. Während sich beim stehenden Probanden in keinem der erhobenen Parameter Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen ergaben, zeigte sich beim Gehen und vor allem beim Hüpfen, dass Personen mit mechanisch instabilem Sprunggelenk eine kompromittierte Gelenkstabilisierung bei verletzungsähnlichen Situationen hatten. Die Simulation des Verletzungsmechanismus im Stehen lässt essentielle Bestandteile der komplexen neuromuskulären Kontrolle außer Acht und scheint wenig funktionell zu sein (Duysens & Levin, 2010). Zukünftige Studienvorhaben sollten folglich funktionell-dynamische Testbedingungen schaffen, um biomechanische und neuromuskuläre Defizite der Sprunggelenkkontrolle bei Personen mit chronischer Sprunggelenkinstabilität zu untersuchen.

5 Literatur

- Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British journal of sports medicine*, 39 (3), e14.
- Beaton, D. E., Bombardier, C., Guillemin, F., & Ferraz, M. B. (2000). Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *Spine*, 25 (24), 3186–3191.
- Caulfield, B., Crammond, T., O Sullivan, A., Reynolds, S., & Ward, T. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. *Journal of sport rehabilitation*, 13 (3), 189–200.
- Delahunt, E., Coughlan, G. F., Caulfield, B. M., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., & Hiller, C. E. (2010). Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 42 (11), 2106–2121.
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of orthopaedic research*, 24 (10), 1991–2000.
- Duysens, J., & Levin, O. (2010). Ankle sprains: getting off on the wrong foot. *Exercise and sport sciences reviews*, 38 (3), 143–149.
- Gutierrez, G. M., Knight, C. A., Swanik, C. B., Royer, T., Manal, K., Caulfield, B., & Kaminski, T. W. (2012). Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. *The American journal of sports medicine*, 40 (1), 193–201.
- Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., Coughlan, G. F., Caulfield, B. M., & Delahunt, E. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 45 (8), 660–672.
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87 (9), 1235–1241.
- Lohrer, H., Alt, W., & Gollhofer, A. (1999). Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *The American journal of sports medicine*, 27 (1), 69–75.
- Nauck, T., Lohrer, H., & Gollhofer, A. (2011). Entwicklung und Validierung eines Sprunggelenkarthrometers zur Bestimmung der mechanischen Sprunggelenkinstabilität. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62 (12), 380–385.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of biomechanics*, 35 (4), 543–548.