

### **Abstractband**

Online-Symposium 2021

Deutsche Gesellschaft für Biomechanik e.V.

17. März 2021

Der 12. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik e.V. (DGfB) fand aufgrund der Corona-Pandemie nicht wie geplant 2021 auf dem Campus der Deutschen Sporthochschule Köln statt, sondern wurde in das Frühjahr 2022 verschoben. Das am 17.03.2021 abgehaltene Online-Symposium mit virtuellen Sessions bot unseren Nachwuchswissenschaftler\*innen auch im Jahr 2021 ein Forum, um ihre hervorragende Forschungsarbeit und/oder innovative Projekte zu präsentieren.

Ausgerichtet wurde das Online-Symposium von der Deutschen Sporthochschule Köln unter der Leitung von Prof. Dr. Wolfgang Potthast vom Institut für Biomechanik und Orthopädie, Abteilung Klinische und Technologische Biomechanik.

In dem vorliegenden Abstractband finden sich alle zur Teilnahme am Nachwuchspreis eingereichten Arbeiten, die basierend auf einem einstufigen Reviewprozess (zwei Gutachter\*innen) zur Publikation angenommen wurden.

Der Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik e.V. und die Organisatoren des Online-Symposiums bedanken sich bei allen Gutachter\*innen, Jurymitgliedern und natürlich bei den Nachwuchswissenschaftler\*innen für die zahlreichen Einsendungen.

Veröffentlichung: März 2021

Herausgebende Institution: Deutsche Gesellschaft für Biomechanik e.V.

Editoren: Johannes Funken & Wolfgang Potthast

### Abstracts - Übersicht

### Finale Nachwuchspreis (in Vortragsreihenfolge)

Der Einfluss von glenoidaler Konkavität, GLAD-Läsion, Knochendefekt und Latarjet-Rekonstruktion auf die glenohumerale Stabilität (S.4-5)

Wermers J, Schliemann B, Raschke MJ, Michel PA, Heilmann LF, Dyrna F, Sußiek J, Frank A & Katthagen JC

Is Physical Activity assessed with Accelerometers more Sensitive to Knee Pain than Conventional Functional Performance Tests? – Data from the Osteoarthritis Initiative (S.6-7)

Wisser A, Eckstein F & Wirth W

Zum Einfluss des Beckengurts auf die Rucksackstabilität beim Mountainbiken (S.8-9) Höschler L, Michel FI & Frisch M

Gangbiomechanik des Kniegelenks von Patienten 2 Jahre nach VKB Naht mit InternalBrace™ im Vergleich zu Gesunden (S.10-11)

Bühl L, Müller S, Nüesch C, Coppers BL, Pagenstert G, Mündermann A, Egloff C

Veränderungen der 3D Muskelarchitektur während des Wachstums (S. 12-13) Papenkort S, Böl M & Siebert T

Quantifying mechanical loading and elastic strain energy of the human Achilles tendon during walking and running (S.14-15)

Kharazi M, Bohm S, Arampatzis A

Einfluss unterschiedlicher Defektfüllungen auf die Primärstabilität von Press-fit Cups in einem Acetabulumdefekt-Modell (S.16-17)

Schierjott RA, Hettich G, Baxmann M, Morosato F, Cristofolini L, Grupp TM

Reibungskoeffizienten von mit autologen Knochenpartikeln verdichteter Spongiosa (S. 18-19) Zobel S, Ruhr M & Morlock M

### Weitere akzeptiere Abstracts

How does the postural control system determine whether or not it is "in trouble"? The role of Distance-to-Boundary and Time-to-Boundary in detecting postural instability (S.20-21)

Reimeir B, van Andel S & Federolf P

Are age-matched normative data mandatory for clinical decision making of axial deformities in children and adolescents? (S.22-23)

Holder J, Byrnes K, Böhm H, Sander K, Meurer A & Stief F

Time to stabilization during jump-landing following ACL injury: What about the contralateral leg? (S.24-25)

Calisti M, Mohr M & Federolf P

Investigation of Fall Induced Proximal Femur Fractures Based on Anthropometric Variations using Statistical Femur and Human Body Models (S.26-27)

Cebeci Ö, Cronin D & Checa S

Homage an die Cerclage - Ein Vergleich moderner Cerclagesysteme anhand ihrer biomechanischen Eigenschaften (S.28-29)

Hägerich LM, Dyrna F, Frank A, Wermers J, Raschke MJ, Katthagen JC, Schliemann B

Langes Sitzen und seine Folgen für die Rückenmuskulatur: Biomechanische Untersuchung zum Einfluss von Muskelkontraktionen auf die Muskelgewebesteifigkeit (S.30-31)

Kett AR, Sichting F & Milani TL

Linear variable displacement transducers underestimate global ligament strain (S.32-33) Schwer J, Schall F, Hacker S, Ignatius A, Dürselen L & Seitz A

Gangtraining mit Sonifikation / Bewegungsvertonung zur Wiederherstellung des individuell normalen Gangbildes nach endoprothetischem Gelenkersatz (S.34-35)

Pietschmann J & Jöllenbeck T

Experimentelle Validierung des Gross Taper Failure Mechanismus in der Hüfttotalendoprothetik (S.36-37)

Polster V, Fischer S, Steffens J, Morlock MM & Kaddick C

Volleyballerinnen mit chronischen Knieschmerzen haben ein kleineres M. vastus medialis / M. vastus lateralis Verhältnis im CMJ und einer komplexen Angriffsaufgabe in Halle und Sand (S.38-39)

Frese C, Schlechtweg S, Bubeck D & Alt W

Einfluss der Pfannendicke auf den Implantationsprozess und die Primärstabilität zementfreier Hüftpfannen (S.40-41)

Ruhr M, Bätz J, Püschel K & Morlock M

Doppelt hält besser? Frakturversorgung an der Schulter mit Einzel- und Doppelplatte – eine biomechanische Untersuchung (S.42-43)

Sußiek J, Frank A, Wermers J, Heilmann LF, Michel PA, Dyrna F, Raschke MJ, Schliemann B, Katthagen JC

Kalibrierung eines Kinetischen Fahrradpedals (S.44-45)

Ebbecke J, Viellehner J & Potthast W

Reproducing acetabulum fractures with central luxation in human specimen – an ex vivo pilot study (S.46-47)

Hansen L, Günther R & Potthast W

Untersuchung zur Form und Funktion des Sprunggelenks – Zusammenhang zwischen der unteren Sprunggelenkachse und EMG-Profilen bei Läufern (S.48-49)

Schlechtweg S, Klaiber L, Alt W

### Der Einfluss von glenoidaler Konkavität, GLAD-Läsion, Knochendefekt und Latarjet-Rekonstruktion auf die glenohumerale Stabilität

Wermers J<sup>1</sup>, Schliemann B<sup>1</sup>, Raschke MJ<sup>1</sup>, Michel PA<sup>1</sup>, Heilmann LF<sup>1</sup>, Dyrna F<sup>1</sup>, Sußiek J<sup>1</sup>, Frank A<sup>1</sup> & Katthagen JC<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Münster, Deutschland

Fragestellung: Die chirurgische Versorgung einer Schulterinstabilität mit Knochendefekt am Glenoid stützte sich bislang auf einen kritischen Grenzwert der Defektgröße<sup>1,2</sup>. Aktuelle simulationsbasierte Studien verweisen jedoch auf die glenoidale Konkavität als entscheidenden Faktor für die Schulterstabilität<sup>3</sup>. Obwohl Knorpel und Labrum zur Konkavität des Glenoids beitragen, ist der biomechanische Einfluss einer GLAD-Läsion und deren Auswirkung auf klinische Ergebnisse umstritten<sup>4,5</sup>. Ebenso bleibt die Nachbildung der Konkavität zur Wiederherstellung von glenohumeraler Stabilität bei der Latarjet-Rekonstruktion bislang unberücksichtigt. Dennoch zeigt dieses chirurgische Verfahren bei großen glenoidalen Knochendefekten hohe Erfolgsraten<sup>6</sup>. Die Auswirkungen von chondralen und knöchernen Defekten, der Latarjet-Rekonstruktion sowie der Konkavität auf die glenohumerale Stabilität scheinen unzureichend biomechanisch erforscht. Die Zusammenhänge wurden daher in drei sukzessiven biomechanischen Untersuchungen an humanen Präparaten analysiert.

Material und Methode: In einem roboterbasierten Versuchsaufbau (Abb. 1A) wurde das Stability Ratio (SR), eine verbreitete biomechanische Kenngröße für die glenohumerale Stabilität, durch anteriore glenohumerale Dislokationen und Erfassung auftretender Kräfte bestimmt. Mit einem 3D-Messarm wurden morphometrische Eigenschaften und schrittweise erzeugte Glenoiddefekte vermessen. Der Einfluss von Konkavität und knöcherner Defektgröße auf das SR wurde an 17 Glenoiden anhand von linearen Modellen untersucht. An 10 weiteren Glenoiden wurde die Auswirkung einer GLAD-Läsion erfasst. Zudem wurden 14 Glenoide genutzt, um die Wiederherstellung der Stabilität durch eine Latarjet-Rekonstruktion zu beurteilen. Hierbei wurde der Einfluss der mediolateralen Platzierung anhand eines aufsteckbaren 3D-Druck-Modells des Knochenblocks untersucht (Abb. 1B). Für die Gruppenvergleiche wurden Repeated Measures ANOVA mit Post-Hoc Tests für multiples Testen verwendet.

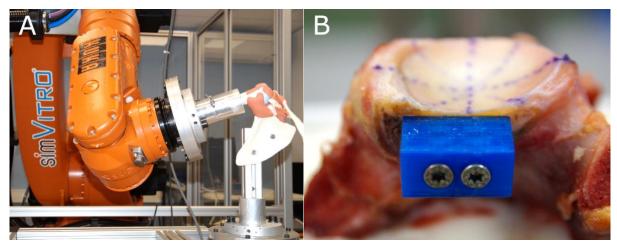


Abbildung 1

**Ergebnis:** Das SR ist signifikant von der glenoidalen Konkavität abhängig, wohingegen die Größe von knöchernen Defekten nur einen geringen Informationsgehalt hat. Das lineare Modell wies eine hohe Anpassungsgüte ( $R^2 = 0.98$ ) und einen geringen Fehler (MSE = 4.22%) auf. Die Defektgröße als

alleiniger Prädiktor führte zu einer verringerten Genauigkeit ( $R^2 = 0.87$  und MSE = 25.72 %). Der Verlust von Stabilität durch knöcherne Defekte ist signifikant von der initialen Konkavität abhängig. Das SR wird zudem signifikant von einer GLAD-Läsion beeinflusst (p = 0.002). Ein chondraler Defekt reduzierte das SR von 28.31 % auf 23.6 %. Ein knöcherner Defekt von 20 % der Glenoidbreite sorgt für eine weitere Reduktion auf 20.39 % (p = 0.004). Durch die Latarjet-Rekonstruktion konnte das SR signifikant auf 35.45 % erhöht werden (p < 0.001). Eine laterale Verschiebung des Knochenblocks um 1 mm erzielte ein mittleres SR von 40.75 % (p < 0.001). Demgegenüber wurde kein signifikanter Zugewinn im SR bei einer Verschiebung des Blocks um 1 mm nach medial festgestellt (SR = 21.54 %, p = 0.75).

Schlussfolgerung: Die Erfassung der glenoidalen Konkavität ermöglicht eine präzisere Abschätzung der glenohumeralen Stabilität als die Defektgröße allein. Entgegen der bisherigen Annahme wurde ein signifikanter Einfluss der GLAD-Läsion auf die Stabilität nachgewiesen. Die Wiederherstellung der glenohumeralen Stabilität ist bei der Latarjet-Rekonstruktion zudem maßgeblich von der Positionierung des Knochenblocks abhängig. Diese Erkenntnisse bekräftigen die Vermutungen aktueller Studien hinsichtlich der wichtigen Rolle von Konkavität und widerlegen langjährige Annahmen über die GLAD-Läsion. Zudem konnten neue Aspekte über die Platzierung der Latarjet-Rekonstruktion gewonnen werden. Aktuell widersprüchliche Ergebnisse aus klinischen und biomechanischen Fragestellungen wurden damit zu einem großen Maße weiter erschlossen.

- <sup>1</sup> Shin, S.-J. et al. The effect of defect orientation and size on glenohumeral instability: A biomechanical analysis. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 24, 533–539 (2016).
- <sup>2</sup> Yamamoto, N. et al. Effect of an anterior glenoid defect on anterior shoulder stability: A cadaveric study. *Am. J. Sports Med.* 37, 949–954 (2009).
- <sup>3</sup> Moroder, P. et al. Challenging the current concept of critical glenoid bone loss in shoulder instability: Does the size measurement really tell it all? *Am. J. Sports Med.* 47, 688–694 (2019).
- <sup>4</sup> Pogorzelski, J. et al. Failure following arthroscopic Bankart repair for traumatic anteroinferior instability of the shoulder: is a glenoid labral articular disruption (GLAD) lesion a risk factor for recurrent instability? *J. Shoulder Elb. Surg.* 27, 235–242 (2018).
- <sup>5</sup> Davey, M. S. et al. Clinical Outcomes of Patients With Anterior Shoulder Instability and Glenolabral Articular Disruption Lesions: A Retrospective Comparative Study. *Am. J. Sports Med.* 1–6 (2020).
- <sup>6</sup> Hurley, E. T. et al. Return to Play After the Latarjet Procedure for Anterior Shoulder Instability: A Systematic Review. *Am. J. Sports Med.* 47, 3002–3008 (2019).

## Is Physical Activity assessed with Accelerometers more Sensitive to Knee Pain than Conventional Functional Performance Tests? – Data from the Osteoarthritis Initiative

Wisser A<sup>1,2</sup>, Eckstein F<sup>1,2</sup> & Wirth W<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Institute for Anatomy and Cell Biology, Paracelsus Medical University, Salzburg, Austria <sup>2</sup> Chondrometrics GmbH, Freilassing, Germany

Functional performance measures (FPMs) represent important instruments in epidemiological and clinical trials of knee osteoarthritis, as they provide potentially more objective information than patient reported outcomes (PROs). We have shown previously that, amongst different FPMs the Chair Stand Test (CST) is more sensitive to various levels of knee pain than 20m and 400m walk tests¹. Given the current interest in the use of wearables for functional evaluations in clinical trials, the aim of this work was to analyze whether physical activity parameters obtained from accelerometry better discriminate between various knee pain strata than the CST.

The current analysis was conducted in 552 participants from the Osteoarthritis Initiative (OAI [47% women; age 65±9 years; BMI 28±4 (mean±SD)]) who had Numerical Rating Scale (NRS, range 0-10 [low-high]) pain measures for both knees at 48-months follow-up, CST results and accelerometer measurements available (ActiGraph GT1M uniaxial accelerometers; ActiGraph, Pensacola, FL). Participants with hip pain, hip or knee joint replacement were excluded. Accelerometry parameters included daily counts, minutes of light, moderate, vigorous activity, and (bout) minutes of moderate/vigorous activity, representing the sum of the latter. A bout was defined as an 8 out of 10-minute period with an intensity equal to, or greater than a given threshold. Three thresholds were used for each parameter based on definitions from different authors (Freedson², Swartz³, Troiano⁴). Participants were divided into no (NRS 0), mild (NRS 1/2), moderate (NRS 3/4) or non-acceptable pain (NRS>4)⁵ strata, based on the knee with the greater NRS (target knee). Mean values and 95% CIs were calculated for all parameters in each pain stratum. ANCOVA adjusted for age and BMI was used for statistical analyses, the Cohen's D (d) as a measure of effect size.

Of the 552 subjects, 44% had no knee pain, 19% mild, 19% moderate, and 18% non-acceptable pain in the target knee. Moderate/vigorous activity (Freedson and Troiano) best discriminated between participants with non-acceptable vs. no pain (17.0min [95% CI 13.5, 20.4] vs. 23.7min [21.0, 26.5] and 15.8min [12.5, 19.1] vs. 22.3min [19.7, 25.0] daily activity, respectively (for both d=0.33, p-value=0.001)). Calculating bout minutes of moderate/vigorous activity only, did not improve the discrimination (Freedson: d=0.31, p=0.009; Troiano: d=0.30, p=0.011 [ANCOVA]). Daily activity counts and light activity did not reveal significant differences between pain strata. Parameters determined according to Swartz did not show significant differences between any pain strata. Despite the significant findings, accelerometry did not attain the discriminatory ability of the CST for non-acceptable pain vs. no pain (d=0.61, p<0.001). Moreover, the CST was also able to discriminate between moderate and no pain (d=0.49, p<0.001).

Amongst physical activity parameters calculated from accelerometry, moderate/vigorous activity as defined by Freedson and Troiano was most sensitive in discriminating between participants with non-acceptable vs. no knee pain. Yet, accelerometry parameters were not capable of discriminating between different knee pain levels as the CST. Therefore, the CST can be recommended for the use in clinical studies that attempt to monitor improvements in pain and function, with further innovations in accelerometry and its technical analysis being required.

Table 1: Discrimination between knee pain strata for the Chair Stand Test and 10 accelerometer parameters. Threshold definitions (Def.) from different authors are indicated by letters S (Swartz), F (Freedson), T (Troiano).

Knee Pain Strata↓			Daily counts [x10 <sup>3</sup> ]	Light activity [min/day]			Moderate vigorous activity [min/day]			Moderate vigorous activity (bouts) [min/day]			CST [s]
	Def. $\rightarrow$			s	F	Т	S	F	Т	s	F	Т	
NRS 0 n = 244 (ref)	Mean 95% CI	LL UL	232 217 246	181 175 187	278 268 287	279 270 289	121 113 128	24 21 26	22 20 25	48 42 53	12 10 14	11 9 13	9.4 9.1 9.6
<b>NRS 1/2</b> n = 106	Mean 95% CI	LL UL	255 231 280	173 165 181	273 260 287	275 262 288	128 118 139	28 23 33	27 22 32	53 44 62	14 11 18	14 11 18	9.4 9.0 9.8
	d		0.20	0.18	0.06	0.06	0.14	0.19	0.20	0.12	0.16	0.17	0.01
<b>NRS 3/4</b> n = 103	Mean 95% CI	LL UL	238 216 260	183 174 193	290 275 305	292 277 307	129 117 141	22 18 26	21 17 24	51 41 60	10 7 12	9 7 12	10.7*** 10 11.3
	d		0.06	0.05	0.17	0.17	0.15	0.07	0.08	0.7	0.15	0.14	0.49
<b>NRS &gt;4</b> n = 99	Mean 95% CI	LL UL	210 190 230	185 176 194	284 268 300	285 269 302	116 104 128	17** 14 20	16** 13 19	43 35 51	7** 5 10	7* 5 10	10.9*** 10.3 11.6
	d		0.19	0.09	0.08	0.08	0.07	0.33	0.33	0.11	0.31	0.30	0.61

NRS = Numerical Rating Scale (pain: 0-10 [low-high]), bout=8 out of 10-minute period with an intensity ≥ the threshold, CST = chair stand test, d = Cohen's D, CI = confidence interval; LL = lower limit; UL = upper limit. 
\* p< 0.05; \*\* p < 0.01; \*\*\* p < 0.001 compared with NRS 0 (with adjustment for age and BMI)

- <sup>1</sup> Wisser, A. et al. Sensitivity of various functional performance measures to knee pain Data from the osteoarthritis initiative. Osteoarthr Cartil. 27, 74 (2019).
- <sup>2</sup> Freedson, P.S. et al. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. Med Sci Sports Exerc. 30 (5), 777-781 (1998).
- <sup>3</sup> Swartz, A.M. et al. Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Med Sci* Sports Exerc. 32, 450-456 (2000).
- Troiano, R.P. et al. Physical activity in the United States measured by accelerometer. Med Sci Sports Exerc. 40(1), 181-188 (2008).
- <sup>5</sup> Tubach, F. et al. Minimum clinically important improvement and patient acceptable symptom state in pain and function in rheumatoid arthritis, ankylosing spondylitis, chronic back pain, hand osteoarthritis, and hip and knee osteoarthritis: Results from a prospective multinational study. Arthritis Care Res. 64 (11), 1699-1707 (2012).

### Zum Einfluss des Beckengurts auf die Rucksackstabilität beim Mountainbiken

Höschler L<sup>1,2</sup>, Michel Fl<sup>1</sup> & Frisch M<sup>2</sup>

VAUDE Sport GmbH & Co. KG, i-team, Tettnang, Deutschland
 Universität Bayreuth, Institut für Sportwissenschaft, Bayreuth, Deutschland

Einleitung: Radrucksäcke sollten so konstruiert werden, dass sie auf die Bedürfnisse von Radfahrern angepasst sind. Einer der wichtigsten Parameter ist dabei der Tragekomfort. Aus Konsumentensicht zählt dazu insbesondere ein guter Sitz am Rücken und ein geringes Rucksackwackeln (Backpack wobbling, BPW) während der Fahrt¹. Besonders wichtig ist dies beim Mountainbiken, da in Downhillpassagen starke Vibration auftreten², die vom Rad auf den Körper und den getragenen Rucksack übertragen werden. Es wird angenommen, dass vor allem der Beckengurt die Stabilität des Rucksacks gewährleistet. Für die Entwicklung funktionaler Beckengurte ist es notwendig, deren Wirkungsweise zu verstehen. Erste Untersuchungen konnten keine stabilisierende Funktion des Beckengurts beim Fahren im Sitzen oder Wiegetritt auf ebenem Untergrund feststellen³. Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung der stabilisierenden Funktion des Beckengurts beim Mountainbiken über ein Hindernis.

Material und Methode: Das Wackeln eines MTB Rucksacks (VAUDE Moab II 16 L) mit geöffnetem und geschlossenem Beckengurt wurde an 11 gesunden, männlichen Radsportlern (Alter: 35,8 ± 8,3 Jahre, Größe: 180 ± 3,5 cm, Gewicht: 72,8 ± 5,7 kg, monatlicher Trainingsumfang: 228 ± 196 km) untersucht. Die Probanden fuhren auf einem 29" Hardtail MTB (Centurion Backfire) je 5-mal über eine unebene Rampe (Länge 2,5 m, Höhe 0,3 m). Die Beschleunigungen von Radfahrer und Rucksack wurden mithilfe von 4 kabellosen, triaxialen Inertialmesseinheiten (IMUs) (Myon, Schwarzenberg, Schweiz, 2000 Hz) gemessen. Zwei der IMUs wurden am Körper auf Höhe des 7. Halswirbels (C7) und des 2. Kreuzbeinwirbels (SACRUM) befestigt. Zwei weitere IMUs wurden im Rucksack am oberen (TOP) und unteren (BOTTOM) Ende der Rückenplatte fixiert. Zur Vermeidung von Reibungseffekten trugen alle Probanden ein einheitliches, enganliegendes Radtrikot. Die Datenauswertung erfolgte mit einem Matlab Skript (R2020a, The MathWorks, Natick, USA). Durch Integration der Beschleunigungsdaten wurde die Impulsänderung von Körper und Rucksack bei jedem Versuch berechnet. Aus dem Verhältnis der Mittelwerte von Rucksack (TOP bzw. BOTTOM) zu Körper (C7 bzw. SACRUM) erfolgte die Berechnung des relativen BPW, differenziert in oben und unten. Aufgrund der normalverteilten Daten (Shapiro-Wilk Test) wurde zur statistischen Auswertung der gepaarte t-Test verwendet (p = 0.05). Das subjektiv empfundene BPW wurde mit einem standardisierten Fragebogen bestimmt.

**Ergebnisse und Diskussion:** Bei geschlossenem Beckengurt war das BPW im unteren Rucksackbereich hochsignifikant reduziert (Abb. 1 a)). Im oberen Rucksackbereich kam es zu keiner Reduzierung. Die subjektive Wahrnehmung des BPWs bestätigt die objektiv gemessenen Daten (Abb. 1 b)).

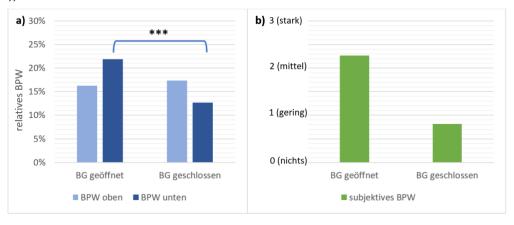


Abbildung 1: a) Relatives BPW bei geöffnetem und geschlossenem Beckengurt. \*\*\* p < 0,001. b) subjektives BPW.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass ein herkömmlicher Beckengurt das BPW des unteren Rucksackbereichs deutlich, aber nicht vollständig reduziert. Für das BPW oben bringt er keine Reduzierung.

Um das Rucksackwackeln effektiver zu reduzieren, sind demzufolge Modifikationen insbesondere der Schulterträger und des Brustgurts, sowie des Beckengurts notwendig. Bei zukünftigen Radrucksackkonstruktionen sollte zuvor unbedingt der beabsichtigte Einsatzzweck des Rucksacks geklärt werden. Ein Beckengurt wird nach jetzigem Wissensstand nur bei Rucksäcken für das Mountainbiken benötigt, wenn starke Erschütterungen und Vibrationen (z. B. durch Wurzeln, Sprünge oder Steine) zu erwarten sind, nicht jedoch für Radaktivitäten auf der Straße.

- <sup>1</sup> Frey, S. Test: Tagesrucksäcke. Ordnungshüter: 11 MTB-Rucksäcke für die Tagestour. BIKE. 9, 64-70 (2019).
- <sup>2</sup> Macdermid, P. W. et al. Transference of 3D accelerations during cross country mountain biking. *J. Biomech.* 47, 1829-1837 (2014).
- <sup>3</sup> Campos, S. et al. Kann der Beckengurt die Eigenbewegungen des Rucksacks beim Radfahren im Wiegetritt reduzieren?. In Fehr, U., & Werner, V. (Hrsg.) Zukunftsperspektiven von Sportinformatik & Sporttechnologie im Leistungs- und Breitensport: Tagungsband zum 13. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik und Sporttechnologie am 25. & 26. September 2020 in Bayreuth. 70-71 (2020)

## Gangbiomechanik des Kniegelenks von Patienten 2 Jahre nach VKB Naht mit InternalBrace™ im Vergleich zu Gesunden

Bühl L<sup>1,2</sup>, Müller S<sup>1</sup>, Nüesch C<sup>1,2,3,4</sup>, Coppers BL<sup>1,5</sup>, Pagenstert G<sup>6</sup>, Mündermann A<sup>1,2,3,4</sup>, Egloff C<sup>1</sup>

Klinik für Orthopädie und Traumatologie, Universitätsspital Basel, Basel, Schweiz
 <sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering, Universitätsspital Basel, Basel, Schweiz
 <sup>3</sup>Department für klinische Forschung, Universitätsspital Basel, Basel, Schweiz
 <sup>4</sup>Klinik für spinale Chrirugie, Universitätsspital Basel, Basel, Schweiz
 <sup>5</sup>Institut für Sport und Sportwissenschaft, Karlsruher Institut für Technologie, Karlsruhe, Deutschland
 <sup>6</sup>Praxis Clarahof, Basel, Schweiz

**Einleitung:** Während das klinische Outcome und die Patientenzufriedenheit nach primärer Naht des vorderen Kreuzbandes (VKB) mit interner Augmentation bereits untersucht sowie mit der VKB Rekonstruktion verglichen wurden, liegen nur wenige Informationen oder Vergleichsstudien zum Wiedererhalt der Kniefunktion in dynamischen Bewegungen vor<sup>1,2</sup>. Daher verglichen wir die Kniebiomechanik von Patienten 2 Jahre nach primärer proximaler VKB Naht mit InternalBrace<sup>TM</sup> (Arthrex, USA) mit einer gesunden Kontrollgruppe.

**Methodik:** Bei 16 erwachsenen Patienten mit gesunder kontralateraler Beinseite (6m/10w; 35.9±10.7 Jahre; BMI 24.4±4.0 kg/m²; 25±2 Monate postoperativ) sowie 16 gesunden Kontrollprobanden (6m/10w; 36.0±11.1 Jahre; BMI 22.6±3.9 kg/m²) wurde die bilaterale 3D Kniekinematik und -kinetik während der Standphase im Gang mittels einem 9 Kamera Motion Capture System (Vicon Nexus, UK), zwei Kraftmessplatten (Kistler AG, CH) und der Point-Cluster-Technique³ erfasst. Seitendifferenzen der Patienten (operiert vs. nicht operiert) und Unterschiede zwischen Patienten (operiertes Bein) und der Kontrollgruppe (nicht dominantes Bein) wurden mit Statistical Parametric Mapping untersucht (t-tests, P<.05).

**Ergebnisse:** Im Seitenvergleich der Patienten zeigte sich zu Beginn, zwischen 5-7% der Standphase (SP), eine geringere laterale Bodenreaktionskraft im operierten Bein (P=.037, max. Differenz: -1.0%Körpergewicht (KG)). Im Vergleich zur Kontrollgruppe war die Tibia der Patienten zwischen 11-32%SP signifikant mehr abduziert (P=.021, max. Differenz: 3.8°) und zu Beginn der Standphase weniger anterior positioniert (0-8%SP; P=.038; max. Differenz: 2.7mm) (Abbildung 1). Die Patienten zeigten zudem beim Fersenaufsatz eine niedrigere anteriore (P=.049, Differenz: -1.4%KG), vertikale (P=.048, Differenz: -4.3%KG) sowie danach kurzzeitig geringere laterale (0-3%SP; P=.031, max. Differenz: -1.5%KG) und größere anteriore (2-3%SP; P=.044, max. Differenz: 2.4%KG) Bodenreaktionskraft als die Kontrollgruppe (Abbildung 1).

Schlussfolgerung: Insgesamt konnte im Seitenvergleich der Kniekinematik und -kinetik der Patienten weder eine Asymmetrie noch eine steifere Gangstrategie sowie - im Gegensatz zu Studien nach VKB Rekonstruktionen⁴.⁵ - kein Rotationsoffset aufgezeigt werden. Die im Vergleich zur Kontrollgruppe gezeigten Differenzen in der Bodenreaktionskraft und der Tibiaposition nach Fersenauftritt, deuten auf einen Kompensationsmechanismus hin, um das VKB möglicherweise zu entlasten. Diese Kompensationsstrategie der Patienten nach VKB Naht mit InternalBrace™ scheint folglich eine weitgehend normale Kniemechanik während der Belastung zu gewährleisten. Diese vielversprechenden Ergebnisse sollten jedoch durch Untersuchungen der Sprung- und Hüftgelenke, der (Prä-) Aktivierung relevanter Beinmuskeln und der Rolle der Propriozeption und Muskelkraft auch bei anspruchsvolleren Aktivitäten sowie im direkten Vergleich zur Rekonstruktion weiter untersucht werden.

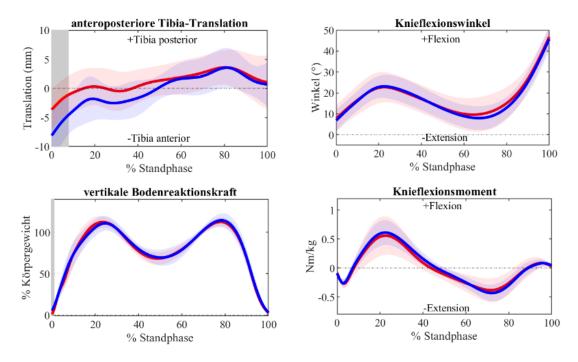


Abbildung 1: Mittelwerte (Linien) und Standardabweichungen (schattierter Farbbereich) des operierten Beines der Patienten (rot) und des nicht-dominanten Beines der gesunden Kontrollgruppe (blau). Die grau schraffierte Fläche weist auf signifikante Unterschiede hin.

- <sup>1</sup> van der List, P. et al. Arthroscopic primary repair of proximal anterior cruciate ligament tears seems safe but higher level of evidence is needed: a systematic review and meta-analysis of recent literature. *KSSTA*, 28, 1946–1957 (2019).
- <sup>2</sup> Nwachukwu B. U. et al. Anterior Cruciate Ligament Repair Outcomes: An Updated Systematic Review of Recent Literature. *Arthroscopy*, 7, 1-7 (2019).
- <sup>3</sup> Boyer, K. A. & Andriacchi, T. P. The Nature of Age-Related Differences in Knee Function during Walking: Implication for the Development of Knee Osteoarthritis. *PloS one*, 11, 1-12 (2016).
- <sup>4</sup> Scanlan, S. F. et al. Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *J Biomech*, 43, 1817–1822 (2010).
- <sup>5</sup> Stavro, R. et al. Follow-up Evaluation 2 Years After ACL Reconstruction With Bone–Patellar Tendon–Bone Graft Shows That Excessive Tibial Rotation Persists. *Clin J Sport Med*, 16, 111–116 (2006).

### Veränderungen der 3D Muskelarchitektur während des Wachstums

Papenkort S<sup>1</sup>, Böl M<sup>2</sup> & Siebert T<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Universität Stuttgart, Stuttgart, Deutschland <sup>2</sup> Institute of Mechanics and Adaptronics, Technische Universität Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

Die Skelettmuskulatur ist der Motor der menschlichen Bewegung. Während des Wachstums kommt es aufgrund der Größen- und Gewichtzunahme zu umfangreichen strukturellen Veränderungen des Muskelgewebes. Dabei sind Zunahmen der Muskelkraft und Muskellänge mit Anpassungen der 3D Muskelgeometrie verbunden. Diese komplexen Wachstumsprozesse erfolgen jedoch notwendigerweise unter Beibehaltung der Muskelfunktion. Die Kenntnis über die auftretenden strukturellen Veränderungen ist eine wesentliche Voraussetzung für ein grundlegendes Verständnis der Wachstumsmechanismen und die Modellierung des Muskelwachstums.

In einem ersten Schritt wurde daher die 3D Muskelarchitektur von zwei strukturell unterschiedlichen Kaninchenmuskeln (M. soleus, M. plantaris) erfasst. Zu diesem Zweck wurde eine Querschnittsstudie mit 9 Tieren verschiedenen Alters (26 bis 106 Tage) durchgeführt. Die Muskelpräparate wurden zunächst in Bouin'scher Lösung fixiert (>7 d) und anschließend in Wachs eingebettet. Anschließend wurden schrittweise einzelne Muskelfaszikel mit einem 3D Digitalisierer (Microscrible MLX) getrackt und aus dem Muskel herauspräpariert, bis das gesamte Muskelvolumen vermessen war (Abb. 1, rote Muskelfaszikelverläufe). Zusätzlich wurden Referenzpunkte zur Bestimmung der Sehnenlänge eingemessen. Die Ergebnisse zeigten, dass ein Längenwachstum dieser Muskeln während des Alterns primär durch eine Zunahme der Längen passiver Strukturen, insbesondere der Aponeurosen (94%), realisiert wurde. Die Muskelfasern hingegen zeigten ein deutlich geringeres Längenwachstum (40%). Die Änderungen der Fiederungswinkel waren gering und erreichten kein statistisches Signifikanzniveau. Diese Ergebnisse ließen auf eine nicht triviale Wachstumscharakteristik schließen.

In einem zweiten Schritt wurde ein 3D Wachstumsmodell der Muskelarchitektur entwickelt, welches die oben aufgezeigten Wachstumseigenschaften abbilden konnte. Als Eingangsdaten des Modells dienten die experimentell ermittelten 3D Faszikeldaten (Raumpfade einzelner Faszikel). Anschließend wurde das Muskelwachstum in vier Teilschritte unterteilt, welche einzeln kontrolliert werden konnten. Eine Skalierung in Längsrichtung des Muskels, eine Skalierung in Querrichtung, eine Faszikelstreckung und eine Faszikelrotation (vgl. Abb. 1, oben). Das Modell lieferte sehr gute Ergebnisse, im Vergleich mit experimentellen Daten, mit einem Fehler von -1.0  $\pm$  8.6% bzgl. der gewählten Kontrollparameter (Aponeurosenlänge, Aponeurosenbreite, Muskelbauchhöhe, Muskelmasse). Dieser Modellfehler lag in der Größenordnung experimentell beobachteter interindividueller Unterschiede.

Die vorgestellte Forschungsarbeit bietet einen detaillierten Einblick in die innere Struktur von Skelettmuskeln. Die identifizierten, und in einem Modell abgebildeten, Wachstumscharakteristika ermöglichen eine realistische Vorhersage der Architektur von Muskeln verschiedener Größe, welche zwingend benötigt wird, um das mechanische Verhalten von Muskeln unterschiedlichen Alters z.B. bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben analysieren zu können.

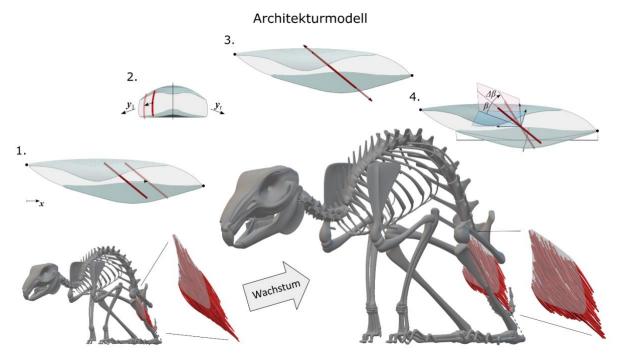


Abbildung 1: Dargestellt sind das Skelett und der M. plantaris eines jungen (links) und eines alten Kaninchens (rechts). Das abgebildete Architekturmodell (oben) beinhaltet eine Skalierung in Muskellängsrichtung x (1.), eine Skalierung in Muskelquerrichtung y (2.), eine Faszikelstreckung (3.) und eine Faszikelrotation (4.). Bei der Skalierung in Querrichtung wird zwischen zwei transversalen Richtungen  $y_l$  und  $y_r$  unterschieden, um den Aponeurosengeometrien gerecht zu werden. Die Faszikelrotation  $\Delta\beta$  im vierten Schritt findet in der dargestellten Vertikalebene statt und beschreibt eine Änderung des Raumwinkels zwischen Aponeurose und Faszikel.

## Quantifying mechanical loading and elastic strain energy of the human Achilles tendon during walking and running

Kharazi M<sup>1,2</sup>, Bohm S<sup>1,2</sup>, Arampatzis A<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Berlin School of Movement Science, Berlin, Germany

**Introduction**: The Achilles tendon (AT) can adapt to external mechanical loading by increasing its stiffness, and strain levels between 4.5 to 6.5% were found to be effective in stimulating adaptation<sup>1</sup>. Previously reported AT strain values during running were in the suggested range of strain for tendon adaptation (i.e., 4.6 to 9.0%). However, most studies that compared runners and untrained controls could not detect significant differences in AT stiffness<sup>2</sup>. The discrepancies between these findings might be the result of methodological limitations when assessing AT strain by using a simple planimetric model. Tendons feature elastic properties, enabling the storage and release of strain energy during gaits in favor of energy conservation and locomotor economy. Komi et al. (1990)<sup>3</sup> reported a reduction of the AT force in the early stance phase of running, suggesting an energy recoil of the AT after touchdown. This energy recoil might be functionally relevant for human running but has not been directly investigated yet.

**Methods:** Eleven participants (height  $177 \pm 6$  cm, body mass  $74 \pm 9$  kg, age  $29 \pm 3$  years) walked and ran at 1.4, 2.5 and 3.5 m/s on a treadmill. AT length was defined as a curve-path from the insertion at the calcaneus (notch) that follows a line of reflective markers placed on the skin above the AT to its origin at the gastrocnemius medialis myotendinous junction (MTJ). The MTJ was captured during gaits using ultrasound and tracked by a self-developed semi-automatic algorithm for ten strides. The tracked MTJ positions were projected to the skin surface and then to the global coordinate system. The potential skin-to-bone displacement of the calcaneus skin marker (insertion) was assessed separately during a passively driven rotation of the ankle joint and ultrasound. AT force and strain energy during gaits were calculated by fitting a quadratic function to the separately experimentally measured AT force-elongation curve obtained from maximum voluntary ramp contractions.

Results and Discussion: Comparing semi-automatic versus manual tracking of the MTJ position, the variance accounted for were  $93\pm0.4\%$ ,  $97\pm0.1\%$  and  $97\pm0.5\%$ , and the adjusted r-squares were  $0.96\pm0.02$ ,  $0.99\pm0.008$  and  $0.98\pm0.02$  (p < 0.001) during walking, slow running and fast running, respectively, evidencing high conformity of the developed algorithm with manual tracking. The contribution of the skin-to-bone displacement and projection of the MTJ to the skin surface significantly affected AT length (p < 0.05). The maximum AT strain ranged from 4.0 to 4.9%, indicating an insufficient strain magnitude to induce adaptation, which can explain the lack of adaptive changes in AT stiffness of runners reported previously. The elastic energy recoil was founded between 7.8 J (walking) and 11.3 J (running) during the propulsion phase (Fig. 1). Furthermore, we provided the first evidence of an elastic strain energy recoil at the beginning of the running stance phase in the order of  $1.7\pm0.6$  J and  $1.9\pm1.1$  J, respectively, which might be functionally relevant for the running economy.

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Department of Training and Movement Sciences, Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany

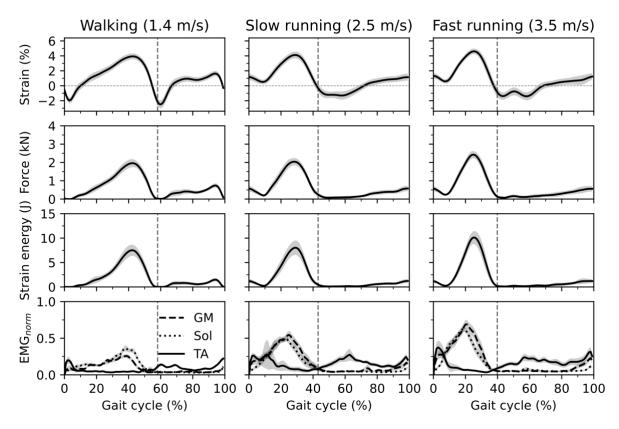


Figure 1: Achilles tendon strain, force and strain energy, as well as EMG activity of the gastrocnemius medialis (GM), soleus (Sol) and tibialis anterior muscle (TA) over the normalized gait cycle.

### References

- <sup>1</sup> Arampatzis, A., et al. Individualized Muscle-Tendon Assessment and Training. *Frontiers in Physiology* 11 (2020).
- <sup>2</sup> Arampatzis, A., et al. Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of biomechanics* 40, 1946-1952 (2007).
- <sup>3</sup> Komi, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics* 23, 23-34 (1990).

## Einfluss unterschiedlicher Defektfüllungen auf die Primärstabilität von Press-fit Cups in einem Acetabulumdefekt-Modell

Schierjott RA<sup>1,2</sup>, Hettich G<sup>1</sup>, Baxmann M<sup>1</sup>, Morosato F<sup>3</sup>, Cristofolini L<sup>3</sup>, Grupp TM<sup>1,2</sup>

 <sup>1</sup> Forschung & Entwicklung, Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland
 <sup>2</sup> Klinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Deutschland
 <sup>3</sup> Industrial Engineering, Alma Mater Studiorium-Università di Bologna, Bologna, Italien

Einleitung: Aseptische Lockerungen sind einer der häufigsten Revisionsgründe bei Hüft-Totalendoprothesen¹ und können unter anderem durch eine unzureichende Primärstabilität, d.h. zu hohe Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen, verursacht werden. Bei Revisionsoperationen liegen häufig acetabuläre Knochendefekte vor. Um diese zu behandeln, wird u.a. die "Impaction Bone Grafting"-Technik eingesetzt, bei der spongiöse Knochenchips in den Defekt eingebracht und dort kompaktiert werden. Die Knochenchips haben jedoch Nachteile wie z.B. begrenzte Verfügbarkeit und ein verbleibendes Infektionsrisiko. Synthetische Knochenersatzmaterialien könnten eine attraktive Alternative darstellen. Ziele der vorliegenden Studie waren (1) die Untersuchung der Primärstabilität eines Press-fit Cups in Kombination mit Knochenchips (Goldstandard) in einem hierfür entwickelten, reproduzierbaren Defektmodell und (2) der Vergleich mit der Primärstabilität, die mit zwei unterschiedlichen synthetischen Knochenersatzmaterialien erreicht werden kann.

**Material und Methode:** Drei Testgruppen (je N=6) wurden definiert: Knochenchips (spongiöse Knochenchips von Spender-Femurköpfen), B.a.Glas+PEG (Granulat aus bioaktivem Glas in einer Polyethylenglycol-Matrix) und Tetrapoden+Coll (Tricalciumphosphat Tetrapoden in einer Collagen-Matrix) (Abbildung 1A).

Ein zuvor entwickeltes, reproduzierbares acetabuläres Testmodell aus Polyurethan wurde für den Vergleich der drei Gruppen verwendet. Die Füllmaterialien wurden in den überwiegend medial gelegenen Defekt eingebracht und kompaktiert<sup>2</sup>. Anschließend wurde ein Press-fit Cup implantiert. Die Proben wurden dynamisch in Richtung der maximalen resultierenden Kraft bei ebenem Gehen belastet, wobei die Maximallast schrittweise von 600 N auf 3000 N erhöht wurde (Abbildung 1B). Die Relativbewegungen (Migration und reversible Bewegung) zwischen Cup und Testmodell wurden mithilfe des optischen Messsystems GOM Pontos (GOM GmbH, Braunschweig) untersucht.

**Ergebnisse:** Die Relativbewegungen nahmen mit steigender Last zu. Der Kurvenverlauf der reversiblen Bewegung war bei allen drei Gruppen vergleichbar (Abbildung 1C).

In der letzten Laststufe des Tests (3000 N) war die reversible Bewegung bei Knochenchips am höchsten (113  $\pm$  3  $\mu$ m) und bei B.a.Glas+PEG am geringsten (91  $\pm$  3  $\mu$ m). B.a.Glas+PEG zeigte jedoch die größte Migration in dieser Laststufe (881  $\pm$  95  $\mu$ m), während Tetrapoden+Coll die geringste Migration zeigte (494  $\pm$  12  $\mu$ m).

**Diskussion:** Tetrapoden+Coll könnten eine attraktive Alternative zu Knochenchips darstellen, da sie ein ähnliches Verhalten wie Knochenchips zeigten und in den höchsten Laststufen sogar geringere Relativbewegungen als der Goldstandard aufwiesen. Allerdings gilt diese Schlussfolgerung zunächst nur für diesen hier untersuchten Defektfall. Die Primärstabilität sollte in weiteren Defekttypen getestet und durch Untersuchungen der Osseointegration ergänzt werden.

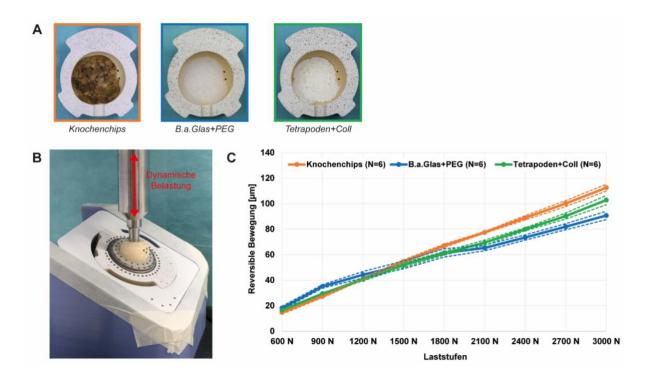


Abbildung 1: Übersicht der Testgruppen und des Setups, sowie ein Auszug aus den Ergebnissen. (A) Die Testgruppen *Knochenchips* (orange), *Bioaktives Glas+PEG* (blau) und *Tetrapoden+Collagen* (grün) vor der Implantation des Press-fit Cups. (B) Setup zur dynamischen Belastung und Aufzeichnung der Relativbewegungen. (C) Verlauf der reversiblen Bewegungen zwischen Cup und Setup in den drei Testgruppen über die einzelnen Laststufen.

### Referenzen

- <sup>1</sup> Grimberg, A. et al. Endoprothesenregister Deutschland Jahresbericht 2020; doi: 10.36186/reporteprd022020.
- <sup>2</sup> Schierjott, R. A. et al. A method to assess primary stability of acetabular components in association with bone defects. Journal of Orthopaedic Research 38(8), 1769-1778 (2020).

**Danksagung:** Die Autoren bedanken sich bei Prof. Dr. med. Heiko Graichen, Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson, Prof. Dr. med. Maximilian Rudert und Prof. Francesco Traina, MD, PhD für ihre Beratung bezüglich Operationstechnik und Cup-Größe.

### Reibungskoeffizienten von mit autologen Knochenpartikeln verdichteter Spongiosa

Zobel S1, Ruhr M1 & Morlock M1

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik, Technische Universität Hamburg (TUHH), Hamburg, Deutschland

**Einleitung**: Die erfolgreiche Osseointegration von zementfreien Implantaten hängt von der Widerstandsfähigkeit des Knochen-Implantat-Interface gegenüber Mikrobewegungen ab<sup>1</sup>. Dabei sind die Reibkräfte zwischen Implantat und Knochen von besonderer Wichtigkeit. Sie stehen im direkten Zusammenhang mit der Knochenquantität und -qualität an der Grenzfläche. Ein hohes Verhältnis von Knochenvolumen zu Gesamtvolumen (BVTV) ermöglicht eine ausreichende Primärstabilität von zementfreien Implantaten<sup>2</sup>. Speziell verdichtende Instrumente (Raspeln, Fräser) werden bei der Präparation des Implantatbettes eingesetzt<sup>3</sup>. Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob der Reibungskoeffizient zwischen spongiösem Knochen und einer implantatähnlichen Oberfläche durch Verdichtung der intertrabekulären Poren mit autologen Knochenpartikeln erhöht werden kann.

**Material und Methoden**: Spongiöse Knochenproben (n = 24) wurden aus 6 Paaren humaner Femurköpfe (Alter 65 - 77) mit einem Hohlbohrer (Ø 25 mm) entnommen. Die Knochenprobe eines jeden Femurkopfes wurde in zwei zylindrische, korrespondierende Hälften halbiert. Die Schnittflächen zwischen beiden Hälften dienten als Prüfflächen. Die Prüfflächen der Probe einer Seite eines Femurpaares wurde verdichtet, während die andere Probe nativ belassen wurde. Zur Verdichtung wurden 2 ml trabekuläre Knochenpartikel aus den Femurköpfen quasi-statisch in die Prüfflächen (σ = 0,5 MPa, Zwick/Roell, Deutschland) gepresst. Die Mikrostruktur der Proben wurde mit einem μCT (Scanco Medical, Schweiz) analysiert, um die Verdichtung und Tiefe der eingedrungenen Partikel zu bestimmen. Korrespondierende Prüfflächen wurden gegen eine implantatähnliche Metalloberfläche gepresst (σ = 0,5 MPa) welche zur Bestimmung der Reibung quasistatisch (v = 0,01 mm/s) ausgezogen wurde.

**Ergebnisse:** Die Verdichtung bewirkte eine signifikante Erhöhung des BVTV (p = 0,002). Gemittelt über alle Proben war ein Anstieg des Haft- (p = 0,002,  $r^2$  = 0,663) und Gleitreibungskoeffizienten (p = 0,033,  $r^2$  = 0,412) mit zunehmender Dichte zu beobachten. Der paarweise Vergleich zeigte einen höheren Haftreibungskoeffizient (Trend: p = 0,080) und Gleitreibungskoeffizienten (sig.: p = 0,043) für die verdichteten Proben. Der Gleitreibungskoeffizient der nativen Proben war kleiner als der Haftreibungskoeffizient (sig.: p = 0,043), bei den verdichteten Proben wurde ein umgekehrtes Verhältnis beobachtet (sig.: p = 0,043; Abb. 1).

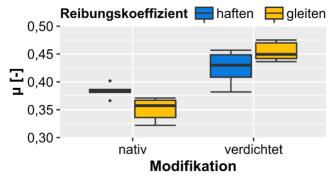


Abbildung 1: Haft- und Gleitreibungskoeffizienten (µ) der nativen und verdichteten Proben.

Die mittlere Verdichtungstiefe (1,1 mm  $\pm$  0,23 mm) war unabhängig vom nativen BVTV (n.sig.: p = 0,618). Die Verdichtung nahm mit zunehmendem BVTV ab (sig.: p = 0,041). Dabei wurde eine Verringerung der Reibkoeffizienten mit zunehmendem Verhältnis von Partikeln zu Trabekeln beobachtet (n.sig.: p = 0,235).

**Diskussion:** Die durch die eingebrachten Partikel vergrößerte Anpressfläche der Proben könnte die Ursache für die Erhöhung des Haft- und Gleitreibungskoeffizienten sein. Ein niedriger BVTV ist assoziiert mit großvolumigen, intertrabekulären Poren. In diesen Poren können sich größere Mengen an Partikeln ansammeln, die jedoch bei einem Reibvorgang nicht ausreichend von umgebenden Trabekeln stabilisiert werden. Dadurch nehmen die Reibkoeffizienten innerhalb der verdichteten Proben mit zunehmendem Verhältnis von Partikeln zu Trabekeln ab. Durch die Abnahme der mechanischen Festigkeit der Trabekel bei niedriger Knochendichte wird dieses Phänomen begünstigt.

**Fazit:** Die Verdichtung von spongiösem Knochen mittlerer Dichte mit autologen Knochenpartikeln könnte zur Erhöhung der Primärstabilität von zementfreien Implantaten beitragen. Da Reibungsparameter stark vom untersuchten System abhängig sind, müssen die Ergebnisse für weitere – zum Beispiel beschichtete – repräsentative Implantatoberflächen verifiziert werden. Eine gleiche Effektrichtung ist hier zu erwarten.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Rancourt, D. et al. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*. 24, 1503-1519 (1990).

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Huwais, S. und Meyer, E. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 32, 27-36 (2017).

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Bätz, J. et al. Effect of cavity preparation and bone mineral density on bone-interface densification and bone-implant contact during press-fit implantation of hip stems. *Journal of Orthopaedic Research.* 37: 1580-1589 (2019).

# How does the postural control system determine whether or not it is "in trouble"? The role of Distance-to-Boundary and Time-to-Boundary in detecting postural instability

Reimeir B<sup>1</sup>, van Andel S<sup>1</sup> & Federolf P<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Sportwissenschaft, Universität Innsbruck, Innsbruck, Österreich

**Background:** Postural control is regarded a basic human motor ability. Its main objective is to stabilize human's relatively high center of mass (CoM) over the small base of support<sup>1</sup>. During a challenging postural control task, events of particular interest occur when the vertical projection of the CoM approaches the boundaries of the base of support. Such events might be well-controlled, as characterized by no unusual movement patterns. However, if the postural control system perceives a threat to its stability, then it has various movement strategies at its disposal to restore stability<sup>2,3</sup>. It has been suggested that the postural control system utilizes Time-to-Boundary (TtB) and Distance-to-Boundary (DtB) in perceiving its stability state<sup>4</sup>.

Therefore we hypothesized that TtB and DtB predict perceived instability, i.e. predict the likelihood for stability-restoring movement strategies during events of interest.

**Methods:** Twenty healthy subjects (10 male, 10 female) performed eight 30-second trials of upright forward-leaned standing on a force plate (1000Hz) while a 3D motion capture system (250Hz) recorded their movements. Subjects were instructed to maintain a straight body and keep the hands at the hips, while leaning forward about the ankles as far as possible. TtB and DtB were calculated from the CoP trajectories and from the subjects' foot lengths. The data was sampled at the TtB-minima, which mark the moments in time with the biggest threat to stability<sup>5</sup>. These events were classified as instable if movement patterns occurred that violated the instructions (e.g. hip-strategy movements), otherwise they were classified as stable. The movement patters were calculated using the PManalyzer-method<sup>6</sup>. Subject-wise logistic regression models were used to evaluate the predictive capacity of boundary information (DtB, TtB) for the stability assessment of the events.

**Results:** The mean DtB and TtB of the instable samples were  $40.5\pm24.7$ mm and  $0.652\pm0.589$ s respectively. Seven subjects had both variables as significant predictors in their logistic regression models (Fig.1). DtB or TtB as a single parameter was included in eleven models. The prediction rate of instabilities by the models was on average  $45.4\pm20.8\%$ . The Nagelkerke R² for the eighteen models was  $0.320\pm0.173$ . The mean linear predictor function was  $f(DtB,TtB)=4.05\pm2.45-0.12\pm0.06\times DtB-2.44\pm2.95\times TtB$ .

For two subjects not enough instability samples (<25) occurred to generate a meaningful prediction model.

**Discussion:** Our findings support the hypothesis that Time-/ and Distance-to-Boundary predict perceived instabilities to which the control system responds with characteristic movement strategies. However, our observations also document large participant-to-participant differences in how their postural control system weighs the information provided by the two variables. For the majority of subjects in this study, DtB seemed to have a higher information content in predicting perceived instabilities than TtB.

Our study provides insight on the utilization of DtB and TtB information in healthy young individuals. Further studies might expand this analysis on elderly and specific patient populations. Additionally the inclusion of induced perturbations and different real-life balancing situations would strengthen the prediction models and further the search for a comprehensive model of human movement.

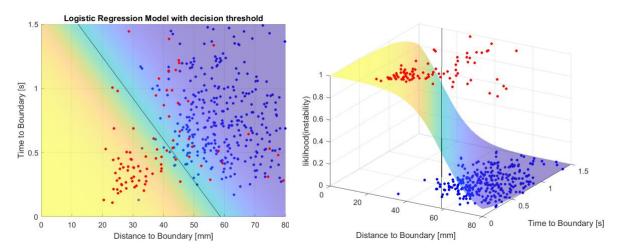


Figure 1: Visualization of logistic regression model of an exemplary subject. Both variables (DtB,TtB) are significant parameters in this model. The black line illustrates the classification boundary. Observations are added as blue (stable) and red (instable) dots. The shape of the likelihood distribution over the feature space indicates the discriminatory power of the two variables.

f(DtB,TtB)=7.1-0.12×DtB-3.77×TtB; Nagelkerke R<sup>2</sup> = 0.576; prediction rate of instabilities = 82.4%

### References

- <sup>1</sup> Horak, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing 35*(suppl\_2), ii7-ii11 (2006).
- <sup>2</sup> Carty, C. P. et al. Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy. *Gait & posture 33*(2), 261-267 (2011).
- <sup>3</sup> Horak, F., & Kuo, A. Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 267-281). Springer, New York, NY (2000).
- <sup>4</sup> Riccio, G. E. Information in movement variability about the qualitative dynamics of posture and orientation. *Variability and motor control*, 317-357 (1993).
- <sup>5</sup> Haddad, J. M. et al. Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability. *Journal of Applied Biomechanics* 22(2), 155-161 (2006).
- <sup>6</sup> Haid, T. H. et al. PManalyzer: A software facilitating the study of sensorimotor control of whole-body movements. *Frontiers in neuroinformatics* 13, 24 (2019).

## Are age-matched normative data mandatory for clinical decision making of axial deformities in children and adolescents?

Holder J<sup>1</sup>, Byrnes K<sup>2</sup>, Böhm H<sup>2</sup>, Sander K<sup>3</sup>, Meurer A<sup>1</sup> & Stief F<sup>1</sup>

**Introduction:** It is known that leg alignment in the frontal plane naturally changes in children from varus at birth to valgus after starting walking to a physiological valgus alignment until around the age of 8 to 10 years of age<sup>1,2</sup>. In children and adolescents with leg malalignment, pathological frontal plane knee angles and moments during gait are present. There is a lack of research regarding the physiological development of frontal plane knee angles and moments during gait in the late growth process from the age of 10.

The aim of the present study was to proof potential differences in frontal plane knee angles and moments in typically developed healthy controls during the late natural growth process between two gait analyses (GA1, GA2) 1.5 years apart. This finding is critical for the comparison with patients having a pathological leg alignment.

**Method:** In this prospective study, 32 typically developed children and adolescents (11.8±2.3 years, 1.54±0.14 m of height, 43.5±12.1 kg of weight at baseline) were gait analyzed in three hospitals in Germany (Frankfurt/Main, Aschau im Chiemgau and Eisenberg). Three-dimensional motion capture systems in combination with force plates were used to capture reflective markers and ground reaction forces. Only one leg was randomly included for analysis. The mechanical axis angle (MAA) was calculated using the marker data from the static trial<sup>3</sup> [3]. The means of the knee adduction angle (KAA) and knee adduction moment (KAM) of the first and second gait analysis were compared with a paired *t*-test in MATLAB using the Statistical Parametric Mapping approach.

**Results:** The gait velocity was not significantly different (GA1:  $1.25\pm0.16$  m/s; GA2:  $1.26\pm0.13$  m/s; p=0.705) while the MAA was significantly different (GA1:  $-0.29\pm0.92^{\circ}$ ; GA2:  $0.24\pm1.00^{\circ}$ ; p=0.038). The KAA was significantly increased in the second gait analysis compared to the first between 19-27% (p=0.012), 42-56% (p=0.001) and 64-68% (p=0.034) of the gait cycle (see Figure 1). The KAM was significantly increased for the second gait analysis between 4-8% (p=0.023) and 18-56% (p<0.001) of the gait cycle (see Figure 1).

**Discussion:** This study shows that KAA and KAM during gait changes in children and adolescents between the ages of 10 and 16 due to the natural growth process. The static MAA indicates a slight varisation of the leg alignment. Therefore, when investigating young patients with leg malalignment the age of the control group should be matched instead of using general normative data for children and adolescents over a range of ages. Otherwise inaccurate clinical conclusions may be drawn.

 <sup>&</sup>lt;sup>1</sup> University Hospital Frankfurt, Department of Orthopedics (Friedrichsheim), Frankfurt/Main, Germany
 <sup>2</sup> Behandlungszentrum Aschau GmbH, Orthopedic Children's Hospital, Gait Laboratory, Aschau im Chiemgau, Germany

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Jena University Hospital, Campus Eisenberg, Department of Orthopedics, Eisenberg, Germany

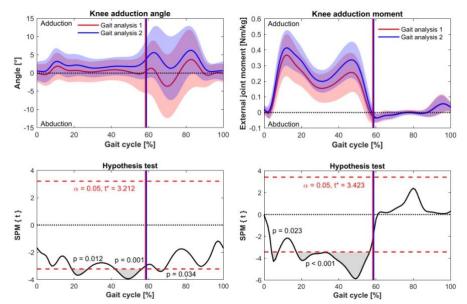


Figure 1: Statistical comparison of the knee adduction angle and moment (mean and standard deviation) between the first and second gait analysis 1.5 years apart using a paired t-test with the Statistical Parametric Mapping approach.

### References

- <sup>1</sup> Sabharwal, S. et al. Lower limb alignment in children: reference values based on a full-length standing radiograph. *Journal of pediatric orthopedics* 28, 740-746 (2008).
- <sup>2</sup> MacMahon, E. B. et al. Physiologic bowing in children: an analysis of the pendulum mechanism. *Journal of pediatric orthopedics. Part B* 4, 100-105 (1995).
- <sup>3</sup> Stief, F. et al. Non-invasive determination of frontal plane lower limb alignment using motion capture technique An alternative for full-length radiographs in young patients treated by a temporary hemiepiphysiodesis? *Gait & posture* 79, 26-32 (2020).

**Acknowledgement:** This work was supported by the German Research Foundation (DFG) (Project number: 403837822). Sponsor had no involvement in this article.

## Time to stabilization during jump-landing following ACL injury: What about the contralateral leg?

Calisti M<sup>1</sup>, Mohr M<sup>1</sup> & Federolf P<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institute of Sport Science, University of Innsbruck, Austria

**Background:** After an ACL injury and subsequent repair, there is a high risk of sustaining a second injury to the ipsilateral or to the contralateral ACL<sup>1</sup>. Interestingly, the rates of contralateral ACL injuries exceed the rates of ipsilateral graft rupture<sup>1</sup>. One underlying mechanism may be that the loss of afferent input from the ruptured, ipsilateral ACL leads to a reorganization of activity in motor areas of the brain, ultimately affecting neuromuscular function of both legs<sup>2</sup>. The purpose of this study was to test the hypothesis that dynamic postural stability, quantified through the time to stabilization (TTS) during jump landings, would be reduced for both legs in individuals with a previous, unilateral ACL injury in comparison to healthy controls.

**Methods:** Fourteen females with a previous ACL injury (ACL group) and fourteen healthy females (control group) performed five bilateral and unilateral jump landings over a 30cm hurdle onto a force plate (3000Hz). They were instructed to stabilize as quickly as possible and remain still for 10 seconds. Vertical TTS (TTS\_V) was calculated as the time required for the vertical ground reaction force to reach and remain within  $\pm$  5% of the subject's body weight for 1s<sup>3</sup>. Medio-lateral TTS (TTS\_ML) was calculated as the time required for the medio-lateral force to reach and remain within  $\pm$  1 SD of the subject's overall series mean for 1s<sup>4</sup>. Independent t-tests ( $\alpha$ =0.05) were used to compare the mean bilateral TTS scores and the unilateral TTS\_ML of the injured/contralateral leg of the ACL group to the control group. For the unilateral TTS\_V a Mann-Whitney-U-Test was used.

**Results:** For the bilateral jump, TTS was significantly higher in the ACL group than in the control group for the vertical direction [ACL: mean $\pm$ SD = 0.90 $\pm$ 0.27s; Control: 0.63 $\pm$ 0.18s; p=.007, r=.50] with a similar trend in the medio-lateral direction [ACL: mean $\pm$ SD = 1.28 $\pm$ 0.38s; Control: 1.02 $\pm$ 0.33s; p=.064, r=.36]. For the unilateral jump, the average TTS\_ML and TTS\_V were higher for both the ACL injured and contralateral leg of the ACL group compared to the control group (Fig. 1). This trend was statistically significant only for the TTS\_ML of the ACL injured leg compared to the control group [p = 0.020, r = .44].

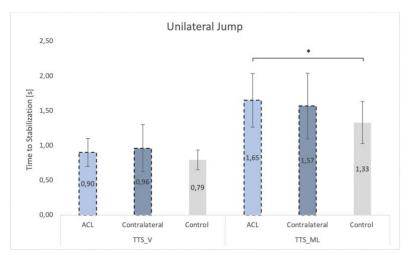


Figure 1: Vertical and medio-lateral time to stabilization [s] of the unilateral jump of the ACL and the contralateral leg (ACL group) compared to the control group. Note that the dashed bars represent the two legs of the ACL group.

**Discussion:** In support of our hypothesis, the ACL group showed longer times to stabilize, indicative of reduced dynamic postural stability, for both the previously injured and contralateral leg compared to a control group during jump landings. For unilateral jumps, the observed effects were strongest in the

medio-lateral direction suggesting that impaired neuromuscular function following ACL injury is most pronounced in that direction. Rehabilitation programs following ACL injury should focus on neuromuscular training to improve medio-lateral dynamic stability of both the injured and contralateral leg to help prevent a recurrent injury.

#### References

- <sup>1</sup> Wiggins, A. J. et al. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am. J. Sports Med.* 44, 1861-1876 (2016).
- <sup>2</sup> Needle, A. R. et al. Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury: a Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports Med.* 47, 1271-1288 (2017).
- <sup>3</sup> Flanagan, E. P. et al. Reliability of the Reactive Strength Index and Time to Stabilization During Depth Jumps. *J. Strength Cond. Res.* 22, 1677-1682 (2008).
- <sup>4</sup> Shaw, M. Y. et al. Ankle Bracing, Fatigue, and Time to Stabilization in Collegiate Volleyball Athletes. *J. Athl. Train.* 43, 164-171 (2008).

## Investigation of Fall Induced Proximal Femur Fractures Based on Anthropometric Variations using Statistical Femur and Human Body Models

Cebeci Ö<sup>1,2</sup>, Cronin D<sup>3</sup> & Checa S<sup>2</sup>

<sup>1</sup> IAT Ingenieurgesellschaft für Automobiltechnik mbH
 <sup>2</sup> Julius Wolff Institute, Charité - Universitätsmedizin Berlin
 <sup>3</sup> Department of Mechanical and Mechatronics Engineering, University of Waterloo

**Introduction:** Annual hip fracture incidences are predicted to reach 6.2 million by 2050<sup>1</sup>, representing a significant health concern for the aging population. Clinically, patients at high risk of sustaining a fracture are identified based on bone mineral density (BMD) measurements; however, assessment of injury risk based on BMD measurements alone often have low sensitivity in identifying individuals likely to suffer a fracture<sup>2</sup>. The structural integrity of an individual bone is dependent on the spatial BMD distribution, the size and shape of the bone, and the specific impact forces. Therefore, modeling of such fractures, including anthropometric variations, can potentially improve the accuracy of hip fracture risk assessment. Human Body Models (HBMs) combined with Statistical Femur Models (SFMs) are a powerful tool to investigate fall kinematics and fall induced femur fractures. The objective of this study was to investigate proximal femur fractures induced by falls from standing height and the influence of anthropometric variations.

**Material and Methods:** A contemporary HBM (THUMS V502) was used to investigate fall kinematics in forward, backward, and lateral fall configurations with different initial body postures. The influence of stature, body mass index (BMI), and trochanteric soft tissue thickness (TST) was investigated by morphing the HBM based on the ANSUR anthropometric database<sup>3</sup>.

Patient-specific femur models were then developed using asymmetric crushable foam and elastoplastic material models for trabecular and cortical bone segments, respectively. The model behavior was compared with ex-vivo experiments<sup>4,5</sup> regarding the ultimate strength values.

Principal component correlations were thereafter used to create generic SFMs for various stature, BMI, and age values. Finally, the fall induced proximal femur forces were applied to the SFMs to investigate proximal femur fractures. The simulation outcomes were analyzed based on fall kinematics and the proximal femur fractures as a function of the anthropometric variations.

**Results:** The SFMs showed a decreased strength in aged femurs and increased strength for higher BMI patients. Fall and impact simulations showed that the lateral fall configurations caused higher reaction forces than forward and backward falls. The pelvic impact velocity and the proximal femur reaction forces were positively correlated with stature. However, the results also demonstrated that higher BMI was associated with reduced fall induced proximal femur forces due to the increased TST. Finally, the fall induced fracture results showed that patients with advanced age and reduced BMI are more prone to proximal femur fractures (Fig.1) as suggested in epidemiological studies<sup>6</sup>.

**Discussion:** Combined human body models with statistical femur models can provide detailed insights into the risk of proximal femoral fractures and quantify epidemiological observations, taking into account anthropometric variations and age. Our results show TST and age as the most influential parameters concerning the proximal femur fracture risk. Future studies will focus on preventive treatment planning, applying the developed models to patient group-specific trauma scenarios.

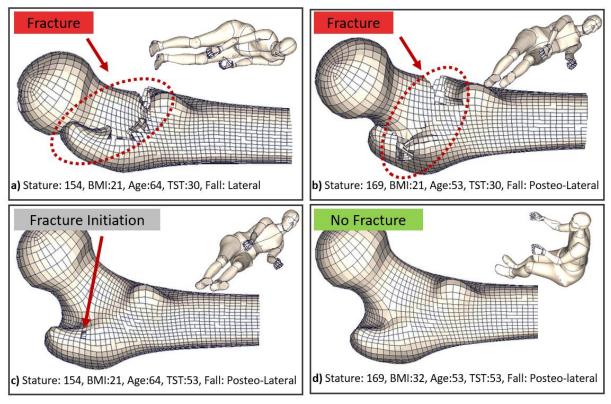


Figure 1: Proximal femur fracture results for different anthropometric variations and fall configurations. TST: trochanteric soft tissue

### References

- <sup>1</sup> Kannus, P. et al. Epidemiology of hip fractures. Bone, 95, 8756-3282 (1996).
- <sup>2</sup> Kanis, J. Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. *Lancet*, 359, 1929-36 (2002).
- <sup>3</sup> Gordon, C. et al. U.S. Anthropometric Survey of US Army Personnel. *Army Natick Research, Development and Engineering Center* (1989).
- <sup>4</sup> Martens, M. et al. The mechanical characteristics of the long bones of the lower extremity in torsional loading. *J. Biomech.*, 13, 667–676 (1980).
- <sup>5</sup> Helgason, B. et al. Development of a balanced experimental–computational approach to understanding the mechanics of proximal femur fractures. *Medical Engineering & Physics*, 36, 793-799 (2014).
- <sup>6</sup> Hippisley-Cox, J. Predicting risk of osteoporotic fracture in men and women in England and Wales: prospective derivation and validation of QFractureScores. *BMJ.*, 19, (2009).

## Homage an die Cerclage Ein Vergleich moderner Cerclagesysteme anhand ihrer biomechanischen Eigenschaften

Hägerich LM<sup>1</sup>, Dyrna F<sup>1</sup>, Frank A<sup>1</sup>, Wermers J<sup>1</sup>, Raschke MJ<sup>1</sup>, Katthagen JC<sup>1</sup>, Schliemann B<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Münster

**Fragestellung:** Cerclagen werden sowohl in der Frakturversorgung als auch Endoprothetik häufig eingesetzt. Ziel dieser Studie war zu untersuchen, welche Cerclagematerialien und -formen den größten stabilisierenden Effekt auf den Humerusschaft bei einer Längsfraktur haben. Im Weiteren sollte beurteilt werden, ob Cerclagen eine adäquate Stabilisierung von Prothesen ermöglichen und somit protektiv intraoperativen Frakturen sowie Folgekomplikationen entgegenwirken.

**Material und Methode:** Verglichen wurden drei verschiedene Cerclage-Arten aus unterschiedlichen Materialien: Kabelcerclage (CableReady, Synthes GmbH, Schweiz), klassische K-Drahtcerclage und Fadencerclagen (FiberTape-Cerclage, Arthrex GmbH, Deutschland). Diese wurden in drei Aufbauten am humanen Humerus und am Kunstknochen mit und ohne Berücksichtigung eines Muskelinterponates aus dem M. deltoideus getestet (je n=8). Zudem wurde untersucht, ob sich die biomechanischen Eigenschaften der K-Drahtcerclagen und Fadencerclagen nach Manipulation des Verschlusses ändern. Als Manipulation wurde ein dreimaliges Umbiegen des Cerclagenverschlusses definiert.

Aus den humanen Humeri wurden 4 cm lange Segmente unterhalb des Calcars entnommen, der Schaft längs in zwei geteilt und von Spongiosa befreit, sodass kortikale Halbschalen entstanden. Die kortikalen Halbschalen wurden an zwei metallische Halbzylinder über einen maßgefertigten Rahmen in einer servohydraulischen Universalprüfmaschine (Instron, Instron GmbH, Deutschland) angebracht. Der zwischen den Halbschalen belassene Spalt von 1 mm diente als künstliche Fraktur. Diese wurde nach Gruppen standardisiert mit einer Cerclage versorgt.

Die Cerclagen wurden zyklisch-dynamisch mit steigender Last bis 1 kN und anschließend linear bis zum load-to-failure getestet.

Verglichen wurden die Cerclagen anhand folgender ermittelter Parameter:

- Kraft [kN], die für 3 mm Distraktion erforderlich ist
- Maximale Distraktion [mm]
- Kraft [kN] bei Versagen
- Steifigkeit [N/mm]
- Kompressionskraft [N] nach Anlage

Die statistische Auswertung erfolgte mittels klassischer ANOVA und post-hoc Tukey-Test (p<0,05).

**Ergebnis:** Das Versagen der Cerclage-Osteosynthese wird als Distraktion der Frakturränder über 3 mm als kritischen Wert definiert<sup>1</sup>. Die Cerclagen unterscheiden sich in der hierfür notwendigen Kraft signifikant mit p<0,0001 anhand ihrer Mittelwerte. Die Kabelcerclagen erreichten den kritischen Wert im Durchschnitt nicht, die Drahtcerclagen bei 0,8±0,1 kN und die Fadencerclagen schon bei 0,6±0,2 kN.

Die maximale Distraktion während der zyklischen Belastung war bei den Kabelcerclagen mit 2,7±0,9 mm am geringsten. Die Drahtcerclagen erreichten 3,5±0,2 mm. Die FiberTapes ließen mit 4,5±1,5 mm die größte Distraktion der Frakturränder zu.

Bei Muskelinterposition zwischen Cerclage und Knochen zeigten sich bei keiner der getesteten Cerclagen signifikante Unterschiede der biomechanischen Eigenschaften.

**Schlussfolgerung:** Protektive Cerclagen sind ein adäquates Mittel zur Stabilisierung des kortikalen Ringes. Alle untersuchten Cerclagen konnten klinisch relevanten Belastungen standhalten und hatten einen positiven Effekt auf die Frakturstabilisierung. Die Kabelcerclagen sind signifikant stabiler, allerdings auch deutlich prominenter, wodurch Weichteilirritationen denkbar wären. Im Vergleich imponieren die Fadencerclagen durch gewebeschonende und atraumatische Anbringung.

Eine Interposition von Muskelgewebe zwischen Cerclage und Knochen führte nicht zu einem früheren Versagen oder einer signifikanten Stabilitätsminderung der Cerclage. Sollte es intraoperativ zu etwaiger Interposition von Weichgewebe kommen, bleibt der protektive Effekt erhalten.

In einer Folgestudie zur Untersuchung des protektiven Effekts der Cerclagen bei Implantation inverser Schulterprothesen konnten diese Ergebnisse bestätigt werden. Intraoperative Frakturen traten nach Anlage einer Cerclage erst bei deutlich höheren Lasten auf. Ob sich diese Resultate im klinischen Alltag bestätigen, müssen entsprechende Studien zeigen.

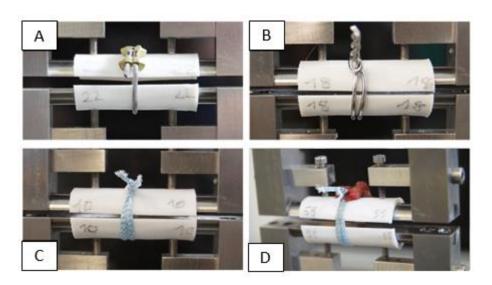


Abbildung 1: Am Kunstknochen: A: Kabelcerlclage; B: Drahtcerclage; C: Fadencerclage; D: Fadencerclage mit Muskelinterponat

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Renner, N. et al. Stainless steel wire versus FiberWire suture cerclage fixation to stabilize the humerus in total shoulder arthroplasty. JSES. 23(10), 1568–1574 (2014).

## Langes Sitzen und seine Folgen für die Rückenmuskulatur: Biomechanische Untersuchung zum Einfluss von Muskelkontraktionen auf die Muskelgewebesteifigkeit

Kett AR<sup>1,2</sup>, Sichting F<sup>1</sup> & Milani TL<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Technische Universität Chemnitz, Professur Bewegungswissenschaft, Chemnitz, Deutschland <sup>2</sup> Mercedes-Benz AG, Research & Development, Böblingen, Deutschland

**Fragestellung:** Lange Sitzperioden ohne Bewegungsunterbrechung gelten als Risikofaktor für Rückenschmerzen. Aktuelle Untersuchungen unter Büroangestellten und Berufskraftfahrern zeigen, dass zwischen 34% bis 50% an Rückenschmerz leiden<sup>1,2</sup>. Theoretische Überlegungen und erste experimentelle Studien<sup>3</sup> legen nahe, dass mangelnde Muskelkontraktionen während mehrstündiger Sitzperioden eine Ursache für die Entstehung von Rückenschmerzen sein können.

In einer ersten Studie konnten wir zeigen, dass nach einer 4,5-stündigen Sitzperiode die Muskelgewebesteifigkeit signifikant ansteigt<sup>4</sup>. Daran anschließend soll nun untersucht werden, ob der Steifigkeitsanstieg mit mangelnden Kontraktionen der Rückenmuskulatur in Verbindung steht. Im Mittelpunkt der Untersuchung steht die Hypothese, dass eine regelmäßige kontraktionsfördernde Stimulation der Rückenmuskulatur einem Steifigkeitsanstieg des Muskelgewebes entgegenwirken kann. Die Überprüfung der Hypothese kann das Verständnis zur Entstehung von Rückenschmerzen bei langem Sitzen verbessern und Grundlagen für potenzielle Präventionsstrategien schaffen.

Material und Methode: Zur Überprüfung der Hypothese wurde die Muskelgewebesteifigkeit im Bereich der Lendenwirbelsäule mittels Myometrie (Indentationsmessprinzip) vor und nach einer 4,5-stündigen Sitzperiode an drei Tagen gemessen (n = 15, ØAlter = 28,9±5,0). Während der drei Messtage wurden drei Bedingungen getestet: Sitzen ohne Intervention (Kontrollbedingung, KB), Sitzen mit neuromuskulärer Elektrostimulation (NMES) I, und Sitzen mit NMES II. Die beiden NMES-Bedingungen unterschieden sich in der Intensität der Stimulation: die Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule wurde sowohl unterhalb (NMES I, 3,6±1,3 mA) als auch oberhalb (NMES II, 9,7±2,5 mA) des motorischen Schwellenniveaus stimuliert. Die Reihenfolge der Bedingungen wurde randomisiert. Die Steifigkeitsdifferenzen der Vorher-Nachher-Messungen wurden statistisch getestet und verglichen (zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung).

**Ergebnis:** In den Bedingungen KB und NMES I zeigte sich nach einer 4,5-stündigen Sitzperiode ein signifikanter Anstieg der Muskelgewebesteifigkeit (KG:  $+0.40\pm0.37$  N/mm, p < 0,01; NMES I:  $+0.40\pm0.41$  N/mm, p < 0,01). Dagegen zeigte die Bedingung NMES II eine signifikante Abnahme der Muskelgewebesteifigkeit ( $-0.27\pm0.32$  N/mm, p < 0,01). Im Vergleich der drei Interventionsbedingungen unterschied sich NMES II signifikant von KB und NMES I (p < 0,01). Im Vergleich von KB und NMES I konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden (p = 0,732) (Abb. 1).

**Schlussfolgerung:** Die Ergebnisse der Studie bestätigen, dass eine 4,5-stündige Sitzperiode zu einem Steifigkeitsanstieg in der Muskulatur führt. Zudem legen die Ergebnisse nahe, dass sich der Steifigkeitsanstieg durch mangelhafte Muskelkontraktionen erklären lässt. Bei einer regelmäßigen Stimulation der Rückenmuskulatur oberhalb des motorischen Schwellenwerts konnte einem Steifigkeitsanstieg entgegengewirkt werden. Damit bestätigt sich unsere Hypothese. Wir vermuten, dass durch eine regelmäßige Kontraktion der Rückenmuskulatur die Gewebedurchblutung und damit einhergehend die Nährstoffversorgung in der Muskulatur verbessert wird<sup>5</sup>. Weiterführende Studien zu diesem Thema sind dringend erforderlich.

Die aktuellen Ergebnisse unterstützen die Forderung nach regelmäßigen aktiven Unterbrechungen bei langem Sitzen, um so der Entstehung von Rückenschmerzen präventiv entgegenzuwirken. Für Berufsgruppen, in denen regelmäßige Sitzunterbrechungen nicht möglich sind – etwa Berufskraftfahrer oder Orchestermusiker – könnte die neuromuskuläre Elektrostimulation eine geeignete Präventionsstrategie sein. Ausblickend sollte daher der Zusammenhang von Rückenschmerzen und mangelnden Muskelkontraktionen weiter untersucht werden.

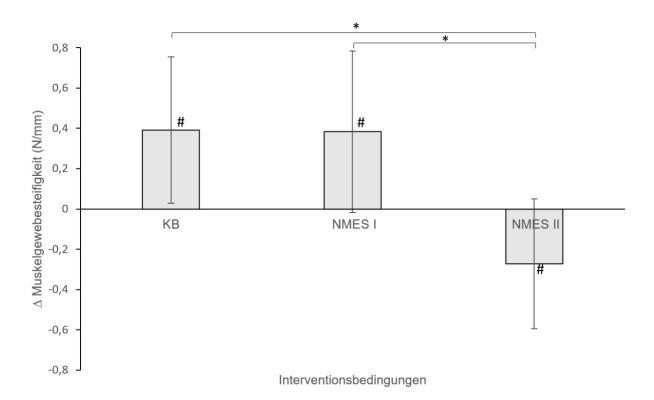


Abbildung 1: Veränderung der Muskelgewebesteifigkeit nach einer 4,5-stündigen Sitzperiode im Bereich der Lendenwirbelsäule (KB: Kontrollbedingung, NMES I: Neuromuskuläre Elektrostimulation unterhalb der motorischen Schwelle, NMES II: Neuromuskuläre Elektrostimulation oberhalb der motorischen Schwelle; Signifikante Zunahme bzw. Abnahme nach der Sitzperiode (#: p < 0,01), Signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsbedingungen (#: p < 0,01)).

- <sup>1</sup> Janwantanakul, P. et al. Prevalence of self-reported musculoskeletal symptoms among office workers. Occupational Medicine 58, 436–438 (2008).
- <sup>2</sup> Miyamoto, M. et al. An epidemiologic study of occupational low back pain in truck drivers. Journal of Nippon Medical School = Nippon Ika Daigaku zasshi 67, 186–190 (2000).
- <sup>3</sup> Waongenngarm, P. et al. The effects of breaks on low back pain, discomfort, and work productivity in office workers: A systematic review of randomized and non-randomized controlled trials. Applied ergonomics 68, 230– 239 (2018).
- <sup>4</sup> Kett, A. R. & Sichting, F. Sedentary behaviour at work increases muscle stiffness of the back: Why roller massage has potential as an active break intervention. Applied ergonomics 82, 102947 (2020).
- <sup>5</sup> Tucker, A. et al. Augmentation of venous, arterial and microvascular blood supply in the leg by isometric neuromuscular stimulation via the peroneal nerve. The International journal of angiology: official publication of the International College of Angiology, Inc 19, e31-7 (2010).

### Linear variable displacement transducers underestimate global ligament strain

Schwer J<sup>1</sup>, Schall F<sup>1</sup>, Hacker S<sup>1</sup>, Ignatius A<sup>1</sup>, Dürselen L<sup>1</sup> & Seitz A<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institute of Orthopedic Research and Biomechanics, Center for Trauma Research Ulm, Ulm University Medical Centre, Germany

**Introduction:** A commonly used method to measure one-dimensional strain in ligaments<sup>1</sup>, tendons<sup>2</sup> and menisci<sup>3</sup> is the application of a Linear Variable Displacement Transducer (LVDT). A wide variety of fixation techniques of the LVDT's exist for both in-vitro and in-vivo applications<sup>1,2,3</sup>. However, it is unknown how these different fixation techniques may affect the strain output. Further, due to the inhomogeneous nature of soft tissues, measurements of local strains may differ from global (grip-to-grip) strains. Thus, we hypothesize that LVDT's underestimates global strain in ligaments.

**Methods:** Seven porcine lateral collateral ligaments (LCL) were consecutively fixed in a standard material testing machine (Z010, Zwick, Germany). Then, a M-LVDT (LORD Corporation, USA) with a 3mm linear stroke length and an accuracy of  $\pm$  0.1% was attached to the center of the ligament using four different fixation techniques (Fig 1): pinned (A), pinned + cross-stitched (B), pinned + entangled ligament (C), pinned + cross-stitched + entangled ligament (D). After reaching a preload of 5N, the initial gauge length of the ligament was automatically detected. All tests were carried out in displacement-controlled mode at a velocity of 10mm/min until a global ligament strain of 4% was reached. Each fixation technique was tested in random order for three cycles, with the last cycle used for data analysis. For validation of the test setup, the same test was used to measure the strain at seven random positions on a rubber strip (Fig 1, E). Statistical analysis was performed using SPSS (IBM, Inc), while p  $\leq$  0.05 was considered statistically significant.

**Results:** The measured local LCL strains of the four fixation techniques showed no statistical difference (p > 0.78) and ranged between 1.44 % (pinned + cross stitch) and 1.92 % (pinned + entangled ligament) (Fig 1, A-D). The validation of the test setup was successful, as the LVDT measurements on the rubber strip indicated a strain of 4.07%, which was similar to the applied global strain (Fig. 1, E).

**Discussion:** The main finding of this study is that the local strain measured with the LVDT was up to 60% lower than the globally applied strain for all fixation techniques. Thus, confirming our hypothesis. Additionally, the LVDT strain showed no significant difference between the four tested fixation methods. The reason for the comparably low local strains can be attributed to the structural properties of the ligament, mainly composed of parallel aligned collagen fibers exhibiting unique time-dependent mechanical properties and highly inhomogeneous strain patterns<sup>4</sup>. These findings are in accordance with Gijsbertse et al., who also reported lower local strains compared to global LCL strains using two ultrasound systems and digital image correlation techniques<sup>5</sup>. Therefore, we conclude that although the M-LVDT provides a high measurement accuracy by itself, it might lead to an underestimation of total ligament strain. Consequently, users should be aware, when interpreting results from in-vitro and in-vivo measurements utilizing LVTDs.

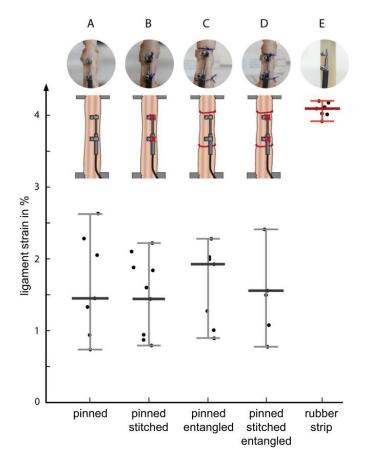


Figure 1: Test results of the four fixation techniques and the validation. A: pinned, B: pinned + stitched, C: pinned + entangled, D: pinned + stitched + entangled, E: rubber strip. The horizontal lines indicate median, minimum and maximum values (n = 7). The four fixation techniques showed no statistical difference (p > 0.78).

### References

- <sup>1</sup> Flemming, B. et al. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in vivo study. *Am J Sports Med.* 26, 109-18 (1998).
- <sup>2</sup> Lyman, J. et al. Strain behavior of the distal achilles tendon. Implications for insertional achilles tendinopathy. *Am J Sports Med.* 32, 457-61 (2004).
- <sup>3</sup> Seitz, A. et al. Forces acting on the anterior meniscotibial ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 20, 1488-95 (2012).
- <sup>4</sup> Phatak, N. et al. Noninvasive determination of ligament strain with deformable image registration. *Ann Biomed Eng.* 35, 1175-87 (2007).
- <sup>5</sup> Gijsbertse, K. et al. Strain imaging of the lateral collateral ligament using high frequency and conventional ultrasound imaging: An ex-vivo comparison. *J Biomech.* 73, 233-37 (2018)

## Gangtraining mit Sonifikation / Bewegungsvertonung zur Wiederherstellung des individuell normalen Gangbildes nach endoprothetischem Gelenkersatz

Pietschmann J<sup>1</sup> & Jöllenbeck T<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik, Klinik Lindenplatz, Bad Sassendorf <sup>2</sup> Universität Paderborn, Department Sport und Gesundheit

Der Gelenkersatz des Hüft- und Kniegelenks gehört mit ca. 400.000 Operationen jährlich zu den häufigsten Operationen in Deutschland<sup>1</sup>. Untersuchungen konnten zeigen, dass das Gangbild von Patienten nach totalendoprothetischem Gelenkersatz (TEP) nicht nur am Ende einer 3-wöchigen Rehabilitation, sondern auch mehrere Jahre postoperativ noch deutliche Defizite aufweist <sup>2,3,4,5</sup>. Diese Defizite zeigen sich als Asymmetrien zwischen operierter (op) und nicht-operierter (nop) Körperseite. In Vorstudien konnten als Schlüsselparameter zu einer zielgerichteten Ansteuerung und Normalisierung des Gangbildes auf op-Seite nach Hüft-TEP eine deutlich reduzierte Flexions- und Extensionsbewegungen im Hüftgelenk verbunden mit einer kompensatorisch vermehrten Beckenkippbewegungen sowie nach Knie-TEP eine stark reduzierte Flexions-Extensions-Bewegungen des Kniegelenkes beim Bodenkontakt identifiziert werden<sup>6</sup>.

Ziel der vorliegenden Studie im Prä-Post-Test-Design war die direkte Ansteuerung dieser Schlüsselparameter mittels Sonifikation / Bewegungsvertonung zur Wiederherstellung des normalen Gangbildes bei Patienten in der orthopädischen Rehabilitation (Reha) nach Hüft- und Knie-TEP. Zu Beginn der Reha (MZP1) und am Ende (MZP2) wurde jeweils eine 3D-Ganganalyse durchgeführt. Das Gangtraining (6 Trainingseinheiten à 20min, 2-3x pro Woche) wurde auf einem instrumentierten Laufband (Zebris FDM mit h/p cosmos, quasar med 4.0) durchgeführt. Die Bewegungsvertonung erfolgte mittels Inertialsensoren (IMU), die bei Hüft-TEP an Becken und beiden Oberschenkeln (3 IMUs) bzw. bei Knie-TEP an beiden Oberschenkeln und Sprunggelenken (4 IMUs) positioniert waren und den Probanden via Kopfhörer präsentiert wurde (Abb. 1). Zudem wurde das Fading-Prinzip mit 4 Phasen bestehend aus 6 Min. mit, 4 Min. ohne, 4 Min. mit und 6 Min. ohne Feedback angewandt. Die Probanden wurden instruiert, die Tonfolge des operierten Beins an die des nicht operierten Beins anzugleichen und dies in der Phase ohne Feedback beizubehalten. Zur Beurteilung und Einschätzung der Effektivität wurden verschiedene Interventionsgruppen mit unterschiedlichen Feedbackmethoden, eine Kontrollgruppe und eine altersadäquate Referenzgruppe herangezogen. Insgesamt haben 298 Probanden an der Studie teilgenommen.

Die Ergebnisse einer 2-fakt. ANOVA mit Messwiederholung zeigen Verbesserungen wesentlicher Gangparameter und der Bewegungsumfänge in allen Interventions- und der Kontrollgruppe, was auf den normalen postoperativen Heilungsprozess zurückzuführen ist. Gezeigt werden konnte jedoch, dass ein auditives Feedbacktraining mit gezielter Vertonung des Bewegungsverlaufes eine signifikante Verbesserung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk nach Hüft-TEP und Sprunggelenk nach Knie-TEP bewirkt, was tendenziell auf eine Normalisierung des Gangbildes hindeutet.

Es wird davon ausgegangen, dass ein 6-maliges Gangtraining während der Rehabilitation als erste Gewöhnung an eine Bewegungsvertonung geeignet ist, da diese von den Patienten gut angenommen wird. Ein Gangtraining in der Reha jedoch bei weitem nicht ausreicht, um die im Vorfeld oftmals über mehrere Jahre hinweg eingenommene Schonhaltung zu reduzieren und somit die bestehende Automatismen aufzubrechen, neue Bewegungsmuster zu initiieren und das defizitäre Gangbild nachhaltig und vor allem langfristig zu verbessern, um Folgeerkrankungen (z.B. Rückenbeschwerden oder weitere TEP auf der kontralateralen Seite) zu verhindern. Auf Basis dieser Ergebnisse wird aktuell im Rahmen des EFRE-Projektes *RehaToGo* ein mobiles Messgerät für den Klinik- v.a. aber auch für den Alltagseinsatz mit Feedback entwickelt, um einen dauerhaften, eigenständigen Einsatz über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus zu ermöglichen.

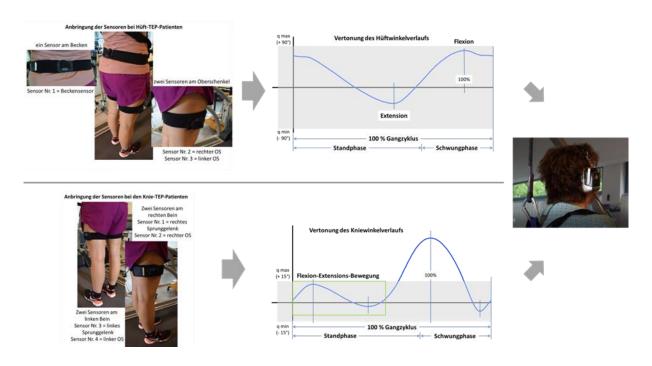


Abbildung 1: Unterschiede in der Bewegungsvertonung bei Hüft- und Knie-TEP: oben: Darstellung der gesamten Vertonung des Hüftwinkelverlaufs bei Hüft-TEP (grau hinterlegter Bereich); unten: partielle Vertonung des Kniewinkelverlaufs bei Knie-TEP, Fokus auf Flexions-Extensions-Bewegung während des Bodenkontakts (grau hinterlegter Bereich, grün umrandet), keine Vertonung des Kniewinkels in der Vorschwungphase

- Statistisches Bundesamt. Die 20 häufigsten Operationen insgesamt. https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drgoperationen-insgesamt.html (2019).
- <sup>2</sup> Schmitt-Sody, M. et al. Rehabilitation und Sport nach Hüfttotalendoprothese. *Der Orthopäde*, 40, 513–519 (2011).
- <sup>3</sup> Sauer, J. et al. 3D-Ganganalyse bei degenerativen Kniepathologien im Vergleich zur Norm. Klinische Sportmedizin, 13, 7–15 (2012).
- <sup>4</sup> Zeni, J. et al. Biofeedback to promote movement symmetry after total knee arthroplasty: a feasibility study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43, 715–726 (2013).
- <sup>5</sup> Agostini, V. et al. Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 29, 1265–1272 (2014).
- <sup>6</sup> Jöllenbeck, T., & Pietschmann, J. Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz zurück zum normalen Gang, aber wie? *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 35, 3–13 (2019).

# Experimentelle Validierung des Gross Taper Failure Mechanismus in der Hüfttotalendoprothetik

Polster V1, Fischer S1, Steffens J2, Morlock MM1 & Kaddick C2

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik, Technische Universität Hamburg, Hamburg, Deutschland <sup>2</sup> EndoLab Mechanical Engineering GmbH, Rosenheim, Deutschland

**Einleitung:** Gross Taper Failure (GTF) ist ein seltener, aber dramatischer Versagensmodus der Kopf-Schaft-Konus-Verbindung von modularen Hüftprothesen, der mit massivem Materialverlust von Schaft und Kopf einhergeht. Es wird vermutet, dass es sich bei GTF um einen zweistufigen Prozess handelt, der durch das korrosionsbedingte Versagen der kraftschlüssigen Konusverbindung, das 'Bottoming-out', eingeleitet wird und durch das anschließende Drehen des Kopfes auf dem Schaftkonus zu starkem abrasivem Verschleiß führt<sup>1,2</sup>. Ziel dieser Studie war es, die Hypothese des abrasiven Verschleißes im zweiten Stadium in-vitro zu überprüfen und den Zeit-Materialverlust-Zusammenhang zu bestimmen.

**Materialien und Methoden:** Sechs Köpfe aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (CoCr) (36mm, 12/14 Konus) mit drei verschiedenen Längen ("S": -4mm, "M": 0mm, "L": +8mm) wurden auf Schaftkonus-Replika aus einer Titan-Aluminium-Niob-Legierung (TiAl6Nb7) montiert. Ein kleiner Stahlpfropfen (S37) wurde verwendet, um den Freiraum in der Konusverbindung aufzufüllen und somit das Bottoming-out zu simulieren. Eine dynamische Gangbelastung nach ISO 14242-1 wurde für 2 Millionen Zyklen mit einem Hüftsimulator durchgeführt. Der gravimetrische Abrieb wurde alle 0,5 Millionen Zyklen beim Serumwechsel bestimmt und mittels der Dichten  $\rho$ CoCr= 8,4mg/mm³ und  $\rho$ TiAl6Nb7=4,52mg/mm³ der volumetrische Verschleiß berechnet.

**Ergebnisse:** Jede Schaftkonusoberfläche entwickelte ein charakteristisches, kopflängenspezifisches, abrasives Verschleißmuster (Abb. 1), vergleichbar mit denen, die in Explantaten zu finden sind. Zum Zeitpunkt des Serumwechsels war die Position aller Köpfe unterschiedlich stark aus der Ausgangsposition herausgedreht.

Der Schaftkonusverschleiß stieg linear mit den Lastzyklen (p<0,001) und führte für die Kopflängen S/M/L zu einem mittleren volumetrische Materialverlust von 129mm $^3$ /43mm $^3$ /10mm $^3$  pro Million Zyklen. Die Verschleißrate nach 2 Millionen Zyklen war für den S-Kopf signifikant größer als für den M- und den L-Kopf (p = 0,01).

Die Verschleißraten des Kopfkonus für die Kopflängen S/M/L betrugen 2,5mm³/2,6mm³/4,1mm³ pro Million Zyklen. Nur der Verschleiß für den L-Kopf nahm mit den Belastungszyklen signifikant zu (p=0,016). Es wurde kein Unterschied bezüglich der Kopflängen nach 2 Millionen Zyklen festgestellt (p=0,61).

Schlussfolgerung: Die vorliegende Studie zeigt, dass die zweite Stufe des GTF-Prozesses - einmal durch Bottoming-Out eingeleitet - mit einem linearen Anstieg des Verschleißes des Schaftkonus und einem geringen weiteren Verschleiß des Kopfkonus verbunden ist. Die Volumen-Zeit-Relation ist abhängig von der Kopflänge; mit höherem Materialverlust bei kürzeren Köpfen. Klinisch ist GTF häufiger in Verbindung mit längeren Köpfen zu verzeichnen. Dies führt zu der Annahme, dass die Gesamtdauer des GTF-Prozesses hauptsächlich aus der ersten Phase besteht, in der die Korrosion dominiert, die für längere Köpfe größer ist und somit schneller zum Bottoming-out führt.

**Danksagung:** Die Materialien wurden von Waldemar LINK GmbH gestellt. Die Simulatorzeit wurde von EndoLab Mechanical Engineering GmbH gestellt.

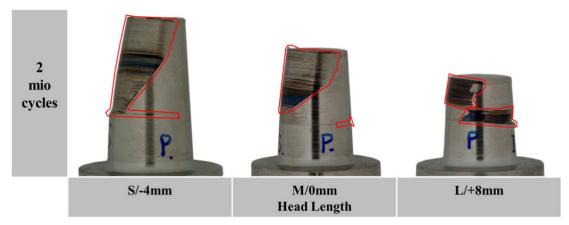


Abbildung 1: Konusabriebmuster nach 2 Millionen Belastungszyklen. Links: S -4mm, Mitte M ±0, Rechts: L +8mm. Die Kanten von verschlissenen zu unverschlissenen Bereichen sind rot markiert. Die Spuren der Kopfrotation sind innerhalb der verschlissenen Bereiche deutlich zu erkennen.

- <sup>1</sup> Bansal T. et al. Gross trunnion failure in metal on polyethylene total hip arthroplasty-a systematic review of literature. *IntOrth* 44, 609-21 (2020).
- <sup>2</sup> Morlock M.M. et al. Head Taper Corrosion Causing Head Bottoming Out and Consecutive Gross Stem Taper Failure in Total Hip Arthroplasty. *JoA* 33;3581-90 (2018).

# Volleyballerinnen mit chronischen Knieschmerzen haben ein kleineres M. vastus medialis / M. vastus lateralis Verhältnis im CMJ und einer komplexen Angriffsaufgabe in Halle und Sand

Frese C<sup>1</sup>, Schlechtweg S<sup>1</sup>, Bubeck D<sup>1</sup> & Alt W <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität Stuttgart, Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Abt. Biomechanik und Sportbiologie, Stuttgart, Deutschland

**Fragestellung:** Chronische Knieschmerzen sind ein weit verbreitetes Problem im Nachwuchs Beachund Hallenvolleyball<sup>1</sup>. Es wird vermutet, dass neuromuskuläre Missverhältnisse des Quadrizeps Knieschmerzen begünstigen und die Absprungphase im Angriff für die Entwicklung ausschlaggebend ist<sup>2</sup>. Ein Transfer bereits gezeigter neuromuskulärer Unterschiede in standardisierten diagnostischen Verfahren<sup>3</sup> auf die Volleyball-spezifischen Techniken und Untergründe (Halle und Sand) ist fraglich und wurde bislang nicht untersucht.

Material und Methode: 16 Nachwuchsathletinnen im Volleyball (6 verletzt/ 9 gesund) führten einen diagnostischen Sprung (Counter-Movement-Jump) und eine komplexe Angriffssituation in der Halle und auf zwei verschiedenen Sandsorten durch (Sand 1=weich, Sand 2=hart). Die Muskelaktivitäten des M. vastus lateralis (VL) und des M. vastus medialis (VM) beider Beine wurden mittels Oberflächen-EMG aufgezeichnet (TELEmyo 2400T G2, Noraxon, Arizona), die Sprungphasen mittels Druckmesssohlen (MediLogic, T&T medilogic Medizintechnick GmbH, Schönefeld). Als abhängige Variable wurde das IEMG-Verhältnis von VM/ VL in der Absprungphase berechnet<sup>3</sup>. Inter-individuelle Unterschiede zwischen dem Stemmbein der gesunden und betroffenen Gruppe wurden mit dem Man-Whitney-U Test ermittelt. Der Zusammenhang der neuromuskulären Aktivität zwischen den Sprüngen und den Untergründen wurde mittels des Pearson Korrelationskoeffizienten ermittelt.

Ergebnis: Alle von chronischen Knieschmerzen betroffenen Spielerinnen hatten Schmerzen im Stemmbein. Alle Landungen fanden entweder mit dem Beistellbein oder beidbeinig statt. Durch extreme Wetterbedingungen im Freien, konnten nicht alle EMG-Daten weiterverarbeitet werden. Die inter- und intra-individuellen Ergebnisse in Abbildung 1 sind mit Angabe der jeweiligen Sprunganzahl dargestellt. Der Man-Whitney-U Test ergab für den CMJ in den beiden Sandsorten und für die Angriffe einen signifikanten Unterschied von  $\alpha$ <0,05. Für den CMJ in der Halle betrug  $\alpha$ <0,1. Pearson Korrelationsanalysen ergaben einen hohen Zusammenhang vom dem VM/VL-Verhältnis bei den Standard- und den volleyballspezifischen Sprüngen und zwischen den Untergründen mit r>0,8.

Schlussfolgerung: Ziel dieser Untersuchung war es festzustellen, ob neuromuskuläre Unterschiede zwischen Athletinnen mit und ohne Knieschmerzen bei volleyballspezifischen Sprüngen bestehen. Mit unseren Resultaten bestätigen wir die bisherigen Ergebnisse aus den Standardtests<sup>3</sup> und zeigen, dass neuromuskuläre Unterschiede zwischen Gesunden und Betroffenen in Standardsprüngen auch in sportartspezifischen Sprüngen auf unterschiedlichen Böden bestehen und es hohe Zusammenhänge in der neuromuskulären Ansteuerung sowohl zwischen den Sprungformen als auch zwischen den Untergründen gibt.

### Inter- und intra-individuelle Unterschiede vom VM/VL-Verhältnis bei Athleten mit und ohne Knieschmerzen

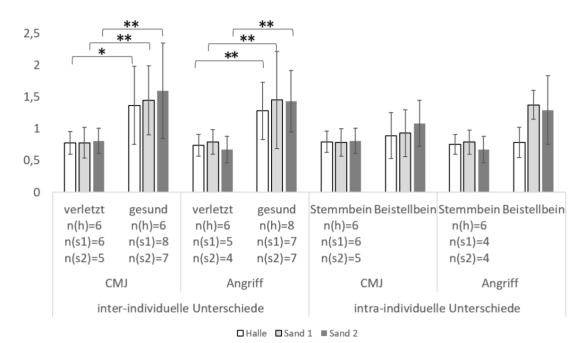


Abbildung 1: VM/VL-Verhältnis von Athleten mit und ohne chronische Knieschmerzen. Links die inter-individuellen Unterschiede. Dabei wurde das Stemmbein der Gesunden und Betroffenen verglichen. Rechts die intra-individuellen Unterschiede. Dabei wurde das Stemm (immer betroffen)- und Beistellbein (immer unbetroffen) der unilateral betroffenen Athleten miteinander verglichen.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Foss, B. et al. Epidemiology of Basketball, Soccer and Volleyball Injuries in Middle-School Female Athletes. *The Physician and sportsmedicine* 42(2), 146-53 (2014).

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Van der Worp, H. et al. Jumper's Knee or Lander's Knee? A systematic Review of the Relation between Jump Biomechanics and Patellar Tendinopathy. *Int J Sports Med* 35(08), 714-722 (2014).

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Bley, A. et al. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. *PLos ONE* 9(5), e97606 (2014).

# Einfluss der Pfannendicke auf den Implantationsprozess und die Primärstabilität zementfreier Hüftpfannen

Ruhr M<sup>1</sup>, Bätz J<sup>1</sup>, Püschel K<sup>2</sup> & Morlock M<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik, Technische Universität Hamburg, Hamburg, Deutschland <sup>2</sup> Institut für Rechtsmedizin, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Deutschland

**Einleitung:** Pfannenlockerungen sind einer der häufigsten Revisionsgründe in der Hüftendoprothetik. Eine unzureichende Primärstabilität kann hierbei nicht nur zu frühem Implantatversagen führen, sondern auch die Langzeitstabilität negativ beeinflussen. Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Pfannendicke auf den Implantationsprozess und die daraus resultierende Primärstabilität zu untersuchen.

Material und Methode: Zwei verschiedene Pfannendesigns (nominelle Dicke ≈3 mm und ≈4 mm, je n=10, DePuy Synthes) wurden in zehn teilexplantierte humane Becken implantiert. Die Pfannen wurden mit konstanter Energie (3.5 J, Kincise, DePuy Synthes) solange eingeschlagen, bis kein weiteres Setzen der Pfanne über ein Bildkorrelationssystem (<0,1 mm, Aramis 3D, GOM, Germany) beobachtet werden konnte. Die Pfannendeformation wurde über Dehnmessstreifen an der Pfanneninnenseite bestimmt. Die Kontaktsituation zwischen Pfanne und Knochen wurde mit Hilfe von übereinander gelegten Laserscans ermittelt. Die resultierende Primärstabilität wurde über das Auskippmoment der Pfanne bestimmt.

**Ergebnisse:** Das dünnwandige Pfannenmodell wies im Gegensatz zu den dickwandigen Pfannen höhere Dehnungen (p=0.006) sowie einen 2-fach höheren Auskippwiderstand auf (p<0.001; Abb.1A). Die Kombination aus hohen Pfannendeformationen und einer geringen Anzahl von Schlägen, benötigt für die Implantation, erhöhte die Primärstabilität (p=0.039, R²=0.24). Mit einer steigenden Anzahl an Schlägen wurde ein Dehnungsabfall während des Implantationsprozesses beobachtet (p=0.016, R²=0.39; Abb.1B). Eine hohe Anzahl benötigter Schläge wurde insbesondere für geringe Setztiefenänderungen gegen Ende der Implantation beobachtet (p=0.002, R²=0.72).

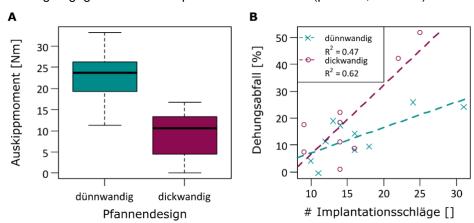


Abbildung 1: A: Dünnwandigen Hüftpfannen wiesen höhere Auskippmomente auf als dickwandigen Pfannen. B: Mit einer steigenden Anzahl an Implantationsschlägen wurde ein Dehnungsabfall an der Pfanne beobachtet.

**Diskussion:** Sowohl die Setztiefe als auch der Einschlagvorgang der Hüftpfanne erwiesen sich als kritisch für die Primärstabilität. Der Dehnungsabfall der Pfanne mit zunehmender Anzahl von Schlägen weist auf die Gefahr einer Herabsetzung der Primärstabilität der Pfanne hin, welche wahrscheinlich durch lokale Knochenschädigungen verursacht wird. Das Erreichen einer ausreichenden Setztiefe erhöht die Pfannendeformation und verhindert durch Beenden der Implantation, sobald kein weiteres Setzten der Pfanne aufgrund von Bodenkontakt möglich ist, ein Überschlagen der Pfanne. Für dünnwandige Pfannen kann eine ausreichende Setztiefe mit geringeren Einschlagenergien erzielt werden, wodurch zusätzlich das Risiko für Knochenschädigungen reduziert wird.

**Schlussfolgerung:** Dünnwandige Pfannendesigns wirken sich positiv auf den Implantationsprozess aus und können die Primärstabilität erhöhen. Weitere Schläge sollen vermieden werden, sobald kein weiteres Setzten der Pfanne beobachtet wird. Übermäßige Pfannendeformationen müssen jedoch verhindert werden, da diese zu einem unvollständigen Setzen des Liners oder übermäßiger Deformation des Liners führen kann und damit die Gleitpaarungstribologie beeinträchtigen.

**Danksagung:** Die finanzielle und materielle Unterstützung von DePuy Synthes, Leeds, UK wird dankend anerkannt.

# Doppelt hält besser? Frakturversorgung an der Schulter mit Einzel- und Doppelplatte – eine biomechanische Untersuchung

Sußiek J<sup>1</sup>, Frank A<sup>1</sup>, Wermers J<sup>1</sup>, Heilmann LF<sup>1</sup>, Michel PA<sup>1</sup>, Dyrna F<sup>1</sup>, Raschke MJ<sup>1</sup>, Schliemann B<sup>1</sup>, Katthagen JC<sup>1</sup>

**Hintergrund:** Die Inzidenz proximaler Humerusfrakturen steigt stetig an. Die Frakturversorgung erfolgt am häufigsten mittels Plattenosteosynthese<sup>1</sup>. Trotz zahlreicher Ansätze, deren Stabilität zu verbessern, sind insbesondere bei komplexen Mehrfragmentfrakturen (4-Part) die Komplikationsraten weiterhin hoch<sup>2,3</sup>.

Auch die Anzahl der inversen Schulterprothesen hat in der Vergangenheit zugenommen<sup>1,4</sup>. Durch die veränderte Gelenkkinematik wird die Spina scapulae zusätzlicher Belastung ausgesetzt. Eine der möglichen Komplikationen ist daher eine Fraktur der Spina scapulae .

Ziel dieser Untersuchung war es daher zu evaluieren, ob am proximalen Humerus sowie an der Spina scapulae durch eine Doppelplattenosteosynthese im Vergleich zur Einzelplattenversorgung eine Verbesserung der Stabilität erreicht werden kann.

**Methode:** Alle Präparate durchliefen vor Versuchsbeginn eine CT-Bildgebung zur Ermittlung der Knochendichte. Es wurden 14 proximale Humeri untersucht. Nach standardisierter 4-Part Osteotomie erfolgte die Frakturversorgung mit dem Standardverfahren aus lateraler winkelstabiler Plattenosteosynthese und Fadencerclage der Rotatorenmanschette (SP). 7 der 14 Humeri erhielten zusätzlich eine anteriore Drittelrohrplatte (DPO).

Die biomechanische Testung erfolgte zyklisch-dynamisch über 10.000 Zyklen mit abschließendem Versagenstest mittels servohydraulischer Materialprüfmaschine. Dabei wurden die Rotatorenmanschettensehnen statisch belastet. Mit einem optischen Messsystem wurden Bewegungen der Kalotte gegenüber dem Schaft detektiert (Abb.1). Die statistische Auswertung erfolgte mittels unpaarigem t-Test.

Für die Untersuchung der Spinafrakturen wurden 16 paarige Scapulae verwendet. Alle erhielten eine standardisierte Osteotomie der Spina scapulae. Eine Seite jeden Paares wurde mit einer superioren 3.5 LCP Platte versorgt (n=8). Auf der jeweils anderen Seite erfolgte die Osteosynthese mit einer 3.5 LCP Platte und einer zusätzlichen 2.7 LCP Platte von posterior.

Auch hier erfolgte die biomechanische Testung zyklisch-dynamisch über 700 Zyklen mit einem abschließenden Versagenstest. Dafür wurde der Ursprung des M. deltoideus armiert und über ein Schlaufensystem erfolgte die Kraftübertragung der Materialprüfmaschine (Abb.1). Die statistische Auswertung erfolgte mittels Wilcoxon-signed-rank-Test sowie unpaarigem t-Test für die Auswertung der osteoporotischen Frakturen.

**Ergebnisse:** Die durchschnittliche Knochendichte der proximalen Humeri ergab keine signifikanten Unterschiede (SP-82,5 DPO-95,0 mg/cm³; p=0,58). Die Steifigkeit war bei Versorgung mit Doppelplatten-osteosynthese signifikant höher als bei der Standardversorgung (p=0,03). Durch die zusätzliche Platte kam es außerdem zu einer Reduktion der Humeruskopfbewegung in der Sagittalachse (p<0,05). Es zeigten sich jedoch keine signifikanten Unterschiede im Versagenstest.

Bei der Untersuchung der Spina scapulae Frakturen zeigten sich keine signifikanten Differenzen zwischen beiden Versorgungsmethoden in der dynamischen Testung und beim Versagenstest. Bei separater Betrachtung der 12 osteoporotischen Scapulae zeigten sich keine Unterschiede in der dynamischen Testung, jedoch signifikant höhere Versagenslasten bei der Doppelplattenosteosynthese (p=0,03).

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie Universitätsklinikum Münster, Deutschland

**Diskussion:** Dass eine zweite Platte zusätzliche Stabilität bieten kann, scheint auf den ersten Blick wenig überraschend. Bei näherer Betrachtung ergeben sich jedoch einige interessante Ergebnisse. Bei den untersuchten Humerusfrakturen scheint die zusätzliche ventrale Platte gut geeignet, um den Frakturspalt zu überbrücken und somit die Steifigkeit zu erhöhen sowie ein Abkippen in der Sagittalebene zu verhindern. Jedoch erreichte die Doppelplattenversorgung keine höhere Versagenslast. Von dem Prinzip des zusätzlichen Stützpfeilers könnten in der Praxis vor allem instabile Frakturen mit ausgeprägter metaphysären Trümmerzone sowie osteoporotische Frakturen profitieren.

Ein etwas anderes Bild zeigte sich für die Spinafrakturen. Bei normaler Knochendichte scheint die zweite Platte keinen zusätzlichen Vorteil zu bieten, jedoch profitieren auch die osteoporotischen Frakturen mit niedriger Knochenqualität von der zusätzlichen Platte.

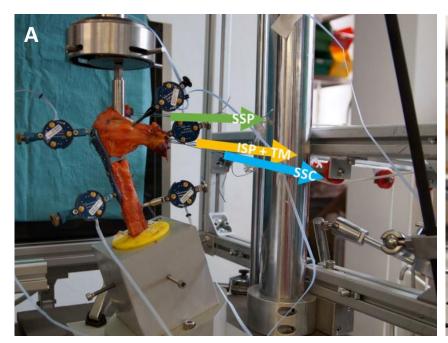




Abbildung 1: Versuchsaufbau biomechanische Untersuchung der Doppelplattenosteosynthese am proximalen Humerus (A) und an der Spina scapulae (B) (SSP – M. supraspinatus, ISP+TM – M. infraspinatus und M. teres minor, SSC – M. subscapularis, roter Pfeil – Zugrichtung der Materialprüfmaschine)

- <sup>1</sup> Klug, A. et al. Trends in surgical management of proximal humeral fractures in adults: a nationwide study of records in Germany from 2007 to 2016. *Arch Orthop Trauma Surg* 139, 1713-1721 (2019).
- <sup>2</sup> Konigshausen, M. et al. Surgical treatment of 3- and 4-part fractures of the humeral head using a polyaxial-locking plate: results and patient satisfaction. *Z Orthop Unfall* 153, 51-58 (2015).
- <sup>3</sup> Silverstein, M. P. et al. Analysis of Failure with the Use of Locked Plates for Stabilization of Proximal Humerus Fractures. *Bull Hosp Jt Dis (2013)* 73, 185-189 (2015).
- <sup>4</sup> Dillon, M. T. et al. Yearly Trends in Elective Shoulder Arthroplasty, 2005-2013. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 69, 1574-1581 (2017).

### Kalibrierung eines Kinetischen Fahrradpedals

Ebbecke J<sup>1</sup>, Viellehner J<sup>1</sup> & Potthast W<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

**Einleitung:** Die Messung der Pedalkräfte ist für das Verständnis der Mechanik des Radfahrens grundlegend<sup>1</sup>. Um dies zu ermöglichen, wurde ein Pedalkörper mit zwei eingebetteten piezoelektrischen Kraftaufnehmern entwickelt. Bei Vorabuntersuchungen konnte festgestellt werden, dass es zum einen zu einer hohen Querempfindlichkeit der Sensoren kommt und zum anderen die Zusammenhänge zwischen einwirkenden Kräften und Sensorausgängen nicht linear verlaufen. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es daher, das Pedal mithilfe künstlicher neuronaler Netze (ANN) zu kalibrieren. Für die Validierung wurden Kraftkurven generiert, welche reale Radfahrkräfte nachahmen. Die RMSE-Fehlerwerte dienten anschließend dem Vergleich zwischen Validierungs- sowie ANN-Ausgangsdaten.

**Methoden:** Um Daten für die Kalibrierung sowie die Validierung zu generieren, wurde das Pedal in einen Prüfstand montiert (Abb. 1A). Ein in der Mitte des Pedals befestigter Metallblock konnte von der medio-lateralen (F<sub>ml</sub>), anterior-posterioren (F<sub>ap</sub>) und vertikalen (F<sub>v</sub>) Richtung mithilfe von Aktuatoren belastet werden. Für die ANN Kalibrierung wurde ein Feedforward Netzwerk mit dem Levenberg–Marquardt Backpropagation Algorithmus trainiert, um alle sechs Sensorausgänge in drei Kraftkomponenten umzurechnen². Der Trainingsdatensatz für den Trainingsprozess des Netzwerks umfasste 149.992 einzelne Datenpunkte in 11 Trials.

Für die Validierung wurden die von Alexander und Kollegen<sup>3</sup> aufgezeichneten Kraftkurven eines Radfahrers bei 300W mit 70 U/min bestmöglich imitiert. Der Validierungsdatensatz wurde mit dem ANN kalibriert und anschließend mithilfe eines Tiefpassfilters mit einer Grenzfrequenz von 5 Hz geglättet. Für den Vergleich zwischen Eingangskräften und Kalibrierungsdaten, wurden RMSE-Fehlerwerte berechnet und über die maximalen Eingangskräfte normalisiert (nRMSE). Weiterhin wurde der maximale absolute Fehler bestimmt.

**Ergebnisse und Diskussion:** Wie in der Literatur aufgeführt, sind ANNs gut geeignet, um nichtlineare Zusammenhänge zu beschreiben<sup>4</sup>. Die Validierungsergebnisse der ANN-Kalibrierung konnten dies bekräftigen. Ein repräsentativer Ausschnitt der drei Eingangskraftkurven sowie der kalibrierten Werte ist in Abb. 1B zu sehen. Die ANN-Kalibrierung zeigt dabei für alle drei Kraftkomponenten relativ geringe RMSE-Werte:  $F_{ml} = 1.5 \text{ N}$ ,  $F_{ap} = 3.8 \text{ N}$  und  $F_{v} = 3.1 \text{ N}$ . Dies entspricht nRMSE-Werten von  $F_{ml} = 3.8\%$ ,  $F_{ap} = 3.8\%$  und  $F_{v} = 0.8\%$ . Die maximalen Fehlerwerte liegen bei  $F_{ml} = 3.3 \text{ N}$ ,  $F_{ap} = 9.4 \text{ N}$ , und;  $F_{v} = 5.4 \text{ N}$ .

Somit kann das Pedal nicht ganz dieselbe Genauigkeit wie fest installierte Kraftmessplatten erreichen  $^{4,5}$ , liegt aber in einem ähnlichen Bereich wie zuvor entwickelte Kraftmesspedale. So erzielte das von Alexander et al. entwickelte JA:Ped3 RMSE-Werte von  $F_{ml}=2,9\ N,\ F_{ap}=1,1\ N$  und  $F_v=1,8\ N^3.$  Boyd und Kollegen verzeichneten RMSE-Werte von  $F_{ml}=3,2\ N,\ Fa_p=3,0$  und  $F_v=2,1\ N^6.$  Die Validität des neuentwickelten Pedals kann daher unter Berücksichtigung der Konstruktionsmöglichkeiten als akzeptabel eingestuft werden.

Fazit: Mit Hilfe von ANNs besteht trotz der nicht-linearen Beziehung zwischen einwirkenden Kräften und Sensorausgang die Möglichkeit für eine präzise Kalibrierung. Für die vorliegende Untersuchung wurden die Ausgänge beider Sensoren gemeinsam für die Ermittlung der eingehenden Gesamtkraft benutzt. Eine individuelle Betrachtung ermöglicht zukünftig auch die Bestimmung des Kraftangriffspunktes und legt somit die Grundlage für Berechnungen der inversen Dynamik während des Radfahrens.

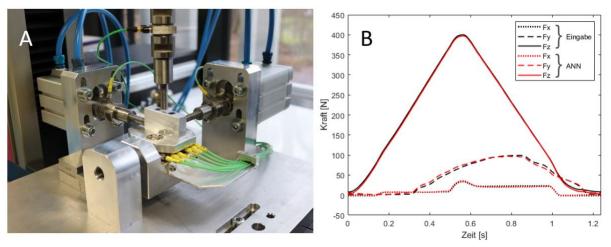


Abbildung 1: A) Prüfstand für die Generierung von Trainings- und Validierungsdaten. B) Repräsentativer Kraftzyklus für das Fahrradfahren bei 300W und 70 U/min. Tiefpassgefilterte Kraftinputs für  $F_{ml}$ ,  $F_{ap}$  und  $F_{v}$  sowie die jeweilige ANN-Kalibrierung.

- <sup>1</sup> Bini, R.R. & Carpes, F.P. Measuring Pedal Forces in *Biomechanics of Cycling* (Hrsg. Bini, R.R. & Carpes, F.P.) 13-21 (Springer International Publishing, 2014).
- <sup>2</sup> Yu, H. & Wilamowski, B.M. Levenberg–Marquardt Training in *Intelligent Systems* (Hrsg. Wilamowski & B.M., Irwin, J.D.) 12-1-12-15 (CRC Press, 2018).
- <sup>3</sup> Alexander, N. et al. Static and dynamic evaluation of a pedal system for measuring three-dimensional forces in cycling. *Journal of Sports Engineering and Technology*. 229, 222–230 (2015).
- <sup>4</sup> Hsieh, H.-J. et al. A new device for in situ static and dynamic calibration of force platforms. *Gait & posture*. 33, 701–705 (2011).
- <sup>5</sup> Collins, S.H. et al. A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole. *Gait & posture*. 29, 59–64 (2009).
- <sup>6</sup> Boyd, T. et al. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. *Journal of Biomechanics*. 29, 1105–1110 (1996).

# Reproducing acetabulum fractures with central luxation in human specimen – an ex vivo pilot study

Hansen L1, Günther R2 & Potthast W1

<sup>1</sup> Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany <sup>2</sup> RIMASYS GmbH, Cologne, Germany

**Introduction:** Reproducing life-like fractures in human cadaveric specimens can play a major role in improving the quality of surgical training. The purpose of this study is to examine the feasibility of reproducing an acetabulum fracture (AC fracture) with a central luxation to make these available for surgical education. Due to its complex nature, the central luxation with a fractured quadrilateral area is of stronger interest than pelvic ring fractures or femoral neck fractures. Although interdependencies between position of the hip and resultant fractures have been observed in a clinical context<sup>1</sup>, they have not yet been reproduced in a controlled lab situation.

**Methods:** A human pelvis (male, 83 years, 165 cm, 72.5 kg) was positioned with the femur in 45° abduction, 180° extension and 15° internal rotation in a purpose-built dynamic loading device and exposed to an impacting force. The force was transmitted via a 25 Kg wagon, accelerated through a 600 Kg weight dropped from an adjustable height. The denuded femoral shaft was fixed in a metal cup using quick-setting cement to ensure energy transmission into the shaft and avoid bone splintering at the site of impact. The effects on the specimen were examined using radiographic imaging.

Results: Findings consistent with earlier clinical observations were seen: The described position, combined with an impacting energy of 481J lead to an articular, transverse type transtectal fracture in the left AC (AO 62B1.3). The fracture included a complete destruction of the quadrilateral area, thus protruding the femoral head into the pelvic cavity (214 mm penetration depth) as shown in figure 1 and a basicervical neck fracture with a strong cranial luxation of the greater trochanter (227 mm). After conducting a similar impact contralaterally, a T-fracture with juxtatectal transverse component (AO 62B2.2) was found in the right AC. A less severe luxation of the greater trochanter was seen, multiple fracture lines on the superior pubic ramus, and a dislocated part of the anterior acetabular rim. No further fractures occurred on the iliac bones the sacrum or the sacroiliac joints.

**Discussion**: These findings suggest that assumptions from clinical observations are applicable in laboratory conditions and reproducing precise AC fractures in a laboratory setting is possible. Nevertheless, parameters like age, bone density and -quality are highly dependent on each specimen, and are important factors to be considered when fracture production is aimed to be reliable.

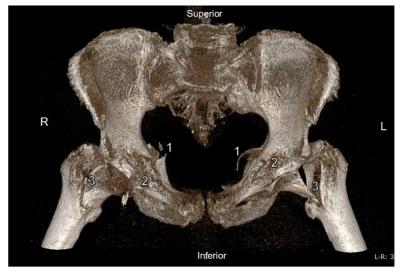


Figure 1: Overview of the fractured AC in anteroposterior view. Clearly visible fractures of both quadrilateral areas (1), fracture lines on the superior pubic ramus (2) and basicervical femoral neck fractures (3)

Hansen et al. 2021, Reproducing acetabulum fractures, Abstractband DGfB Online-Symposium 2021 Hrsg.: Deutsche Gesellschaft für Biomechanik e.V. / Edit.: Funken J & Potthast W

### References

<sup>1</sup> Judet, R. et al. Fractures acetabulum classification and surgical approaches for open reduction. *The Journal of Bone and Joint Surgery* (1964).

# Untersuchung zur Form und Funktion des Sprunggelenks – Zusammenhang zwischen der unteren Sprunggelenkachse und EMG-Profilen bei Läufern

Schlechtweg S1, Klaiber L1 & Alt W1

Fragestellung: Häufig auftretende Achillessehnenbeschwerden wurden auf die Frontalebenenrotation im Calcaneus¹ und einseitig dominante Ansteuerungsprofile im triceps surae (TS)² zurückgeführt. Beides wird im Zusammenhang mit der individuellen Gelenkanatomie diskutiert. Die Ermittlung der unteren Sprunggelenkachse war bislang aufwändig. Inertialsensoren (IMU) lieferten vielversprechende Ergebnisse ohne jedoch in der Lage zu sein die berechneten Rotationsachsen inter-individuell vergleichend zu diskutieren, da die Rotationsachsen nicht in anatomischen Koordinatensystemen ausgedrückt werden können. Ziel der Untersuchung war die Einführung eines neuen Verfahrens zur reliablen Segmentkalibrierung für IMUs mit Hilfe künstlicher magnetischer Felder und die Aufdeckung des Zusammenhangs zwischen unterer Sprunggelenkachse (USGA) und individuellen Ansteuerungsprofilen des TS beim Laufen.

Material und Methoden: 20 gesunde Läufer liefen nach einer Eingewöhnung von 6 min für insgesamt 10 min auf einem instrumentierten Laufband. Die Muskelaktivität der folgenden Muskeln des dominanten Beins wurden abgeleitet: gastrocnemius med. (GM) u. lat. (GL), soleus (SL). Die Standphasen der Schritte wurden automatisiert über die plantare Druckverteilung segmentiert. Die EMG Profile wurden zeitnormalisiert auf 100% der Standphase. Als abhängige Variable wurde die Differenz der Onset-Zeiten der einzelnen Muskeln bestimmt. Der Zusammenhang der abhängigen Variablen wurde über eine Pearson-Korrelation quantifiziert. Die Orientierung der USGA wurde über IMUs ermittelt<sup>3</sup>. Ein analytisches Modell zur Distanzbestimmung mit elektromagnetischen Feldern wurde implementiert und experimentell überprüft. Das anatomische Koordinatensystem nach ISB Empfehlungen wurde in 5 Wiederholungen mit dem neuen Verfahren konstruiert. Die Reliabilität der Koordinatensystemkonstruktion wurde anhand der mittleren Streuung aller Ebenen ermittelt.

**Ergebnisse**: 19 Datensätze konnten ausgewertet werden. Die Onset-Differenzen zwischen GL und GM sowie SOL korrelierten positiv mit der Deviation der USGA (r=.57, p=0.01 und r=.39, p=0.09). Die experimentelle Überprüfung der Distanzbestimmung ergab eine Messunsicherheit des Elektromagnetsystems von <0.5mm. Die Koordinatensysteme wurden mit einer Streuung <0.6° für die Transversalebene und <1° für die Sagittalebene erstellt.

Schlussfolgerung: Zum ersten Mal konnte ein direkter Zusammenhang zwischen der Deviation der USGA und individuellen Ansteuerungsprofilen im TS gezeigt werden. Zudem konnte ein völlig neues Verfahren zur Segmentkalibrierung erstellt werden, welches erstmals ermöglicht die absolute Sensorposition auf dem Segment zu bestimmen und somit eine sinnvolle Interpretation berechneter Gelenkachsen mit IMU-Systemen. Die Ergebnisse stehen im Einklang mit vorangegangenen Arbeiten<sup>4</sup>. Die Autoren zeigten in-vitro, dass der GL bei isolierter Kontraktion ein Eversionsmoment auslöst. Demnach liegen die Fasern des GL lateral zur USGA. Bei steigender Deviation der USGA könnten die Fasern des gesamten TS medial zur USGA liegen. In diesem Fall löst der TS im unteren Sprunggelenk ausschließlich ein Inversionsmoment aus. Die Erzeugung unterschiedlicher Momente im Sprunggelenk erfordert die gezeigten angepassten Ansteuerungsprofile. Unter Beachtung der Annahme, dass einseitig dominante Ansteuerungsprofile relevant für die Ausbildung von chronischen Achillessehnenbeschwerden sind<sup>2</sup>, könnte dies ein Hinweis auf eine anatomische Disposition sein.

#### References

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Institut für Sport und Bewegungswissenschaft, Universität Stuttgart, Stuttgart, Deutschland

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Lersch, C. et al. Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. *Clin. Biomech.* 27, 955–961 (2012).

Schlechtweg et al. 2021, Form und Funktion des Sprunggelenks, Abstractband DGfB Online-Symposium 2021 Hrsg.: Deutsche Gesellschaft für Biomechanik e.V. / Edit.: Funken J & Potthast W

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Gallo, R. A., Plakke, M. & Silvis, M. L. Common leg injuries of long-distance runners: anatomical and biomechanical approach. *Sports Health* 4, 485–495 (2012).

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Schlechtweg, S. et al. *Percision analysis of a new apporoach on Joint Axes estimation.* (2019).

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Arndt, A. et al. Asymmetrical Loading of the Human Triceps Surae: II. Differences in Calcaneal Moments. *Foot Ankle Int.* 20, 450–455 (1999).