



# 13. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)



24.-26.04.2024 | Heidelberg

## Abstracts

[www.biomechanik-kongress.de](http://www.biomechanik-kongress.de)

# Inhalt

Bewegungsanalyse I.....	3
Frakturheilung.....	16
Bewegungsapparat – Gelenke .....	26
Numerische Methoden und Studien .....	37
Bewegungsanalyse II.....	48
Mechanobiologie, regenerative und zelluläre Biomechanik.....	59
Bewegungsapparat – Wirbelsäule .....	69
Gelenkersatz .....	80
Bewegungsanalyse III.....	92
Materialien und Tribologie .....	104
Young Investigator Award.....	114
Sportbiomechanik.....	125
Zahn- und Kieferbiomechanik.....	137
Bewegungsanalyse IV.....	147
Biologische Gewebe.....	159
Gelenke und Bewegungsapparat.....	169
Sport und Klinik.....	183
Gang- und Bewegungsanalyse .....	199
Gewebe und Numerik.....	214

# Bewegungsanalyse I

OP001

## Medial compartment cartilage composition correlates with the knee flexion moment during walking in the ACL injured knee

*L. Schooff<sup>1,2</sup>, S. Herger<sup>1,3,4</sup>, C. Nüesch<sup>1,3,4,5</sup>, W. Wirth<sup>6,7</sup>, F. B. Imhoff<sup>4</sup>, C. Egloff<sup>4</sup>, A. Mündermann<sup>1,3,4</sup>*

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Albert-Ludwig-University Freiburg, Department of Sport and Sport Science, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>3</sup>University Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

<sup>6</sup>Chondrometrics GmbH, Freilassing, Deutschland

<sup>7</sup>Paracelsus Medical University, Salzburg, Österreich

**Introduction:** Models for the development of post-traumatic knee osteoarthritis (OA) after ACL injury suggest that gait biomechanics may play a role in cartilage degeneration in addition to structural, biological and neuromuscular factors.<sup>1</sup> To date, the relationship between lamellar cartilage composition (T2 time) and gait biomechanics in young adults after an ACL injury is unknown.

**Aim:** To investigate the relationship between T2 time and ambulatory load in young healthy subjects with or without previous ACL injury.

**Methods:** 20 young adults 2-10 years after ACL injury (6m/14f, 26.1±3.1 years, 23.5±2.6 kg/m<sup>2</sup>) and 20 young healthy controls (9m/11f, 26.1±3.0 years, 22.7±1.6 kg/m<sup>2</sup>) were included. T2 times were measured in the deep zone in the medial and lateral femorotibial cartilage from MRI. The external knee flexion moment during walking was calculated using motion capture and inverse dynamics (CGM 2.3). Pearson correlations between absolute T2 times and peak knee flexion moment were calculated for both legs in ACL-patients and the left leg in controls (P<0.05).

**Results:** Medial compartment T2 of the ACL injured legs correlated strongly with the peak knee flexion moment (R=0.520, P=0.019), whereas no correlations for the contralateral legs and the healthy legs were found (Fig.1). For lateral compartment T2 of the ACL injured legs (R=0.160, P=0.491) and contralateral legs (R=0.230, P=0.339) the correlation was weak, while there was no correlation in the healthy control legs.

**Summary:** Elevated cartilage T2 represent worse cartilage composition. The higher medial compartment T2 of the ACL injured leg with higher peak knee flexion moments suggest that cartilage composition in the medial compartment may be susceptible to higher ambulatory loads after an ACL injury. To prevent post-traumatic OA, gait intervention strategies that reduce peak knee loading should be considered and further researched.

**Funding:** SNF#184912

<sup>1</sup>Wang et al. *Arthritis Res Ther* 2020

### Abb. 1

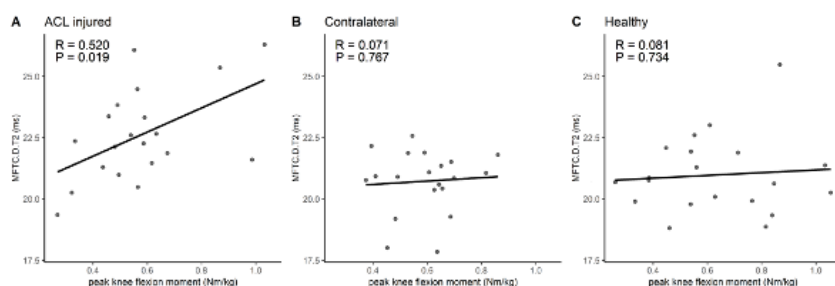


Fig. 1 Scatterplot of the correlation between medial compartment T2 time and the peak knee flexion moment for the ACL injured leg (A), the contralateral leg (B) and a healthy control leg (C). MFTC.D.T2 - medial femorotibial compartment T2 in the deep zone

## OP002

### Relevanz verschiedener Methoden zur Bestimmung der Knieachse in der klinischen Ganganalyse bei Personen mit tibialen Torsionsfehlstellungen

*F. Unqlaube<sup>1</sup>, B. Attwenger<sup>1</sup>, E. Berisha<sup>2</sup>, A. Kranzl<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Orthopädisches Spital Speising Wien, Labor für Gang- und Bewegungsanalyse, Wien, Österreich

<sup>2</sup>FH Technikum Wien, Wien, Österreich

Eine pathologische Tibiatorsion und deren Korrektur beeinflussen die Biomechanik des Gehens [1]. Dies ist relevant in der klinischen Ganganalyse (GA) als auch bei der Erstellung individualisierter muskuloskelettaler Modelle. Der Goldstandard zur Bestimmung der Tibiatorsion stellt das teure und aufwendige MR dar. In der GA kann die Knierotation bestimmt über die Knie- und Malleolenachse, als Surrogatparameter verwendet werden, um die Tibiatorsion abzuschätzen [2]. Dabei stehen sowohl Regression (RE) als auch funktionelle (FU) Methoden zur Bestimmung der Knieachse zur Verfügung.

Es soll die Übereinstimmung der Tibiatorsion mit der Knierotation aus der GA unter Verwendung zweier Methoden (RE vs. FU) zur Bestimmung der Knieachse evaluiert werden.

34 Extremitäten von 25 Personen mit einer pathologischen Tibiatorsion, MRT und einer GA wurden in die Untersuchung eingeschlossen. In der GA wurde die Knieachse mittels 1. Palpation der medialen und lateralen Femurkondyle (RE), 2. Algebraische Achsbestimmungsmethode (FU) bestimmt. Die Übereinstimmung zwischen mittlerer Knierotation beider Methoden und MRT wurden mittels Bland-Altman-Plots evaluiert. Weiterhin erfolgte eine Unterschiedsprüfung der Differenzen beider Methoden.

Abb. 1 und 2 zeigen eine mittlere Differenz von  $9 \pm 15,6^\circ$  (RE - MRT) bzw.  $13,1 \pm 17,9^\circ$  (FU - MRT). Die Unterschiedsprüfung ergab einen sig. Unterschied ( $p < .001$ ).

Die GA unterschätzt mit beiden Methoden zur Bestimmung der Knieachse die Tibiatorsion im Vergleich zum Goldstandard und weist eine breite Streuung auf. Dabei unterschätzt RE die Tibiatorsion systematisch weniger als FU. Der Unterschied zwischen MRT und GA kann über die unterschiedliche Definition der Referenzlinie am Knie und dem dazwischenliegenden Femorotibialgelenk erklärt werden. Somit sollte für eine Abschätzung der Tibiatorsion in der GA die Knieachse vorzugsweise über die Palpation der medialen und lateralen Femurkondylen definiert werden.

[1] Davids et al., 2014 [2] Radler et al., 2010



Abb. 1

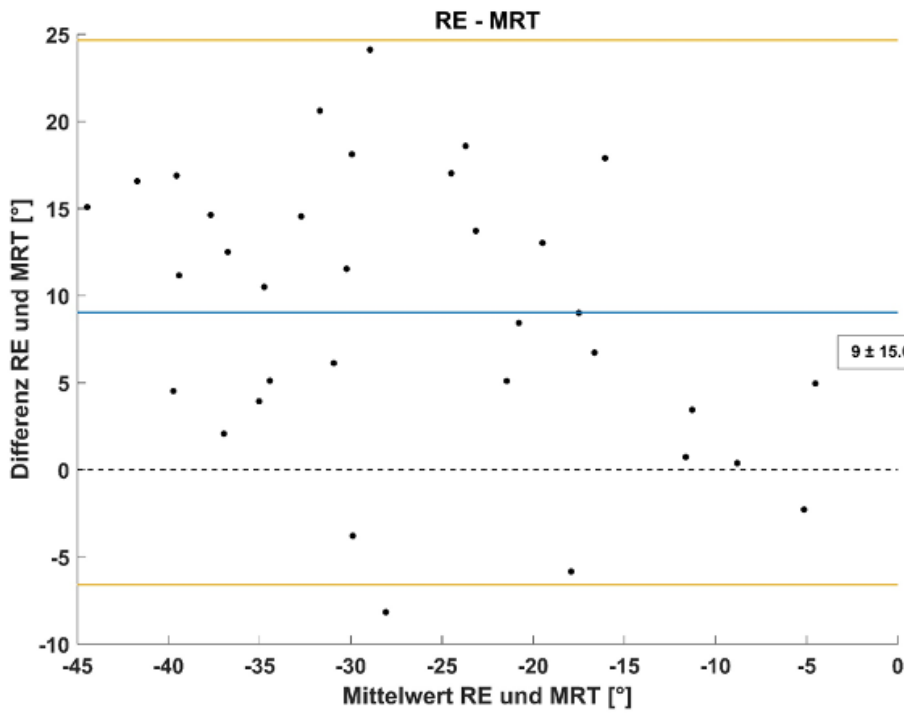


Abb.1 Bland-Altman Darstellung: Regression (RE) vs. Bildgebung (MRT) mit Mittelwert und 95 % Konfidenzintervall der Differenzen. Positive Werte sind als ein höherer Wert in der Bildgebung zu interpretieren.

Abb. 2

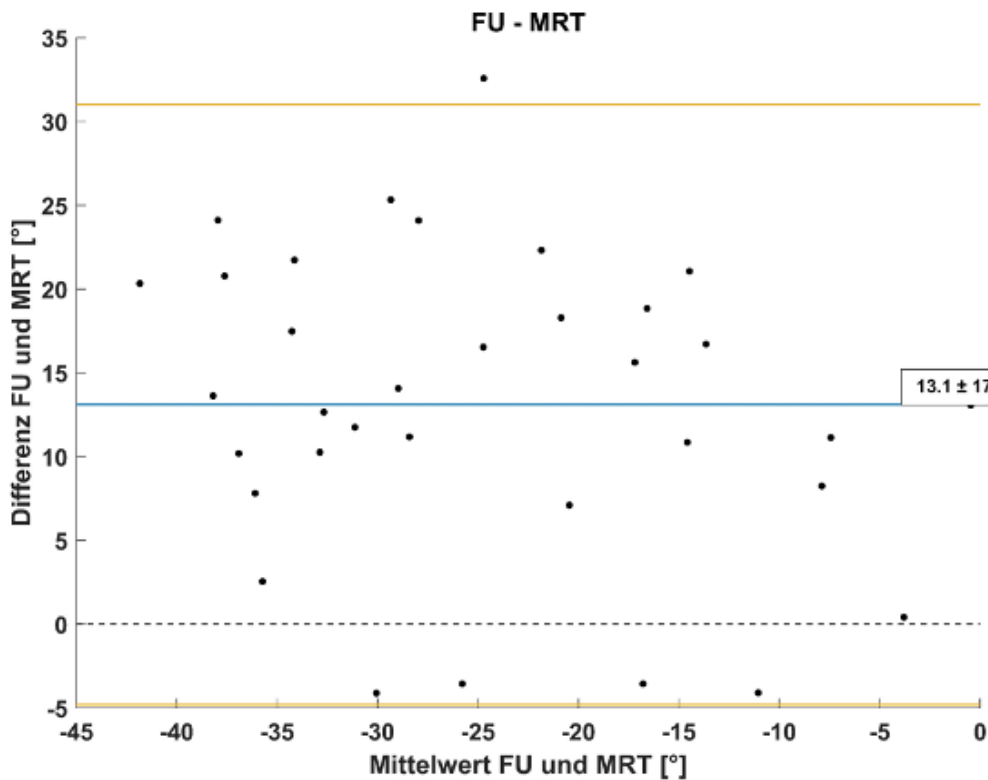


Abb.2 Bland-Altman Darstellung: Funktionell (FU) vs. Bildgebung (MRT) mit Mittelwert und 95 % Konfidenzintervall der Differenzen. Positive Werte sind als ein höherer Wert in der Bildgebung zu interpretieren.

## OP003

### Inter-joint coordination in the affected and unaffected leg of patients with severe knee osteoarthritis before and 6 months after knee arthroplasty compared to healthy controls

*M. Degenhardt*<sup>1,2</sup>, *M. Wittauer*<sup>1,3</sup>, *C. Nüesch*<sup>1,3,4,5</sup>, *I. Acklin*<sup>3</sup>, *C. Egloff*<sup>3</sup>, *A. Mündermann*<sup>1,3,4,5</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

<sup>3</sup>University Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

**Introduction:** Joint coordination may provide important information on fundamental aspects of pathological gait and the effect of treatment.

**Purpose:** The primary aim of this study was to investigate differences in inter-joint coordination in patients with knee osteoarthritis (OA) between the affected leg (AL) and unaffected leg (UL) and compared with healthy controls (HC), before and 6 months after knee arthroplasty during the gait phases of walking.

**Methods:** We included 23 patients with knee OA (age:  $72 \pm 9$  years) and 20 healthy controls (HC) (age:  $33 \pm 10$  years). The groups matched in walking speed (0.88 m/s). Sagittal joint angles of the hip, knee and ankle during walking were obtained via IMUs. Coupling angles (CA) were calculated via vector coding technique<sup>1</sup> (Fig.1). Circular statistics (circular t-test and Watson-Williams test) was used to detect within subject and between group differences. The gait cycle was divided into five phases<sup>2</sup>.

**Results:** The hip-knee CA in the AL differed from the UL and the HC during loading response pre-surgery ( $P < 0.001$ ;  $P = 0.016$ ) and post-surgery ( $P < 0.001$ ;  $P = 0.030$ ) with smaller differences post-surgery (Fig.2). During terminal stance, the hip-knee CA in the UL differed from the HC post-surgery ( $P = 0.023$ ), but not pre-surgery.

**Conclusion:** Observed differences were gait phase specific. Some differences in inter-joint coordination in the UL emerged only after surgery and may be linked to simultaneous abnormal CA in the AL. Therefore, the rehabilitation process and follow-up in these patients should also focus on the specific biomechanical properties of the different gait phases to regain coordination in the AL closer to healthy and pay attention to the UL to prevent the manifestation of abnormal coordination and the development of secondary diseases.

<sup>1</sup>Needham, 2014, J Biomech

<sup>2</sup>Perry, 1992, Gait Analysis

**Funding:** Deutsche Arthrose-Hilfe e.V.; University of Basel

Abb. 1

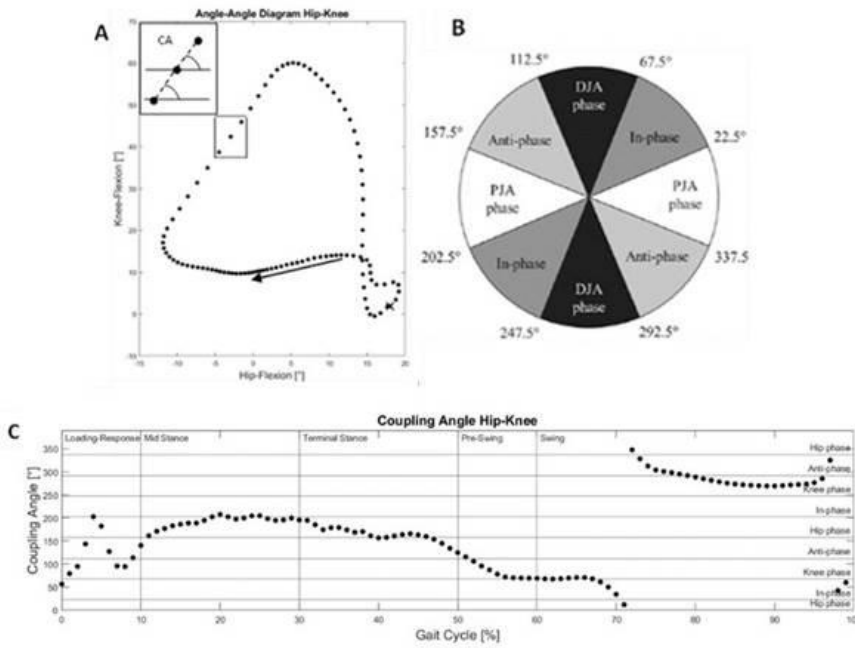


Figure 1: Graphical representation of the vector coding process for one subject. A: angle-angle diagrams for the hip-knee interaction with a depiction of the coupling angle, the arrow indicates the direction of the gait cycle, the initial contact is marked with an x; B: coordination pattern classification of the coupling angle<sup>1</sup>; C: hip-knee coupling angles during the gait cycle with subdivision of gait phases

Abb. 2

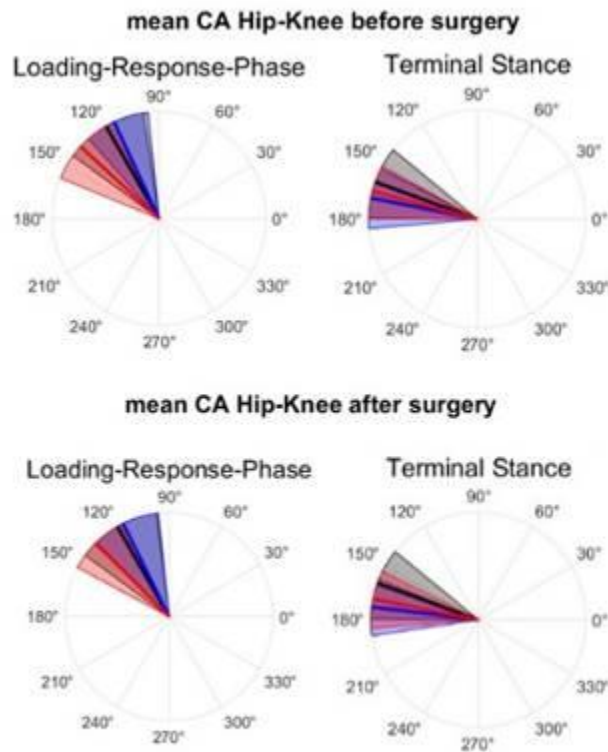


Figure 2: Mean  $\pm$  1 SD hip-knee CA of the affected leg (red), the unaffected leg (blue) and the healthy controls (black) before and after surgery, on a circular scale

**Der Einfluss eines externen Extensionsmoments auf die Hüftgelenkbelastung *in vivo***

D. L. Wellner<sup>1</sup>, J. Kim<sup>2</sup>, J. Dymke<sup>1</sup>, C. Walsh<sup>2</sup>, G. N. Duda<sup>1</sup>, P. Damm<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Julius Wolff Institut, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Wyss Institute at Harvard University, Harvard Biodesign Lab, Boston, MA, Vereinigte Staaten

Die Implantation einer Endoprothese verbessert die Lebensqualität der Patienten häufig bereits unmittelbar nach der Operation. Bei Betrachtung der individuellen postoperativen (pOP) Kinematik zeigen sich jedoch auch negative Folgen, die primär auf das intraoperativ verursachte Muskeltrauma zurückzuführen sind. Frühere *in vivo* Belastungsstudien konnten bereits zeigen, dass eine intraoperative Schädigung der Gelenkmuskulatur pOP zu einer Mehrbelastung führt. Diese erhöhten Belastungen lassen sich mit kompensatorischen Ko-Kontraktionen der umgebenden Muskulatur erklären. Bislang gibt es jedoch keinen Beweis dafür, dass dies die Belastung tatsächlich direkt beeinflusst. Ziel des Projekts war, den Effekt einer externen Unterstützung auf die individuelle Muskelaktivierung und eine damit einhergehende Änderung der Belastung *in vivo* zu analysieren.

Die Gelenkkraft (F) sowie das Torsionsmoment im Femur ( $M_{tors}$ ) wurden bei 3 Patienten mit instrumentiertem Hüftimplantat gemessen. Für die Untersuchungen wurden sie mit einem Soft-Exosuit (Kim et al. 2019) ausgestattet, welches die Hüftstrecker beim Gehen in der Extensionsphase mit 300N Zugkraft unterstützt. Synchron dazu wurde die Aktivierung der Glutealmuskulatur sowie die Kinematik von Becken und Hüfte aufgezeichnet.

Die Verwendung des Soft-Exosuit führte im Vergleich zum Gehen ohne aktive Unterstützung zu einer signifikanten Reduktion der Gl. Maximus Aktivierung im Mittel um 23% bzw. des Gl. Medius um 20%. Zeitgleich konnte eine signifikante Zunahme der Beckenkipfung nach posterior (+11°) sowie Hüftextension um +16° beobachtet werden. F und  $M_{tors}$  wurden ebenfalls um 6% bzw. 18% reduziert (Abb.1). Eine Zunahme der Hüftextension sowie posterioren Beckenkipfung waren mit einer Reduktion ( $R^2=-0,68^*$ ;  $R^2=-0,68^*$ ) der Hüftbelastung verbunden. Es konnte auch gezeigt werden, dass die Abnahme der *in vivo* Belastung mit dem reduzierten Muskelmoment korrelierte ( $R^2=0,72^*$ ), was die Hypothese der kompensatorischen Ko-Kontraktion stützt.

Abb. 1

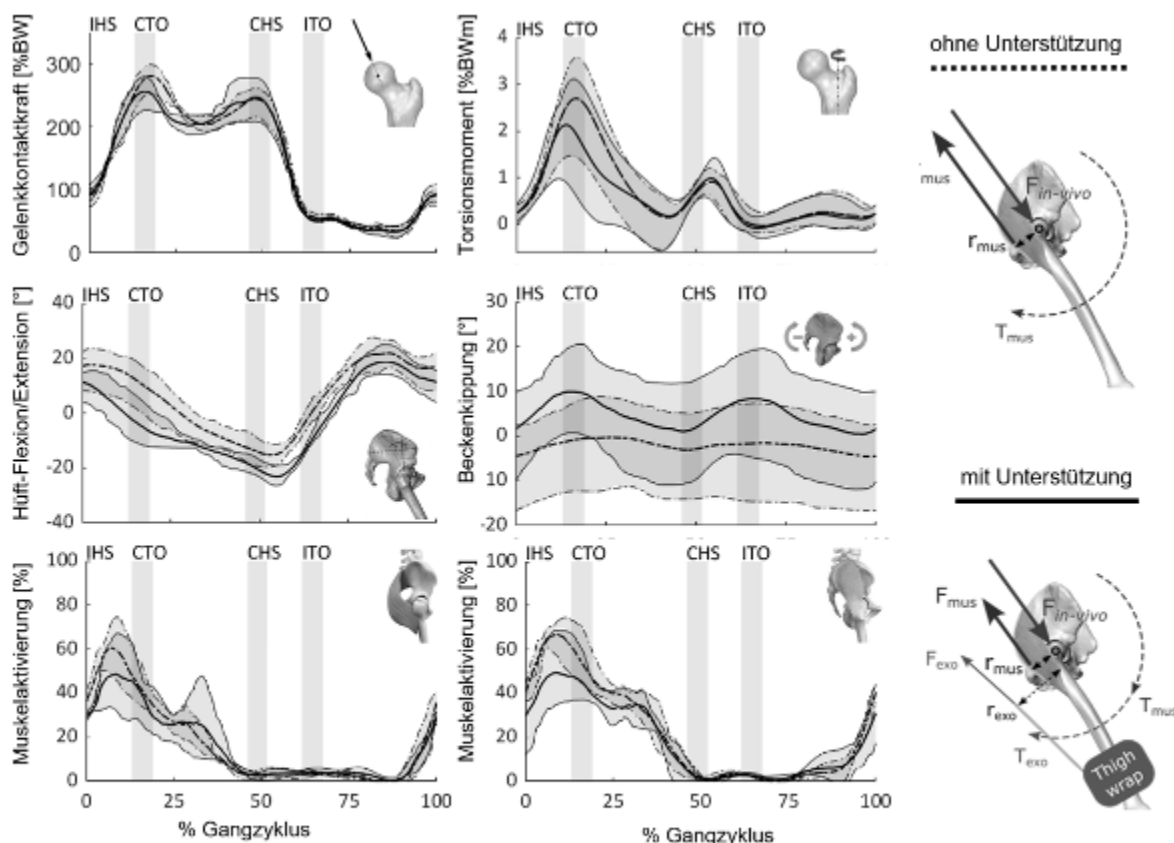


Abb. 1: Links: Übersicht der mittleren Verläufe mit (durchgezogen) ohne (gestrichelt) externe Unterstützung der Gelenkkontaktkraft, Torsionsmoment, Hüftflexion/-extension, Beckenkipfung und Muskelaktivierung von Gl. Maximus und Gl. Medius. Rechts: schematische Darstellung der angreifenden Kräfte in der Sagittalebene ohne und mit externem System.

## OP005

### Asymmetrien der Hüftgelenkmomente während Tragevorgängen bei gesunden Erwachsenen – eine biomechanische Laborstudie

L. Sikeler<sup>1,2</sup>, D. Gehring<sup>1</sup>, H. Kohler<sup>3</sup>, U. Trinler<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Albert-Ludwig-University Freiburg, Institut für Sport und Sportwissenschaft, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>2</sup>BG Klinik Ludwigshafen, Andreas Wentzensen Forschungsinstitut, Ludwigshafen, Deutschland

<sup>3</sup>BG Klinik Ludwigshafen, Abteilung für Berufsgenossenschaftliche Rehabilitation und Heilverfahrenssteuerung, Ludwigshafen, Deutschland

**Einleitung:** Hüftgelenkarthrose kann bei entsprechender Lastenhandhabung im Arbeitsalltag als Berufskrankheit eingeordnet werden. Für das Verständnis der Entstehung von uni- bzw. bilateraler Arthrose existieren wenige biomechanische Studien, die untersuchen welche Kräfte während Tragevorgängen auf das Hüftgelenk wirken und ob dabei Asymmetrien vorliegen.

**Methoden:** Ziel dieser Studie ist die Untersuchung von asymmetrischen Hüftbelastungen beim einseitigen Tragen einer Last von 20 kg neben dem Körper und auf einer Schulter. Dafür wurde eine 3D-Bewegungsanalyse unter Hinzunahme von Kraftmessplatten bei 20 gesunden ProbandInnen (9 ♀; 37 ± 12 Jahre; BMI: 24,8 ± 3,7 kg/m<sup>2</sup>) durchgeführt. Verglichen wurde das interne resultierende Hüftgelenkmoment  $M_{res}$  (Wurzel der Quadratsummen der Sagittal-, Frontal- und Transversalmomente) zwischen Trage- (ipsilateral) und nicht-Trageseite (kontralateral) über die Standphase (SPM1D).

**Ergebnisse:** Beim Tragen neben dem Körper wirkten am kontralateralen Hüftgelenk bei ca. 10 % - 75 % der Standphase signifikant größere  $M_{res}$  als ipsilateral ( $t = 4,686$ ;  $p < 0,001$ ; Abb. 1a). Die Asymmetrie bestand hauptsächlich in der Frontalebene (Abb. 2a).

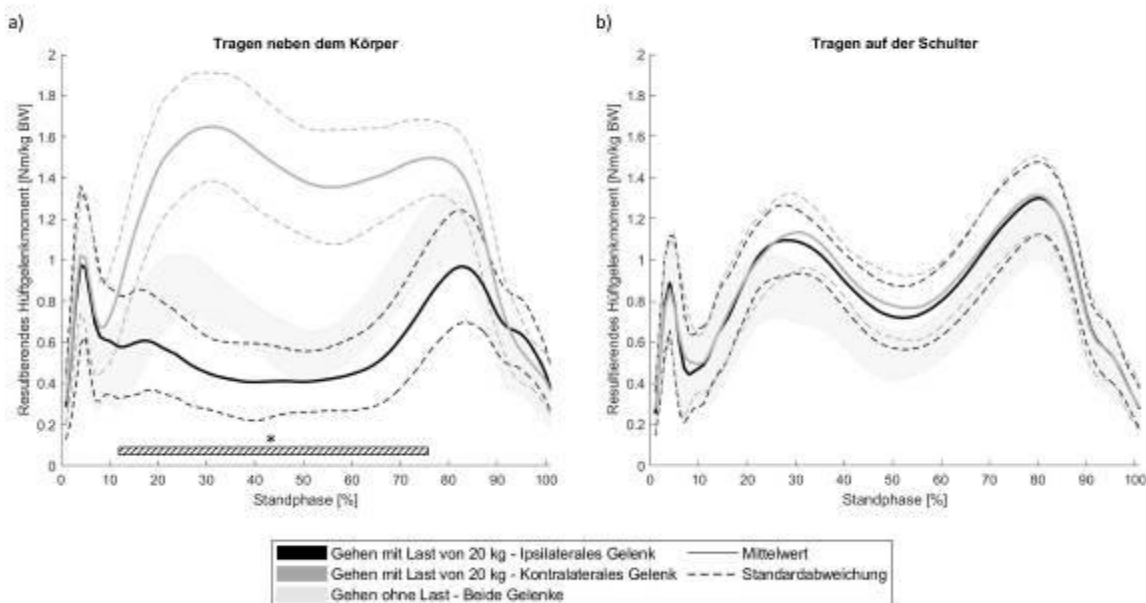
Beim Tragen auf einer Schulter existierten keine signifikanten Seitenunterschiede im  $M_{res}$  ( $t = 4,595$ ;  $p > 0,05$ ; Abb. 1b). In der Einzelbetrachtung der ProbandInnen waren jedoch Asymmetrien von > 10 % der mittleren  $M_{res}$  beider Seiten zu sehen, die sowohl in Richtung der ipsilateralen als auch der kontralateralen Seite auftraten (Abb. 2b).

**Schlussfolgerungen:** Die Asymmetrie des  $M_{res}$  zwischen ipsi- und kontralateraler Seite variiert zwischen den Tragetechniken. Für eine möglichst geringe Belastung beider Hüftgelenke ist das Tragen auf einer Schulter dem einseitigen Tragen neben dem Körper vorzuziehen. Letztendlich muss jedoch ebenfalls das individuelle Belastungsmuster berücksichtigt werden, um die Entwicklung einer uni- bzw. bilateralen Hüftgelenkarthrose durch Lastenhandhabung begründen zu können.

#### Abb. 1

##### Abb. 1:

Verlauf des resultierenden Hüftgelenkmoments der Trage- und nicht-Trageseite über die Standphase während des einseitigen Tragens neben dem Körper (a) und auf der Schulter (b). Als Referenz eine Standardabweichung der Momente beim Gehen ohne Last

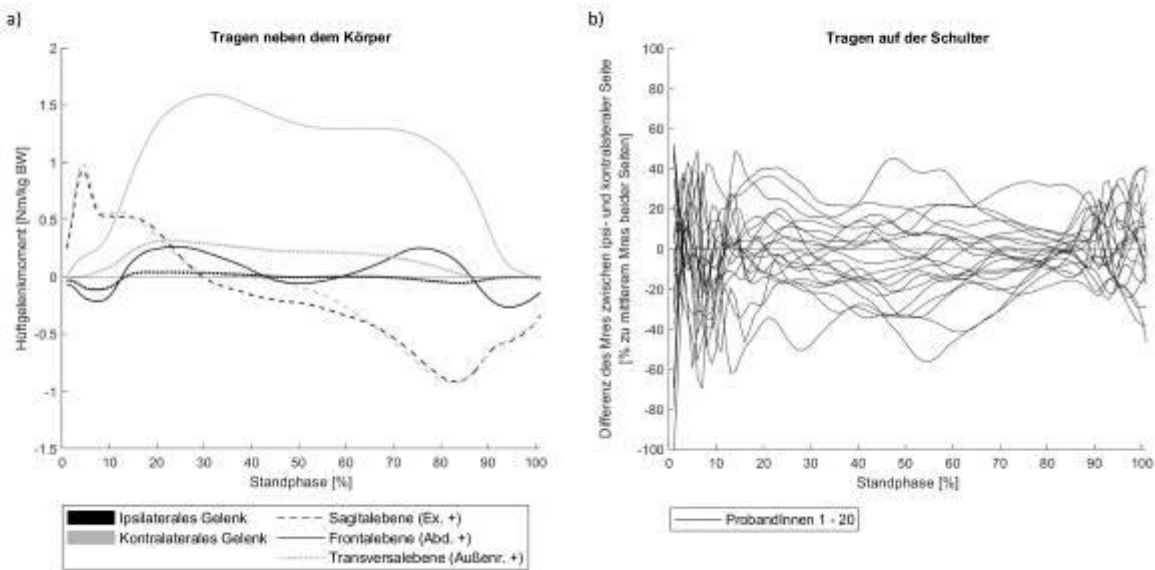


**Hinweis:** BW = Körpergewicht;  = Bereich der über SPM berechneten signifikanten Seitendifferenzen

**Abb. 2**

**Abb. 2:**

Verlauf der mittleren Hüftgelenkmomente der Sagittal- (Extensionsmoment +), Frontal- (Abduktionsmoment +) und Transversalebene (Außenrotationsmoment +) für die Trage- und nicht-Trageseite über die Standphase während des einseitigen Tragens neben dem Körper (a) und Verlauf der Differenzen der resultierenden Hüftgelenkmomente zwischen ipsi- und kontralateraler Seite (ipsilaterale Seite höheres  $M_{res}$  +) über die Standphase während des einseitigen Tragens auf der Schulter (b)



Hinweis: BW = Körpergewicht;  $M_{res}$  = resultierendes Hüftgelenkmoment



## OP006

### Do markerless and marker-based motion analyses provide identical joint kinematics?

C. Antognini<sup>1,2</sup>, A. Ortigas Vázquez<sup>3,4</sup>, C. Knowlton<sup>1</sup>, M. Utz<sup>3</sup>, A. Sauer<sup>3,4</sup>, M. Wimmer<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Rush University Medical Center, Orthopedic Surgery, Chicago, IL, Vereinigte Staaten

<sup>2</sup>University of Illinois at Chicago, Biomedical Engineering, Chicago, IL, Vereinigte Staaten

<sup>3</sup>Aesculap AG, Research and Development, Tuttlingen, Deutschland

<sup>4</sup>Ludwig-Maximilians-Universität (LMU), Orthopaedic and Trauma Surgery, Munich, Deutschland

**Introduction:** Markerless motion analysis is a promising alternative to traditional marker-based motion capture. Although generally comparable, differences between the kinematic signals captured by each system have been reported. The exact origin of these differences remains yet unclear.

**Goal:** In this study, we investigate the possible influence of local frame orientation on the kinematic interpretation of the results. In particular, we apply a REference FRame Alignment MEthod (REFRAME) to a set of tibiofemoral kinematics captured using a marker-based and a markerless system, to understand whether inconsistencies in the output waveforms can be associated with differences in local frame orientation.

**Materials and Methods:** Ten healthy subjects (5/5 M/F, age 27±8, 22.16) were recruited to perform five walking trials (right side only). Kinematic data was captured using an eight-camera (Miquis, Qualisys) markerless system (Theia3D), and a 24-camera (Oqus and Arqus, Qualisys) marker-based system, simultaneously. The marker-based system tracked reflective markers positioned according to Qualisys" sports full-body marker set. Both sets of processed data were exported for kinematic analysis in Visual3D (C-Motion).

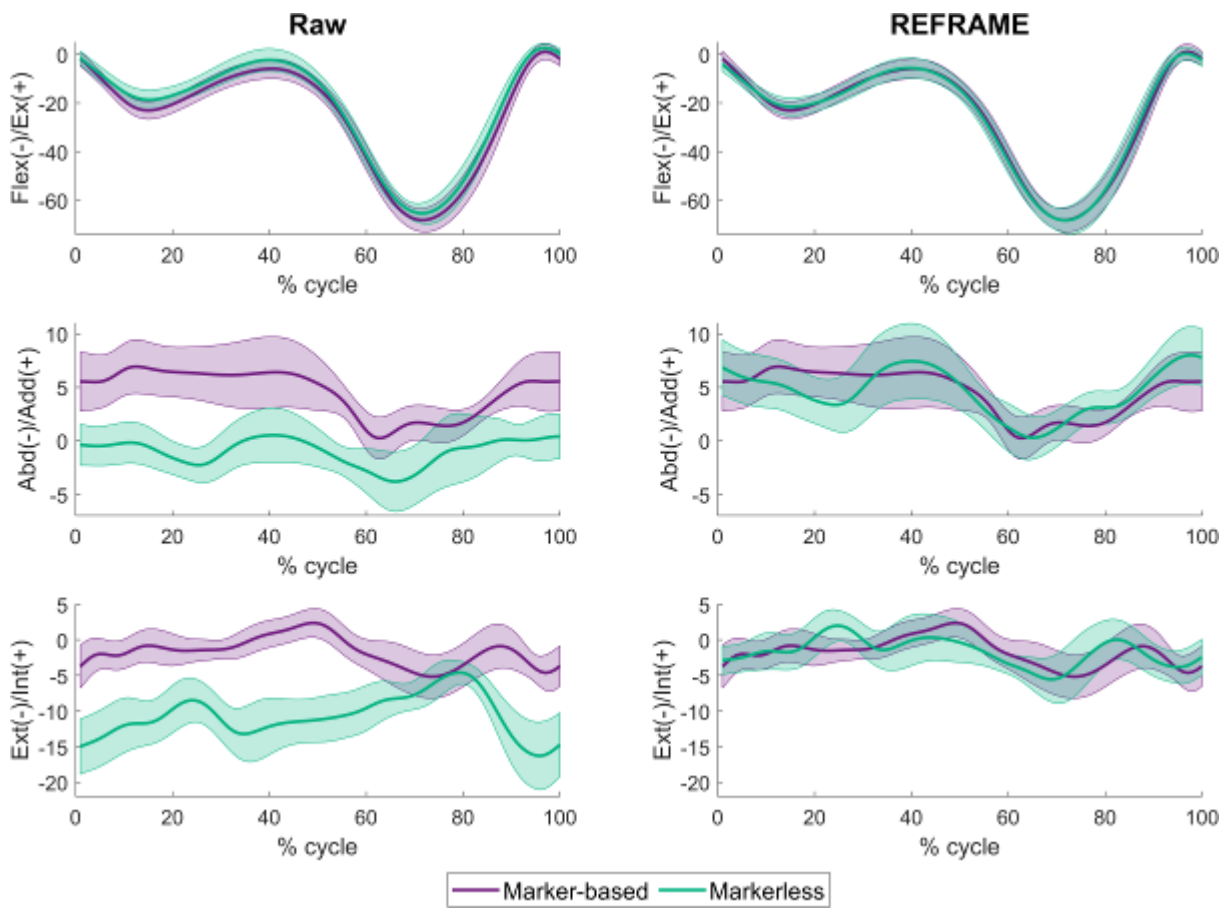
**Results:** Re-orientation of the tibia and femur coordinate systems (Table 1) decreased the RMSE in the sagittal plane, from 3.88° to 1.72°, in the frontal plane, from 6.12° to 1.76°, and in the transverse plane, from 10.19° to 2.53°. Visual agreement between waveforms clearly improved (Figure 1).

**Summary:** The considerable decrease in the kinematic differences between the markerless vs. marker-based systems is a strong indication that initial discrepancies in joint angles were related to inconsistencies in local reference frame orientation, rather than differences in estimated joint motion.

Abb. 1

	Femur	Tibia
Flexion Axis (+:extension)	0 ± 0°	-5.3 ± 2.8°
Anterior-posterior axis (+: adduction)	6.0 ± 2.5°	12.6 ± 2.5°
Proximo-distal axis (+: internal rotation)	-7.3 ± 4.7°	5.6 ± 3.6°

Abb. 2



## OP007

### Anatomical leg length discrepancy in children: can it be accurately determined using 3-D motion capturing?

H. Böhm<sup>1,2</sup>, S. Reinhold<sup>3</sup>, C. Dussa<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Orthopädische Kinderklinik, Behandlungszentrum Aschau, HAWK Göttingen, Ganglabor, Aschau im Chiemgau, Deutschland

<sup>2</sup>HAWK Göttingen, Fakultät Ingenieurwissenschaften und Gesundheit, Göttingen, Deutschland

<sup>3</sup>University of Applied Sciences Technikum Wien, Department of Biomedical, Health & Sports Engineering, Wien, Österreich

<sup>4</sup>Friedrich-Alexander-University of Erlangen-Nürnberg, Department of Orthopaedic Surgery, Erlangen, Deutschland

**Background:** Leg length discrepancy (LLD) is common in youth. Long leg X-rays is the gold standard technique of measuring LLD. It is highly accurate and reliable compared to clinical method [1], but expose the subject to radiation. Instrumented gait analysis (IGA) can not only be used to measure of the joint kinematics during gait but also may also be used to assess LLD during standing.

**Aim:** The purpose of this study was to compare different methods of determining the LLD in paediatric population. We hypothesize that IGA using joint centres is more accurate and precise than the tape measurement.

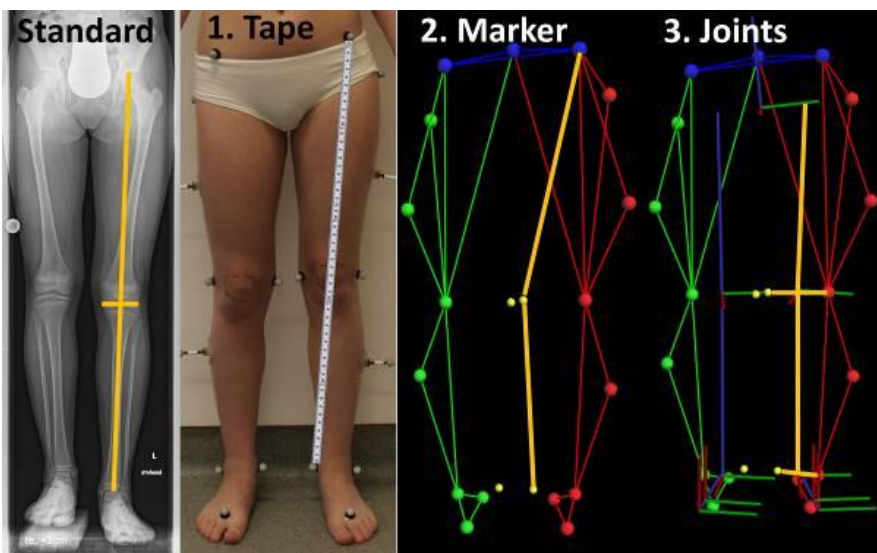
**Methods:** Thirty-one patients with mean age 12(SD=2) years were included. Their LLD varied between 0-36 mm. Three methods for determining LLD (Abb. 1) were compared to the gold standard of radiography using Bland-Altman analysis: 1. Tape measurement 2. IGA, summarizing the distance from the spina iliaca to the medial malleolus marker via the medial knee condyle 3. IGA, summarizing distances between ankle, knee, and hip joints centres, where the latter was calculated using 3 different regression equations.

**Results:** The IGA joints method performed better than the tape measurement or IGA markers method. The equations of Davis [2] calculating the hip joint centre had the highest accuracy with mean difference to radiography of 0.7 mm (SD=6.3). The simple Harrington method [3] resulted in a slightly reduced accuracy but higher precision of 0.9 mm (SD=6.2). The Harrington method with leg length as input was less accurate 1.0 mm (SD=6.7), but was still considerably better than the tape measurement 1.8 mm (SD=7.0) or IGA markers method 1.1 mm (SD=11.5).

**Conclusion:** Determining LLD with IGA using the distances between ankle, knee and hip joints centres is a feasible method that can be applied in clinical practice to calculate LLD.

1. Sabharwal & Kumar. Clin Orthop Relat Res. 2008; 466(12): 2910-22.
2. Harrington et al. J Biomech. 2007; 40(3): 595-602.
3. Davis et al. Hum. Mov. Sci. 1991; 10: 575-87.

Abb. 1



## OP008

### Muscle activation patterns during walking in patients 1 year after total knee arthroplasty or total hip arthroplasty compared to healthy controls

C. Nüesch<sup>1,2,3,4</sup>, D. Koch<sup>1,2,3</sup>, F. Schmitter<sup>2,5</sup>, M. Mauch<sup>2,3</sup>, K. Stoffel<sup>2</sup>, P. Ismailidis<sup>2</sup>, A. Mündermann<sup>1,2,3,4</sup>

<sup>1</sup>Universitätsspital Basel, Spinale Chirurgie, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Universitätsspital Basel, Orthopädie und Traumatologie, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>Universität Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>Universität Basel, Department Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>Albert-Ludwig-University Freiburg, Department of Sport and Sport Science, Freiburg i. Br., Deutschland

**Background:** While muscle activation during walking has been shown to improve after both total knee arthroplasty (TKA)<sup>1</sup> and total hip arthroplasty (THA)<sup>2</sup>, temporal muscle activation patterns have not been compared to healthy controls.

**Aim:** Investigating whether temporal muscle activation patterns and strength differ between patients after TKA or THA and healthy controls.

**Method:** We included 14 patients 1 year after TKA (age 72±11 years; body mass index 26.5±3.7 kg/m<sup>2</sup>), 15 patients 1 year after THA (anterior minimal invasive approach; 66±11 years; 27.3±2.6 kg/m<sup>2</sup>), and 17 healthy controls (64±8 years; 25.7±4.0 kg/m<sup>2</sup>). All participants underwent a gait analysis with simultaneous measurement of surface electromyography (EMG) of the vastus medialis, semitendinosus and gluteus medius. EMGs were normalized to maximal voluntary contractions during isokinetic knee flexion/extension (60°/s) or isometric hip abduction on a dynamometer. Differences between patients and controls in EMG envelope time series (% gait cycle (GC)) were analyzed using statistical parametric mapping with independent sample t tests (P<0.05).

**Results:** Patients after TKA had higher gluteus medius (4-11%GC, P=.042), semitendinosus (0-8%GC, P=.014; 97-100%GC, P=.044) and vastus medialis muscle activity (17-24%GC, P=.023; 27-32%GC, P=.029; Fig.1), and lower knee flexion and extension strength (P<.008; Fig.2) than controls. Muscle activation patterns and strength of patients after THA did not differ from healthy controls (Fig.1&2).

**Conclusion:** Muscle activation patterns of patients 1 year after THA have recovered to the level of healthy controls. Patients 1 year after TKA had higher muscle activity, especially in the loading response. Together with the lower knee muscle strength, this could be a compensatory mechanism to increase stability. Therefore, further strength training may be warranted especially in patients after TKA.

<sup>1</sup>Hubley-Kozey et al. Clin Biomech. 2010; <sup>2</sup>Agostini et al. J Arthroplasty. 2014

#### Abb. 1

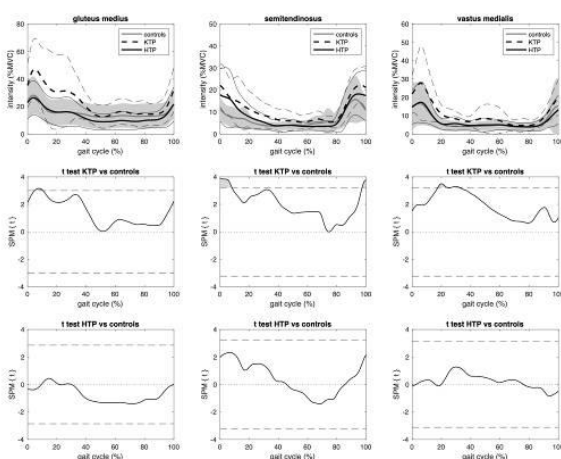


Fig. 1. Mean ( $\pm$  1 standard deviation) of muscle activation patterns. Bottom rows show results of independent sample t tests using statistical parametric mapping (grey areas = significant differences).

Abb. 2

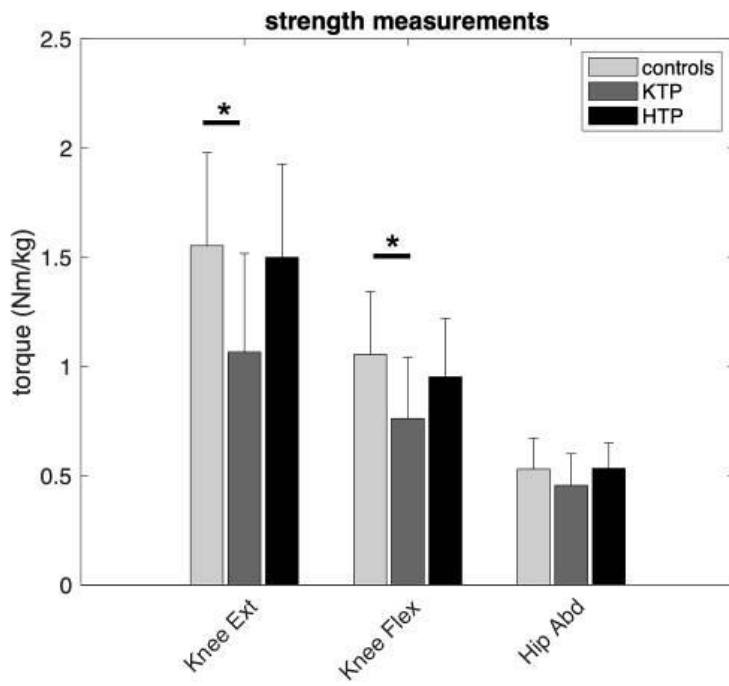


Fig.2: Mean ( $\pm$  1 standard deviation) of strength measurements.  
\* indicate significant differences from controls

# Frakturheilung

## OP009

### Welche Instabilität resultiert aus einem Kompressions- und Flexion-Kompressions-Trauma der unteren thorakalen Wirbelsäule? Eine multiparametrische In-vitro-Untersuchung

A. K. Greiner-Perth<sup>1</sup>, C. Liebsch<sup>1</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

**Einleitung:** Instabile traumatische Wirbelsäulenfrakturen müssen chirurgisch versorgt werden. Biomechanische Instabilitätskriterien, auf deren Grundlage Behandlungsstrategien entschieden werden, gibt es bisher jedoch nicht.

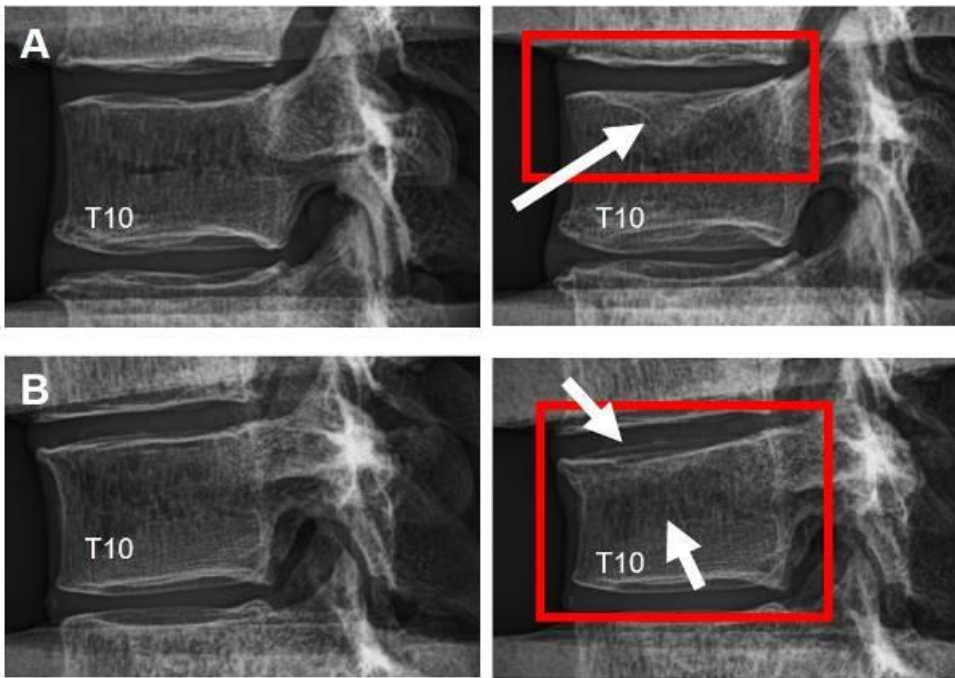
**Ziele:** In dieser In-vitro-Studie sollen die relevantesten Instabilitätsparameter der unteren Brustwirbelsäule (BWS) nach Kompressions- (KT) und Flexion-Kompressions-Trauma (FKT) bestimmt werden.

**Materialien & Methoden:** 12 humane thorakale Präparate (T9-T11; 4w/ 8m; 40-60 J.) inkl. Rippen-Wirbel-Gelenke wurden nach 400N axialer Vorlast in einer Materialprüfmaschine mit Kompression- (n=6) oder Flexion-Kompression (=10Nm Flexionsvorlast+KT, n=6) mit 300mm/s um 20% der T10-Wirbelkörperhöhe komprimiert. Frakturen wurden mit einem Lastabfall (>10%) und per Röntgenkontrolle identifiziert. Vor und nach Trauma wurde die Instabilität mit reinen Momenten (5Nm) in Flexion/Extension (FE), Seitneigung (SN) und axialer Rotation (AR) in einem Wirbelsäulenbelastungssimulator untersucht, um Bewegungsumfänge (ROM), Neutrale Zonen (NZ) und gekoppelte Bewegungen zu ermitteln. Zusätzlich wurden Translationen (100N Scherlast) und der Höhenverlust (400N Kompression) bestimmt. Die statistische Auswertung erfolgte mittels Friedman-Test in SPSS.

**Ergebnisse:** Alle Präparate hatten AOSpine-A1-Frakturen [1] (KT: mediale Endplattenfraktur (n=5), FKT: mediale Endplattenfraktur + ventrale Kompressionsfraktur (n=3)). Post-traumatisch wurden signifikante Zunahmen ( $p < 0,05$ ) für alle Parameter festgestellt, außer für die posteriore Schertranslation (KT) und gekoppelte Rotationen (KT/ FKT). Die höchsten Zunahmen zeigten der Höhenverlust (KT: +136%, FKT: +200%) und die NZ in FE (+177%, +188%) und SN (+174%, +126%). ROM und gekoppelte Translationen nahmen stärker zu als Schertranslationen. Zusammenfassung: Für leichte Traumata der unteren BWS stellen die NZ und der Höhenverlust die relevantesten Instabilitätsparameter dar. Literatur: [1] Schnake et al. (2017). J Orthop Trauma 31, S14-S23.

## Abb. 1





**Abb1.** Exemplarische laterale Röntgenaufnahmen zweier thorakaler Präparate unter 400 N axialer Last vor (links) und nach (rechts) der Trauma-Simulation: Reines Kompressions-Trauma führte zu medialer Endplattenfraktur (A), Flexion-Kompressions-Trauma erzeugte kombinierte Endplattenfraktur und ventrale Kompressionsverletzung.

## OP010

### Postoperative Vollbelastung dank Cerclage? Eine biomechanische Studie der Osteosynthese distaler Tibiafrakturen

*S. Sandriesser<sup>1,2</sup>, S. Förch<sup>3</sup>, E. Mayr<sup>3</sup>, P. Augat<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich

<sup>3</sup>Universitätsklinikum Augsburg, Augsburg, Deutschland

Frakturen der unteren Extremitäten erfordern meist eine postoperative Teilbelastung, welche vor allem von geriatrischen Patienten kaum eingehalten werden kann. Um die Frakturposition beizubehalten und um Scherbewegungen im Frakturspalt auf ein klinisch relevantes Maß zu reduzieren, muss die Frakturstabilität auch unter Belastung ausreichend hoch sein.

Ziel der Studie war es, die stabilisierende Wirkung einer Cerclage im Verbund mit einer Marknagel- oder Plattenosteosynthese bei Spiralfrakturen der distalen Tibia biomechanisch zu untersuchen.

In synthetischen Tibiae wurde eine distale Spiralfraktur (AO 42-A1.1c) erzeugt und vier Gruppen gebildet (je n=7): Verriegelungsplatte (LCP, DePuy Synthes), Verriegelungsplatte mit Cerclage, Marknagel (T2, Stryker), Marknagel mit Cerclage. Alle Proben wurden in einer servohydraulischen Prüfmaschine unter physiologisch relevanten Axial- und Torsionsbelastungen getestet, wobei Teil- und Vollbelastungen simuliert wurden. Axial- und Scherbewegungen im Frakturspalt, sowie Konstruktsteifigkeiten wurden mittels Mann-Whitney Tests und t-Tests statistisch verglichen.

Eine zusätzliche Cerclage erhöhte für die Verriegelungsplatte die Konstruktsteifigkeit ( $2882 \pm 739$  N/mm vs.  $983 \pm 355$  N/mm;  $p < 0,001$ ), jedoch nicht für die Marknagelung ( $3727 \pm 793$  N/mm vs.  $2858 \pm 958$  N/mm,  $p = 0,089$ ). Unter Teilbelastung führte die Marknagelung im Vergleich zur Platte zu geringeren axialen Bewegungen (0,02 mm vs. 0,3 mm,  $p < 0,001$ ) und geringeren Scherbewegungen (0,2 mm vs. 0,6 mm,  $p < 0,001$ ). Unter Vollbelastung erzielte eine zusätzliche Cerclage vergleichbare Scherbewegungen für den Marknagel (0,3 mm,  $p = 0,073$ ) und reduzierte Scherbewegungen für die Verriegelungsplatte (0,4 mm,  $p = 0,001$ ).

Aus biomechanischer Sicht kann durch eine Cerclage in Kombination mit einem Marknagel oder einer Plattenosteosynthese bei Patienten mit Spiralfrakturen der distalen Tibia eine postoperative Vollbelastung ermöglicht werden.

## OP011

### Knochenersatz und Kleber zugleich: in-vitro Analyse im porcinen Frakturmodell

*S. Hölscher-Doht<sup>1</sup>, L. Hüls<sup>1</sup>, P. Heilig<sup>1</sup>, R. H. Meffert<sup>1</sup>, U. Gbureck<sup>2</sup>, M. Jordan<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Institut für Funktionswerkstoffe der Medizin und Zahnheilkunde, Würzburg, Deutschland

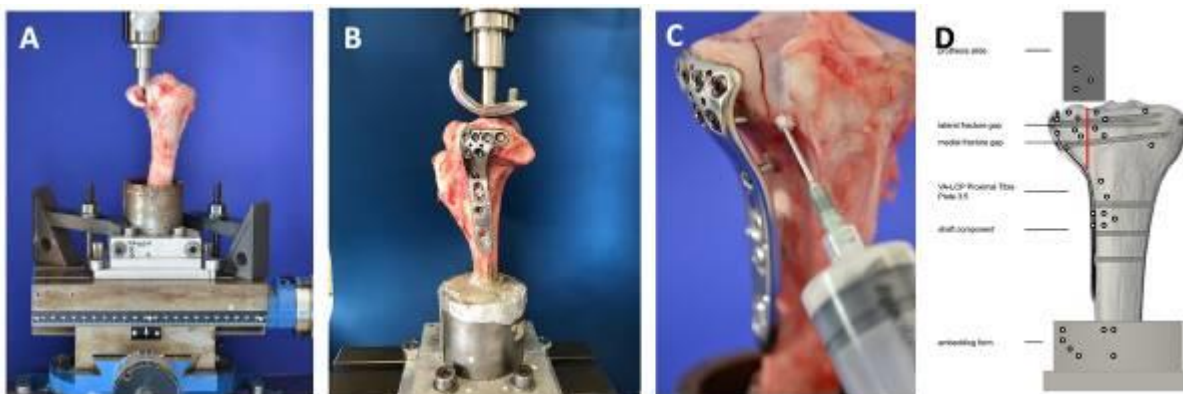
**Fragestellung:** Magnesiumphosphatzemente (MgP), die sowohl klebrige als auch bohrbare Eigenschaften aufweisen, könnten die intraoperative Rekonstruktion komplexer gelenknaher Frakturen aufgrund ihrer Eigenschaften als Knochenkleber und Ersatz zugleich revolutionieren: Mit diesen neuen mineralischen Zementklebern können Frakturen zunächst geklebt und der Defekt aufgefüllt werden, wobei aufgrund der Bohrbarkeit des Zementes anschließend die Verschraubung erfolgen kann. Diese in-vitro Studie analysierte die neue Operationstechnik biomechanisch.

**Methoden:** An 27 porcinen Tibiae wurde eine laterale Spalt-Impressionsfraktur generiert (Abb. 1A). In Gruppe A wurde die Fraktur in einer neuen Operationstechnik mit MgP-Zement ( $Mg_3(PO_4)_2 + MgO + 22,5\% \text{ wt. \%Phytinsäure}$ ) reponiert und anschließend mit einer Platte stabilisiert (Abb. 1B). In den beiden anderen Gruppen wurde zunächst, dem derzeitigen Op-Standard, eine Plattenosteosynthese durchgeführt. Dann erfolgte die Injektion eines Knochenersatzmaterials durch einen Spalt im Frakturbereich der Tibia (Abb. 1C): bei Gruppe B mit MgP-Zement, bei Gruppe C mit Hydroxylapatit-Zement ( $\alpha\text{-TCP} + Na_2HPO_4$ ). Das Displacement des lateralen Plateaus wurde während der dynamischen Testphase, die Steifigkeit [N/mm], Maximalkraft [N] und die normalisierte Maximalkraft [%] in statischen Tests ermittelt (Abb. 1D).

**Ergebnisse:** Die Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen für das Displacement, wobei Gruppe A die niedrigsten Werte aufwies. Die Maximalkraft war in der Gruppe C signifikant höher als in A ( $p < 0,01$ ) und B ( $p = 0,04$ ), doch die normalisierte Maximalkraft zeigte sich kein Unterschied zwischen den Gruppen.

**Schlussfolgerungen:** Bei verbesserter anatomischer Reposition und vollständigerer Auffüllung des Knochendefektes weist die neue Operationstechnik mit klebrigem Magnesiumphosphatzement eine gleichwertige biomechanische Stabilität im Vergleich zur bisherigen Op-Technik auf.

Abb. 1



## OP012

### Flüssiggummibeschichtete Knochen: Eine vielversprechende Innovation für präzise biomechanische Messungen

*M. Greinwald<sup>1</sup>, S. Stoiber<sup>1</sup>, P. Augat<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich

Biomechanische Langzeit- und Digital Image Correlation (DIC)-Versuche zur Erfassung der Oberflächendehnung von Knochen stehen vor der Herausforderung des Feuchtigkeitsverlust im Zeitverlauf. Durch die Verdunstung von Feuchtigkeit an der Knochenoberfläche verändern sich die Eigenschaften des Knochens. Befeuchtung als auch der Feuchtigkeitsaustritt beeinflussen die optischen Eigenschaften der Oberfläche und führen zu einer Verfälschung der Dehnungsmessungen durch Änderungen im aufgetragenen Specklemuster.

Inwiefern kann eine Flüssiggummibeschichtung die Austrocknung der Knochenoberfläche in Langzeitversuchen verhindern und dabei die mechanischen Eigenschaften des Knochens bewahren sowie zu präzisen Dehnungsmessungen in der DIC führen?

Porzine Femora (n=6) wurden mit Laborwaage sowie eines 4-Punkt-Biegeversuch analysiert. Vor und nach einer 21-stündigen Exposition bei Raumluft (22°, 55% rel. Feuchtigkeit) wurden gummibeschichtete (raidhp) und unbeschichtete Proben gewogen und der E-Modul erfasst. Zusätzlich wurden die Hauptformänderungen mittels DIC-Messung (Aramis 6M) bei 500, 1000, 1500 und 2000 µε verglichen.

Der prozentuale Gewichtsverlust, der unbeschichteten Proben, war mit  $7,9 \pm 0,4\%$  fast dreimal so groß wie bei gummibeschichteten Proben ( $p < 0,000$ ). Der E-Modul der unbeschichteten Proben erhöhte sich nach 21 h um im Schnitt 21% vom Ausgangswert ( $p = 0,0023$ ). Bei den gummibeschichteten Proben war der Unterschied kleiner als 5% ( $p = 0,74$ ). Die DIC-Messung ergab Unterschiede von  $3 \pm 8\%$  (2000 µε) bis  $7 \pm 28\%$  (500 µε) zwischen acryl- und gummibeschichteten Proben.

Eine auf Knochen aufgesprühte Flüssiggummibeschichtung erhält in Langzeitversuchen die mechanischen Eigenschaften und ermöglicht präzise und zeitstabile DIC-Messungen. Zudem wurde eine Reduzierung der Geruchsbelastung festgestellt. Die Anwendbarkeit in Langzeitversuchen am menschlichen Knochen erfordert weiterführende Untersuchungen.

**Abb. 1**



## OP013

### Experimental magnesium phosphate cement paste increases torque of trochanteric fixation nail advanced blades in human femoral heads

P. Heilig<sup>1</sup>, M. Heilig<sup>1</sup>, S. von Hertzberg-Boelch<sup>2</sup>, M. Jordan<sup>1</sup>, U. Gbureck<sup>3</sup>, R. H. Meffert<sup>1</sup>, S. Hölscher-Doht<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>König-Ludwig-Haus, Orthopädische Klinik, Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>Lehrstuhl für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde, Bioactive Inorganic Scaffolds, Würzburg, Deutschland

**Background:** The use of polymethylmethacrylate cement for in-situ implant augmentation has considerable disadvantages: it is potentially cytotoxic, exothermic and non-degradable. Therefore, the primary aim of this study was to develop a magnesium phosphate cement which meets the requirements for in-situ implant augmentation as an alternative. Secondly, this experimental cement was compared to commercial bone cements in a biomechanical test set-up using augmented femoral head blades.

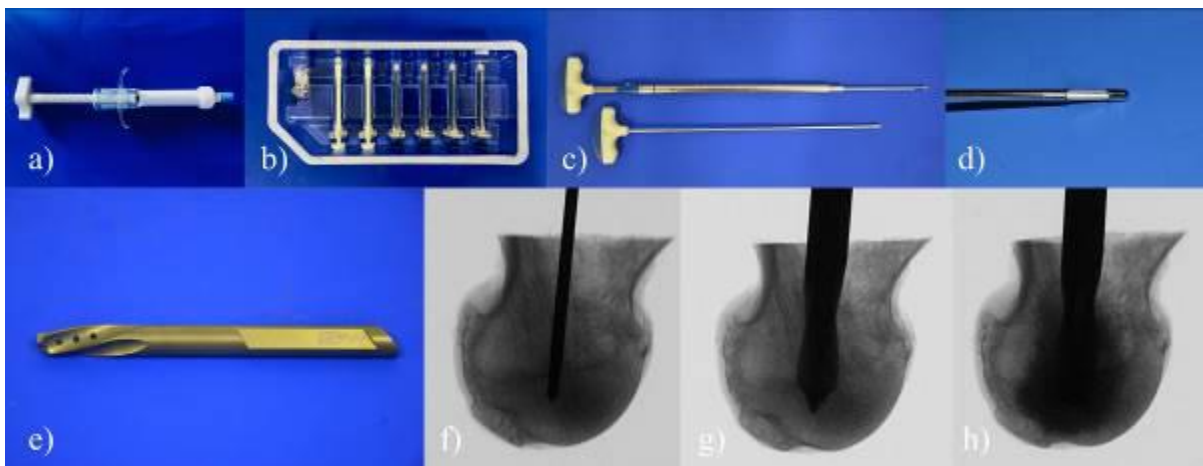
**Methods:** A total of 40 human femoral heads were obtained from patients who underwent total hip arthroplasty. After bone mineral density was quantified, specimens were assigned to four treatment groups. A blade of the Trochanteric Fixation Nail Advanced was inserted into each specimen and augmented with either Traumacem V+, Paste-CPC, the experimental magnesium phosphate cement or no cement. A rotational load-to-failure-test (0° to 90°) was performed.

**Findings:** A conventional two-component magnesium phosphate cement failed in-situ implant augmentation consistently due to filter pressing. Only a glycerol-based magnesium phosphate paste was suitable for the augmentation of femoral head blades. While the blades augmented with Traumacem V+ yielded the highest maximum torque overall (22.1 Nm), the blades augmented with Paste-CPC and the magnesium phosphate paste also showed higher maximum torque values (15.8 and 12.8 Nm) than the control group (10.8 Nm).

**Interpretation:** This study shows for the first time the development of a degradable magnesium phosphate cement paste which fulfills the requirements for in-situ implant augmentation. Simultaneously, a 48% increase in stability is demonstrated for a scenario where implant anchorage is difficult in osteoporotic bone.

Fig. 1: Overview of specimen preparation steps: A guide wire and then the cannulated TFNA blade were inserted centrally in the femoral head. This was followed by augmentation of the blade with one of the three bone cements.

Abb. 1



## OP014

### PuReBone: Adäquate Abbildung der menschlichen Populationsvariabilität in biomechanischen Tests von Osteosynthesen

M. Hollensteiner<sup>1</sup>, S. Sandriesser<sup>1</sup>, P. Augat<sup>1</sup>

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

Epoxid-Knochen, welche als Goldstandard für die mechanische Prüfung von Osteosynthesen gelten, bilden unrealistisch steife Osteosynthese-Konstrukte [1]. Zudem stammen deren Geometrien ausschließlich von männlichen, kaukasischen Spendern [2] und decken die menschliche Populationsvariabilität nicht ab. Um für die biomechanische Prüfung von Osteosynthesen die anatomischen und mechanischen Eigenschaften von bisher nicht berücksichtigten Populationen besser abbilden zu können, wurden Polyurethan (PU) basierte Knochenmodelle (PuReBone) entwickelt. Ziel dieser Studie war deren mechanische Validierung im Vergleich zu osteoporotischen humanen Spenderknochen.

Femora wurden aus validierter PU-basierter Spongiosa [3] und Kortikalis [4] gefertigt. Die Anatomie wurde aus 94 CT-Datensätzen einer Population (weiblich, kaukasisch, 70 bis 85 Jahre, osteoporotisch) aus der SOMA Datenbank generiert [5]. Die PuReBone-Femora (n=5) wurden gegen osteoporotische menschliche Spenderknochen ([6], n=5,  $84 \pm 9$  Jahre) in Vier-Punkt-Biegung (anterior-posterior (AP), medial-lateral (ML)) und in axialer Belastung getestet (Abb.1). Die Steifigkeiten wurden in einer Varianzanalyse, gefolgt von einem Tukey-Post-Hoc-Test verglichen.

Sowohl in axialer Kompression ( $p=0.10$ ) als auch in der Vierpunkt-Biegung (AP:  $p=0.90$ , ML:  $p=0.89$ ) fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen humanen und PuReBone Femora.

Zusammenfassend entspricht das mechanische Verhalten der PuReBone-Femora jenem von menschlichen, osteoporotischen Knochen. Die Populationsvariabilität kann durch gezielte Auswahl der entsprechenden Geometrien realistisch berücksichtigt werden.

#### Referenzen:

- [1] PMID:25468304
- [2] PMID:37536838
- [3] PMID:35247861
- [4] PMID:33621867
- [5] PMID:29791698
- [6] PMID:32891014

#### Abb. 1

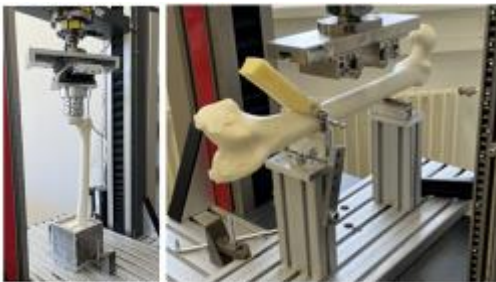


Abbildung 1: Prüfaufbau der axialen Kompression (links) sowie der Vierpunkt-Biegung (rechts)

#### Abb. 2

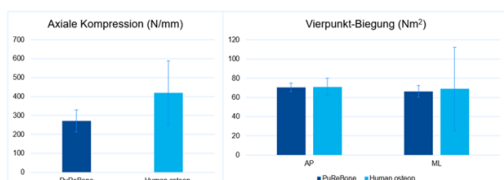


Abbildung 2: Ergebnisse der axialen Kompression (links) und der Vierpunkt-Biegung (rechts) der künstlichen (PuReBone) und der humanen, osteoporotischen Femora



## OP015

### Validation of a physiological relevant biomechanical test setup for the investigation of complex pelvic ring fractures

*D. Baumeister<sup>1,2</sup>, J. Mock<sup>1,3</sup>, N. Nguyen<sup>1,4</sup>, M. Bony<sup>1,5</sup>, M. Greinwald<sup>1</sup>, M. Winkler<sup>1</sup>, P. Augat<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich

<sup>3</sup>Hochschule für angewandte Wissenschaften, Kempten, Deutschland

<sup>4</sup>Technische Universität München, Munich, Deutschland

<sup>5</sup>Polytech Engineering School, Marseille, Frankreich

**Objective:** Fractures of the human pelvis can lead to disruption of the ring-shaped structure, resulting in mechanical destabilization, for which a variety of osteosynthetic treatment methods are available. The aim of this project is to design a test setup to determine the stability of different fixation methods for complex pelvic ring fractures under loading conditions that simulate human gait.

**Methods:** In the test setup, the load of the upper body and muscle forces are applied to a pelvis to be tested, alternately loading one side or the other depending on the gait phase. Since not all external forces acting on the pelvis can be recorded simultaneously during the cyclic test, the pelvis is only loaded on one side for validation. The measurement data recorded in this way are compared with the results of an Anybody-simulation of a 66 kg subject at the time of heel strike during walking (Soliman et al., 2023).

**Results:** The functionality of the test setup is shown in Fig. 1. The forces on the lumbosacral and hip joints are within a range of 20% of the forces determined in the simulation of Soliman et al. The forces on the muscle pulls are within a range of 30%, compared to the summarized muscle forces of the Anybody-simulation.

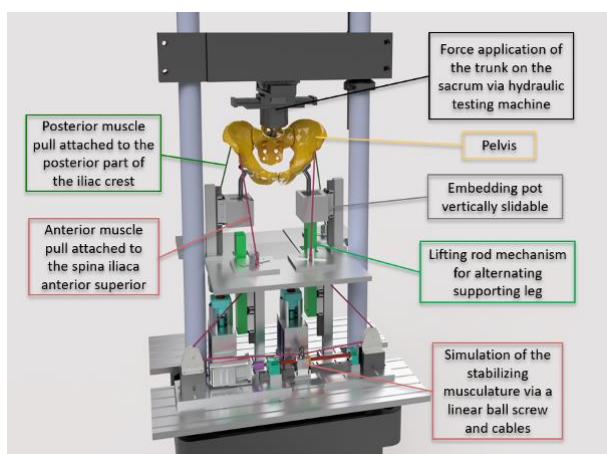
**Conclusion:** Up to now, biomechanical experiments on the pelvis have mainly been performed using single- or double-leg stance models. Because these do not fully account for the complex loading situation during gait, the new test setup was developed. Although simplifications were made, especially for the muscle forces, the load distribution agrees well with a multi-body simulation. The new test setup can be used to evaluate the fatigue strength of osteosynthesis used for complex pelvic ring fractures.

**Literature:** Soliman, Ahmed, et al. "Developing a Biomechanical Testing Setup of the Pelvis—Part I: Computational Design of Experiments." *Journal of Biomechanical Engineering* 145.10 (2023)

Fig. 1

Rendering of the CAD-model of the test setup

Abb. 1



## OP016

### Effects of brace wearing and rehabilitation on foot muscle thickness and cross-sectional area after ankle inversion trauma R.

*Dubbeldam*<sup>1</sup>, *A. Miltrey*<sup>2</sup>, *S. Ochman*<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Sport Insitut, Universität Münster, Bewegungswissenschaften, Münster, Deutschland

<sup>2</sup>Universitäts Klinikum Münster, Klinik für Unfallchirurgie, Münster, Deutschland

Patients suffering from chronic ankle instability (CAI) have lower intrinsic foot muscle volume than healthy controls<sup>1</sup>. While rehabilitation improves balance and extrinsic foot muscle strength in CAI<sup>2</sup>, it is unclear if the intrinsic foot muscle strength also increases. Also, little is known about the effect of brace wearing on these muscles after acute ankle inversion trauma. This study aims to analyse the effects of brace wearing and rehabilitation on intrinsic and extrinsic foot muscle thickness and cross-sectional area (CSA) of patients suffering from acute and chronic ankle instability.

Nineteen patients (25±5 years) participated in a rehabilitation programme. Acute patients received an ultrasound assessment within one week of their injury. This was followed by a brace-wearing period of 6 weeks, whereafter rehabilitation started. Ultrasound assessments were performed at the beginning and after 12 weeks of rehabilitation. The muscle thickness and CSA were assessed for Tibialis anterior (TA), Peroneus longus, Flexor digitorum longus, Abductor hallucis, Flexor hallucis brevis (FHB), and Flexor digitorum brevis (FDB). The muscles were analysed individually and as group of in- or extrinsic muscles. A paired t-test was performed to analyse the effects of the brace wearing and 12-week rehabilitation.

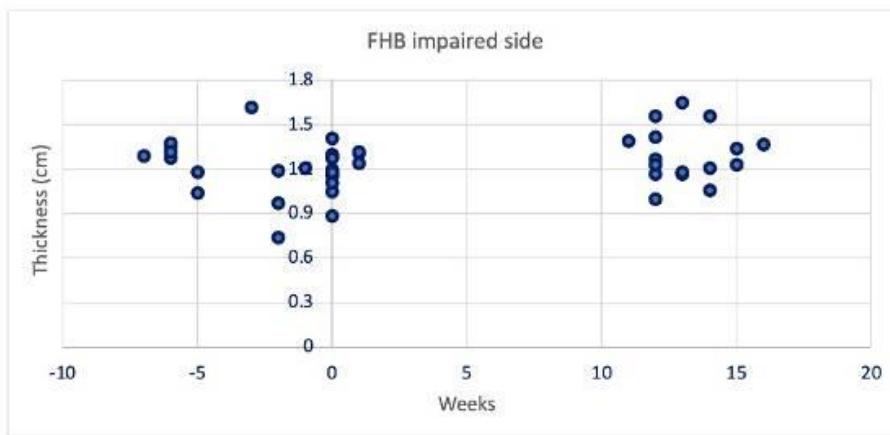
The brace wearing caused a significant reduction in muscle thickness of the FDB from 0.76 (0.12) to 0.71 (0.12) cm and of the FHB from 1.31 (0.17) to 1.20 (0.14) cm (Fig. 1). TA thickness increased from 0.56 (0.07) cm to 0.64 (0.06) cm. During the 12-week rehabilitation, a significant increase of the intrinsic foot muscles was observed (Table 1).

Brace wearing in the acute phase is associated with up to 12% loss of intrinsic foot muscles and suggests the need to activate these muscles during this phase. With targeted rehabilitation, the intrinsic foot muscles recover.

#### References:

1. Feger M, *Orth J Spo Med* **4(6)**: 1-8, 2016
2. Hou Z, *J Foot Ankle Res* **15(1)**: 9, 2022

#### Abb. 1



**Figure 1** Decrease in FHB thickness during bracing phase (acute patients), followed by an increase in FHB thickness during rehabilitation phase (week 0 to week 12, all participants).

#### Abb. 2

**Table 1:** Average (SD) thickness (cm) and CSA (cm<sup>2</sup>) of the foot muscles for week 0 (start rehabilitation) and week 12.

Muscle	Week 0	Week 12	P
Sum intrinsic (cm)	2.92 (0.38)	3.18 (0.48)	0.02
Sum intrinsic (cm <sup>2</sup> )	3.70 (0.65)	4.03 (0.91)	0.04
FDB (cm)	0.77 (0.15)	0.8 (0.18)	0.05
FHB (cm)	1.16 (0.17)	1.30 (0.17)	0.02
AbdH (cm <sup>2</sup> )	1.96 (0.49)	2.11 (0.62)	0.02
PL (cm)	1.42 (0.31)	1.58 (0.26)	0.01

# Bewegungsapparat – Gelenke

## OP017

### Knee kinematics of the lateral extra-articular tenodesis using an anterior shifted insertion point in order to avoid femoral tunnel interference

*M. Sigloch<sup>1</sup>, C. Copolla<sup>1</sup>, R. Hörmann<sup>2</sup>, P. Alt<sup>1</sup>, W. Schmölz<sup>1</sup>, R. Mayr<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Orthopädie und Traumatologie, Innsbruck, Österreich

<sup>2</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Radiologie, Innsbruck, Österreich

**Purpose:** Potential tunnel interference between anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) and modified Lemaire lateral extra-articular tenodesis (LET) in combined ACLR+LET knee joint treatment can be avoided when placing the LET insertion point anterior to the lateral epicondyle. The aim of the study was to investigate tibiofemoral knee kinematics of this alternative, anterior LET insertion point and compare them to the originally described insertion point.

**Methods:** Six fresh-frozen human knee joints were tested on a test bench in the following states: 1) native, 2) anterolateral insufficient, 3) original Lemaire (oLET; insertion point: 4 mm posterior and 8 mm proximal to the epicondyle), 4) anterior Lemaire (aLET; insertion point: 5 mm anterior and 5 mm proximal to the epicondyle). Internal tibial rotation and anterior translation were statically investigated under an internal tibial torque in 0°, 30°, 60° and 90° of flexion and during a simulated Lachman test respectively. Additionally, the range of internal tibial rotation and anterior translation were dynamically investigated by a simulated pivot-shift test. Tibiofemoral kinematics were measured using an optical 3D motion analysis system.

**Results:** The aLET showed an internal tibial rotation comparable to the native state for all tested flexion angles except 90° (0°: P = 0.154; 30°: P = 0.154; 60°: P = 0.176; 90°: P < 0.001). The oLET showed an internal tibial rotation below the values of the native state for all tested flexion angles (0°: P < 0.001; 30°: P = 0.002; 60°: P = 0.009; 90°: P < 0.001). No differences in anterior translation and internal tibial rotation were found between the oLET and aLET during simulated Lachman and pivot-shift test, approximating the native state.

**Conclusions:** The aLET restored internal tibial rotation after anterolateral insufficiency to the native state while decreasing the risk of an unphysiologically reduced internal tibial rotation compared to the oLET.

## OP018

### **Biomechanische Prüfung der Rekonstruktion von lateralen und medialen Bändern am Sprunggelenk: Einfluss verschiedener Rekonstruktionstechniken auf Stabilität und Mobilität**

*D. Nebel<sup>1</sup>, L. M. Keßling<sup>2</sup>, A. Altemeier<sup>3</sup>, S. Ettinger<sup>3</sup>, K. Daniilidis<sup>4</sup>, C. Plaaß<sup>2</sup>, C. Stukenborg-Colsman<sup>2</sup>, L. Claaßen<sup>5</sup>*

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Orthopädische Klinik - DIAKOVERE Annastift, Hannover, Deutschland

<sup>2</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik – DIAKOVERE Annastift, Hannover, Deutschland

<sup>3</sup>Pius-Hospital Oldenburg, Universitätsklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Oldenburg, Deutschland

<sup>4</sup>OTC Orthopädie Traumatologie Centrum Regensburg GmbH, Regensburg, Deutschland

<sup>5</sup>Orthoprofis Hannover, Hannover, Deutschland

**Einleitung:** Die optimale Operationstechnik bei chronischer Knöchelinstabilität sowie der Einfluss der medialen Stabilisierung bleibt umstritten.

**Ziele:** Die Wirkung einer zusätzlichen Stabilisierung des medialen Kollateralbandes (MCL) bei Knöchelinstabilität sowie der Vergleich von offenen und arthroskopischen OP-Techniken für die Reparatur des lateralen Seitenbandes.

**Material/Methode:** Testung von 8 Zuständen in Gruppe "open repair": Nativ, MCL cut, MCL repair, anterior talofibular ligament (ATFL) cut, calcaneofibular ligament (CFL) cut, MCL cut + ATFL repair, MCL cut + AFTL and CFL repair, MCL, ATFL, and CFL repair und 3 Zuständen in arthroskopischer Gruppe: Nativ, ATFL cut, ATFL repair. Unter Verwendung eines Robotersystems wurde ein multidirektionaler Belastungstest mit fünf Bewegungen - anteriore Translation (AT), Inversion (IV), Eversion (EV), Innenrotation (IR) und Außenrotation (ER) - in jedem Zustand in vier verschiedenen Sprunggelenkpositionen durchgeführt: Neutralposition (NP), 15° Dorsalflexion (15DF), 15° und 30° Plantarflexion (15PF, 30PF).

**Ergebnisse:** Signifikante Reduktion der ER- und EV-Laxität, wenn das MCL zusätzlich repariert wurde im Vergleich zur isolierten Refixation des ATFL und CFL in allen getesteten PF/DF-Positionen ( $p < .05$ ). Die anteriore und IR-Laxität war nach der Refixation des MCL in NP sowie in 15° und 30° PF signifikant reduziert. Die Ergebnisse des offenen Verfahrens zeigten keine signifikanten Unterschiede in der AT-, IV- und IR-Laxität in den verschiedenen Sprunggelenkpositionen gegenüber den Ergebnissen des arthroskopischen Verfahrens ( $p > .05$ ).

**Zusammenfassung:** Eine zusätzliche mediale Stabilisierung führte zu einer zusätzlichen Stabilisierung des Sprunggelenks, was die Bedeutung der prä- und intraoperativen Beurteilung der medialen Knöchelbänder bei der Behandlung der Knöchelinstabilität unterstreicht. Die Stabilisierung des Sprunggelenks war bei der offenen und der arthroskopischen Technik der lateralen Bandreparatur vergleichbar.

## OP019

### Einfluss der spinopelvinen Kinematik auf die Hüftgelenkbelastung in vivo

T. L. Schmidt-Bleek<sup>1</sup>, A. Bender<sup>1</sup>, J. Dymke<sup>1</sup>, P. Damm<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Julius Wolff Institut, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Gelenkbelastung, Berlin, Deutschland

Die spinopelvine Kinematik, die davon abhängige Implantatorientierung und ihre Änderung im postoperativen (pOP) Verlauf ist ein unmittelbarer Risikofaktor für den langfristigen Erfolg des Hüftgelenkersatzes. So konnte gezeigt werden, dass eine altersbedingte Abnahme der spinopelvinen Mobilität das Risiko für Luxationen, trotz ursprünglich optimaler Implantatorientierung, erhöht (Haffer et al. 2023). Unklar ist bisher wie diese Änderungen die Gelenkbelastungen in vivo beeinflussen. Ziel dieser retrospektiven Analyse war es, die pOP Änderung der Kinematik von Becken und Hüfte und deren Einfluss auf die in vivo Hüftgelenkbelastung zu untersuchen. Eine Gruppe von 10 Patienten mit instrumentierten Gelenkersatz im Zeitraum bis zu 100 Monate pOP examiniert. Hierfür wurden Bewegungsanalysen mit synchroner Messung der Hüftbelastung<sup>2</sup> in vivo zu drei unterschiedlichen Zeitpunkten pOP durchgeführt.

Erste Analysen zeigten, dass die Gelenkbelastung im pOP Verlauf im Mittel über 9 Patienten um 11% ansteigt (Abb. 1). Ein Proband (H7R) zeigte deutliche abweichende Änderungen des Gangbildes aufgrund einer Spondylolisthese (L5/S1). Bei diesem wurde eine signifikante Zunahme der Gelenkbelastung um 30% (Abb. 2A), eine signifikante Änderung der Beckenkippung nach posterior von 15° (Abb. 2B) und eine signifikante Erhöhung der Hüftextension von 8° beobachtet (Abb. 2C). Die posteriore Zunahme der Beckenkippung zeigte einen Trend die Gelenkbelastung zu erhöhen ( $R^2=0,227^{**}$ ). Es konnte auch gezeigt werden, dass eine Erhöhung des Extensionswinkels mit einer signifikanten Zunahme der in vivo Belastung einhergeht ( $R^2=0,411^{**}$ ).

Diese ersten Analysen zeigen, dass es trotz optimal implantierter Prothesen im pOP Verlauf, durch eine Veränderung der spinopelvinen Mobilität, zu signifikanten Belastungszunahmen kommen kann.

Abb. 1 Änderungen der resultierenden Gelenkkontaktkraft der 9 Patienten

Abb. 2 Änderung H7R der Gelenkkontaktkraft (2a), Beckenkippung (2b), Flexion/Extension der Hüfte (2c)

Abb. 1

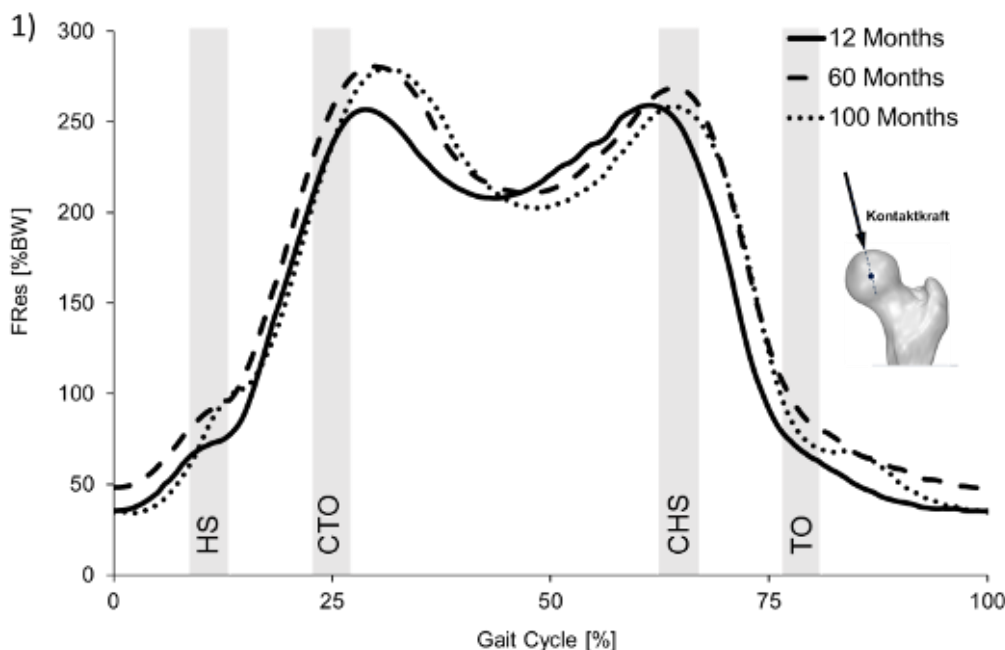
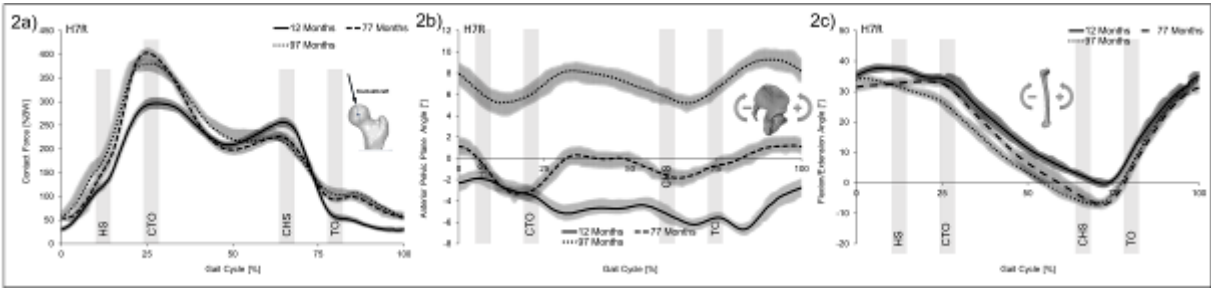


Abb. 2





## OP020

### Towards a better understanding of the hip joint translation in subjects with femoroacetabular impingement

*D. Bachmann*<sup>1</sup>, *L. Berringer*<sup>2</sup>, *K. aus der Fünten*<sup>2</sup>, *G. Schneider*<sup>3</sup>, *O. Steimer*<sup>4</sup>, *D. Hell*<sup>3</sup>, *W. Potthast*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>German Sport University Cologne, Institute of Biomechanics and Orthopaedics, Cologne, Deutschland

<sup>2</sup>Saarland University Medical Centre, Institute of Sport and Preventive Medicine, Saarbrücken, Deutschland

<sup>3</sup>Saarland University Medical Centre, Clinic for Diagnostic and Interventional Radiology, Saarbrücken, Deutschland

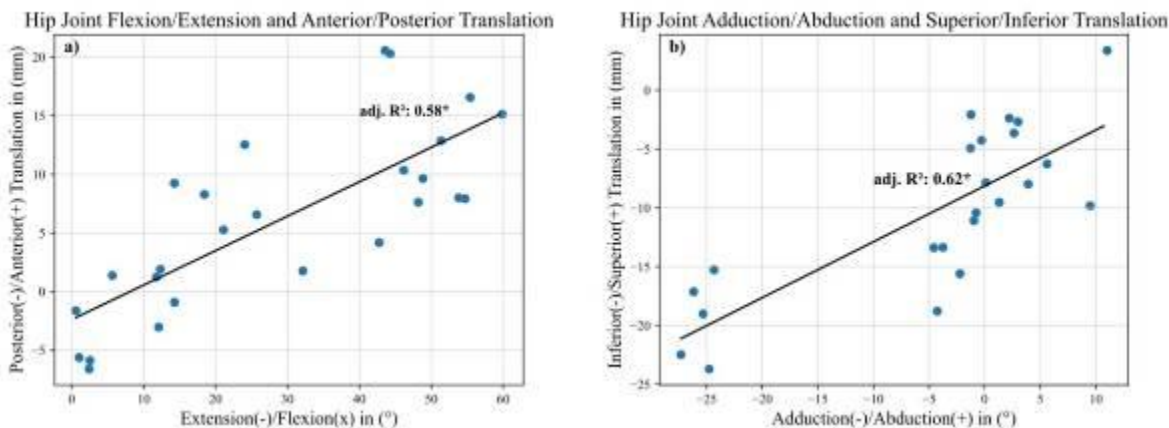
<sup>4</sup>Orthopedic and Anesthesia Group Practice, Saarbrücken, Deutschland

In most biomechanical studies, the hip joint (HJ) is described as a 3 DoF joint with no translation (trans), resembling a perfect ball-socket joint. However, studies report HJ trans (HJT) up to 4.1 mm<sup>1</sup>. Despite this, a comprehensive analysis of HJT and its impact on premature joint contact is lacking. Therefore, this study employs a multivariate regression (MR) approach to define HJT based on HJ orientation. Two male subjects (age=28, height = 1.90m) underwent MRI to capture seven hip orientations on each side. Mesh-to-point registration was used to align reference segmentation with MRIs. The femoral head center (FHC) was determined using a best spherical fit. To define HJT, a local coordinate system (LCS) was established:  $M_P = [R_P, P_{AC}]$  ( $R_P$ = rotation matrix pelvis,  $P_{AC}$ = center of acetabulum) and the FHC was transformed into this LCS:  $P' = R_P (P_{FC} - P_{AC})$  ( $P_{FC}$ = FHC). LCS for the femur was defined and rotated into the pelvis to define Euler angles. Three MR analyses treated rotations as ind. variables and trans as dep. variables. MR analysis revealed significant relationships between Flex/Ext and Ant/Post trans (adj.  $R^2=0.583$ ,  $p<0.001$ , coef.=0.03) and Add/Abd and Sup/Inf trans (adj.  $R^2=0.62$ ,  $p<0.001$ , coef.=0.047) (see Fig. 1). The results suggest coupling mechanisms between Flex/Ext and Ant/Post trans as well as Abd/Add and Sup/Inf trans. Clinical relevance lies in their impact on premature contact during flexion or abduction in individuals with femoroacetabular impingement (FAI). Implementing these insights into modulations is crucial for clinical considerations, given the influence of trans on premature joint contact in specific movement scenarios with FAI.

Figure 1 Regression results: a) Flex/Ext and Ant/Post trans (adj.  $R^2=0.58$ ,  $p<0.001$ , coef.=0.03) b) Add/Abd and Inf/Sup trans (adj.  $R^2=0.62$ ,  $p<0.001$ , coef.=0.047)

<sup>1</sup>Kapron, A. L. et al. (2015). In-vivo hip arthrokinematics during supine clinical exams: Application to the study of FAI. *Journal of Biomechanics*

#### Abb. 1



## OP021

### Correlations between load-induced changes in shoulder kinematics and muscle activity in shoulders with and without rotator cuff tears

E. Croci<sup>1,2</sup>, J. Genter<sup>1,2,3</sup>, C. Nüesch<sup>1,2,4,5</sup>, D. Baumgartner<sup>3</sup>, A. Mündermann<sup>1,2,4,5</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>University of Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>Zurich University of Applied Sciences, Institute of Mechanical Systems, Winterthur, Schweiz

<sup>4</sup>University of Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

**Question:** Shoulders with rotator cuff (RC) tears undergo greater upward scapula rotation<sup>1</sup>, have greater shoulder muscle activity<sup>2</sup> during 30° scaption than healthy shoulders, and such trends increase with loading but their relationship is unknown in healthy and pathological shoulders. This study aimed to examine the relationship between increases in shoulder kinematics and muscle activity with loading in shoulders with and without RC tears.

**Methods:** Fluoroscopy and electromyography (EMG) of 130 shoulders (43 healthy, 24 RC tendinopathy, 38 asymptomatic and 25 symptomatic RC tears) were acquired during 30° scaption with handheld weights (0, 2 and 4 kg). Shoulder kinematics (upward scapula rotation and superior glenohumeral (GH) translation) were measured during scaption.<sup>3</sup> EMG of multiple shoulder muscles was normalised to the maximum voluntary isometric contraction and log transformed. A linear mixed model (kinematics, shoulder type) with random intercept and slope (IDs) was fitted to predict EMG. Slopes were examined for the shoulder types.

**Results:** Overall, significant slopes were found for almost all muscles with scapula rotation as a predictor in RC tears and healthy shoulders, with slopes higher in healthy shoulders and lower in symptomatic RC tears (Table 1, Fig 1). GH translation had only a few significant effects in pathological shoulders (Table 1).

**Conclusions:** In shoulders with healthy or torn RC, scapula rotation correlated not only with the activity of the upper trapezius but also of the other muscles, indicating that all contribute to shoulder motion. The little correlation with GH translation suggests that the shoulder remained stable. The higher levels of EMG and scapula rotation in shoulders with RC tears than healthy shoulders may contribute to secondary damage over time. Early detection of these increased parameters may be of clinical interest.

<sup>1</sup>Croci et al. Swiss Med Wkly 2023

<sup>2</sup>Croci et al. J Orthop Traumatol 2023

<sup>3</sup>Croci et al. Eur Radiol 2023

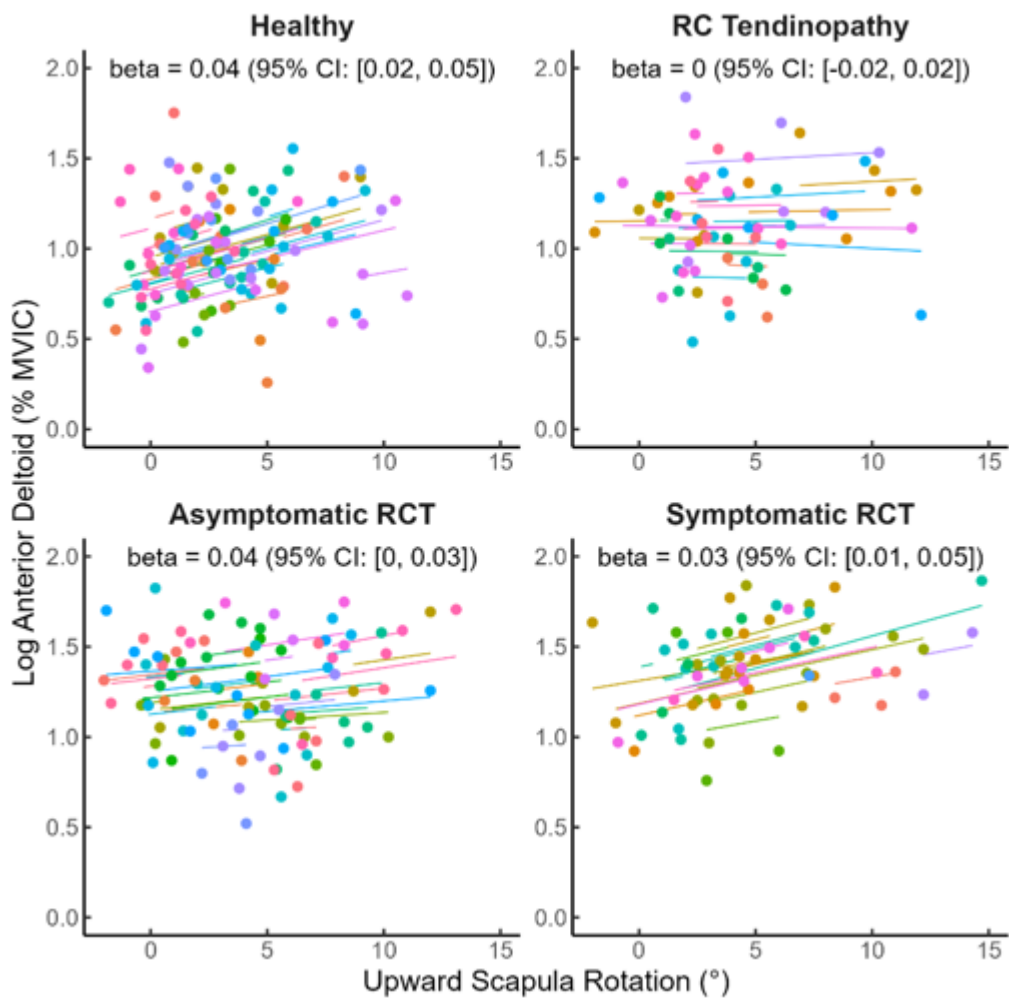
## Abb. 1

**Table 1.** Slope estimates of the models.

Muscles	Upward Scapula Rotation				Superior Glenohumeral Translation			
	Healthy	RC Tend.	Asym. RCT	Sym. RCT	Healthy	RC Tend.	Asym. RCT	Sym. RCT
Anterior Deltoid	<b>0.04</b>	0.00	<b>0.04</b>	<b>0.03</b>	0.02	0.03	0.02	-0.06
Middle Deltoid	<b>0.04</b>	-0.01	0.04	<b>0.03</b>	0.01	0.03	0.01	-0.05
Posterior Deltoid	<b>0.03</b>	0.00	<b>0.03</b>	<b>0.03</b>	0.02	0.01	0.02	-0.05
Infraspinatus	<b>0.04</b>	0.00	<b>0.04</b>	<b>0.02</b>	0.01	0.03	0.01	-0.06
Biceps Brachii	<b>0.05</b>	0.01	0.02	<b>0.03</b>	0.06	<b>0.08</b>	<b>0.06</b>	-0.04
Latissimus Dorsi	<b>0.04</b>	0.01	0.04	0.03	0.03	0.03	0.03	-0.06
Pectoralis Major	<b>0.01</b>	0.00	<b>0.01</b>	<b>0.01</b>	-0.02	0.00	-0.02	-0.01
Upper Trapezius	<b>0.04</b>	0.00	<b>0.04</b>	<b>0.02</b>	0.01	0.03	0.01	<b>-0.06</b>

Bold values indicate significant effects (P < 0.05).

**Fig 1.** Example of linear mixed model plot.



**OP022**

**Sex-Specific hand function impairment in rheumatoid and psoriatic arthritis patients: a comparative analysis of grip strength and fine motor skills**

*B. Coppens<sup>1,2</sup>, S. Heinrich<sup>3</sup>, S. Bayat<sup>1,2</sup>, K. Tascilar<sup>1,2</sup>, A. Kleyer<sup>4,1,2</sup>, I. Minopoulou<sup>1,2</sup>, D. Simon<sup>4,1,2</sup>, G. Corte<sup>1,2</sup>, F. Fagni<sup>1,2</sup>, V. Schönau<sup>1,2</sup>, D. Bohr<sup>1,2</sup>, G. Schett<sup>1,2</sup>, S. Leyendecker<sup>3</sup>, A. M. Liphardt<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Deutsches Zentrum Immuntherapie (DZI), Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Medizinische Klinik 3 - Rheumatologie und Immunologie, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Institut für technische Dynamik, Erlangen, Deutschland

<sup>4</sup>Charité – Universitätsmedizin Berlin, Rheumatologie und Klinische Immunologie, Berlin, Deutschland

Hand function is a key factor of disease burden in inflammatory arthritis. Integrating functional assessments for disease monitoring is therefore essential, yet sex-specific differences in functional tasks remain poorly investigated.

To identify sex-specific hand function characteristics that allow to distinguish between healthy controls (CON) and Rheumatoid Arthritis (RA) and Psoriatic Arthritis (PsA) patients.

RA (ACR/EULAR 2010 criteria) and PsA (CASPAR criteria) patients (Internal Medicine 3 outpatient clinics Erlangen, Germany) and CON participated in this study (Ethics #357\_20B, DRKS00032490). All participants performed an isometric grip strength test (Dynamometer, Saehan®, Korea), a dynamic grip and finger strength test (Martin Vigorimeter, Germany) and the Moberg Picking-Up Test (MPUT). The highest attempt (out of three for isometric grip, two per dynamic grip and finger strength) and the fastest of two MPUT trials were used for analysis. Linear mixed-effect models, adjusted for age and participants ID as random intercept term were used to compare the groups.

Seventy-three RA patients (24 male, 53.9±14.1 years; Disease Activity Score 28: 2.6±0.9), 76 PsA patients (37 male, 52.0±4.3 years; Disease Activity in Psoriatic Arthritis Score: 10.2±7.1), and 77 CON (37 male, 46.0±18.5 years) were included in the study. Female patients presented on average lower grip strength with both devices, lower middle finger strength (PsA) and slower MPUT times compared to female CON (Abb.1, all p<0.05). In male patients, grip and finger strength was not significantly lower compared to male CON (Abb.1, all p>0.05). Male patients had significantly slower MPUT times compared to male CON (Abb.1, all p<0.05).

Our results suggest that grip rather than finger strength and MPUT can discriminate between patients and CON in females. MPUT was most sensitive to discriminate between patients and CON in male participants.

Abb.2: Unadjusted means of hand function tests by group and sex.

**Abb. 1**

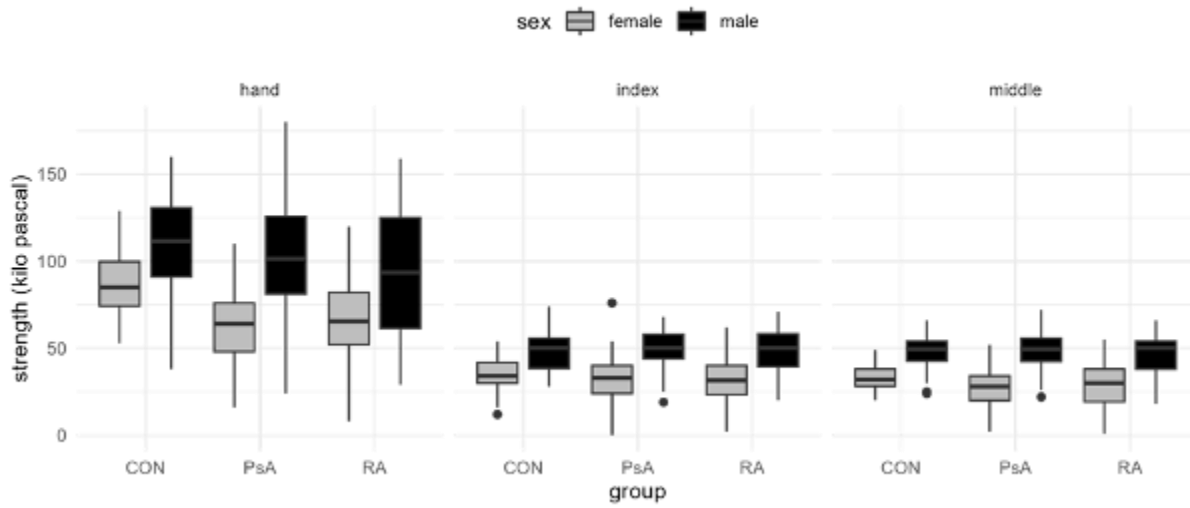
Table 1. Average strength (vigorimeter, dynamometer) and time (Moberg Picking-Up Test) ratios (95% CI) and p-values from the mixed-effect model for the three hand function tests for female and male patients compared to healthy controls.

	Rheumatoid Arthritis	p-value	Psoriatic Arthritis	p-value
<b>Female participants</b>				
<i>Vigorimeter, kilo pascal</i>				
Grip strength, ratio, 95% CI	-20.1, -30.3 to -11.7	<0.001	- 25.0, -34.6 to -15.4	<0.001
Index finger strength, ratio, 95% CI	-4.3, -9.7 to 1.1	0.12	-3.7, -9.2 to 1.9	0.2
Middle finger strength, ratio, 95% CI	-4.3, -9.4 to 0.8	0.097	-6.1, -11.3 to -0.8	0.024
<i>Dynamometer, pounds</i>				
Grip strength, ratio, 95% CI	-13.9, -20.2 to -7.6	<0.001	-12.7, -19.3 to -6.1	<0.001
<i>Moberg Picking-Up Test, %</i>				
Performance time, ratio, 95% CI	18, 5 to 32	0.005	30, 15 to 46	<0.001
<b>Male participants</b>				
<i>Vigorimeter, kilo pascal</i>				
Grip strength, ratio, 95% CI	-14.8, -32.4 to 2.76	0.097	-15.7, -32.1 to 0.9	0.063
Index finger strength, ratio, 95% CI	-0.3, -6.8 to 6.1	0.92	0.9, -5.2 to 7.0	0.76
Middle finger strength, ratio, 95% CI	-1.2, -7.4 to 5.0	0.71	-0.3, -6.1 to 5.6	0.93
<i>Dynamometer, pounds</i>				
Grip strength, ratio, 95% CI	-8.3, -19.5 to 3.0	0.15	-4.9, -14.2 to 4.6	0.31
<i>Moberg Picking-Up Test, %</i>				
Performance time, ratio, 95% CI	13, 1 to 8	0.03	18, 7 to 29	0.001

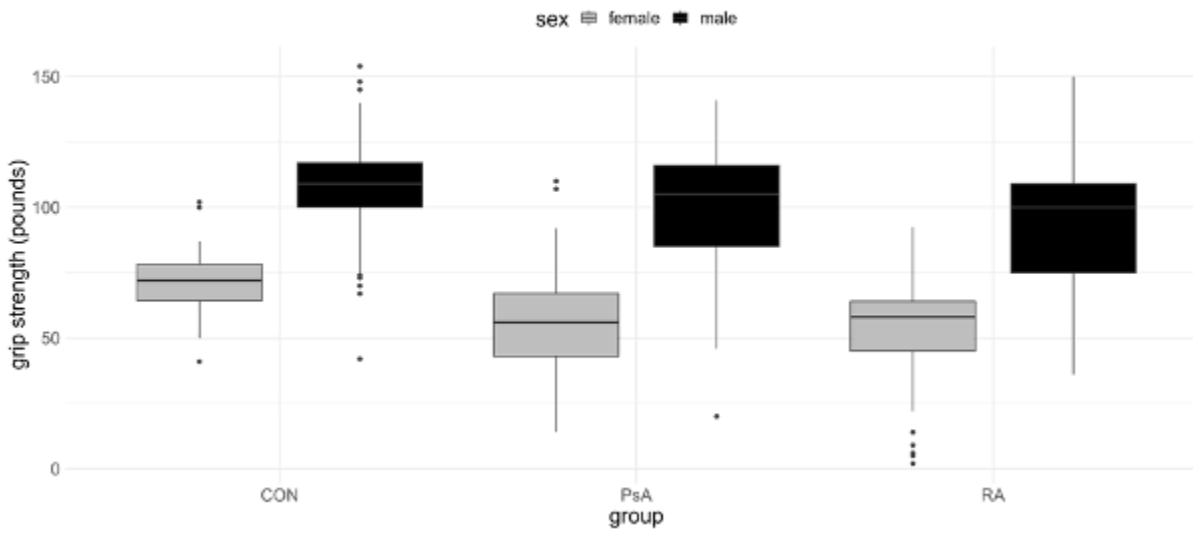
CI = confidence interval; significance level p<0.05

Abb. 2

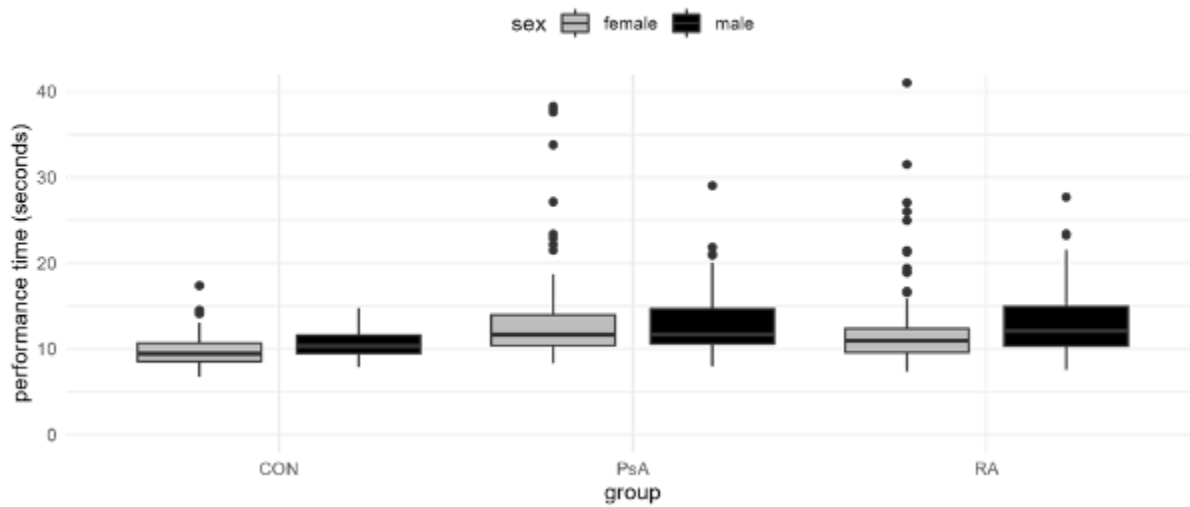
### Vigrometer score by group, task and sex



### Dynamometer score by group and sex



### Moberg Picking-Up Test score by group and sex



**OP023**

**Joint and tendon loading during running: towards estimating musculoskeletal loads from IMUs with self-organising maps**

*S. David<sup>1</sup>, G. J. Barton<sup>2</sup>, J. Verheul<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Vrije Universiteit Amsterdam, Department of Human Movement Sciences, Amsterdam, Niederlande

<sup>2</sup>Liverpool John Moores University, Research Institute for Sport and Exercise Sciences, Liverpool, Vereinigtes Königreich

<sup>3</sup>Cardiff Metropolitan University, Research Institute for Sport and Exercise Sciences, Cardiff, Vereinigtes Königreich

**Rationale:** Running-related injuries are frequently researched. However, there is little evidence that the currently accepted risk factors have predictive value. The need for prospective and longitudinal data collection is hampered by the lack of information about the loading of joints and muscles when data is gathered in the field. While the combination of inertial measurement units (IMUs) and supervised learning tends to overcome this problem, a new network needs to be trained for each of the desired outcome variables.

It was hypothesised that an unsupervised learning algorithm is capable of detecting running patterns from wearable sensor data and that these running patterns can be used to accurately estimate joint loading variables as well as ground reaction forces (GRFs) and tendon forces.

**Methods:** To test this, a publicly available data set of 28 recreational runners, running on a treadmill at three different speeds was used to (1) generate artificial IMU data from the existing retroreflective marker trajectories, (2) train a Kohonen's self-organising map (SOM) with the artificial IMU data and assign 3D GRFs, hip, knee and ankle joint moments and reaction forces as well as the patellar tendon and Achilles tendon forces. Subsets of the artificial IMUs were used to identify the minimum number of IMUs necessary for achieving predictions at an accuracy of above 85%.

**Results:** The assigned variables were estimated with good to excellent accuracy ( $R^2 > 0.86$ ) except for the mediolateral GRF and the hip joint reaction force ( $R^2 = 0.39$  and  $0.57$ , respectively). Normalised root mean squared errors were at an acceptable level ( $< 16\%$ ) again with the exception mentioned before ( $27\%$  and  $26\%$ ). To achieve these results, only the data of four artificial IMUs on the shanks and the feet were required.

**Conclusion:** The proposed approach used a novel approach by utilising unsupervised learning to allow a flexible yet reliable estimation of joint loading variables from two IMU sensors.

**Abb. 1**





## OP024

### Ein Bandscheibenersatz beeinflusst nicht nur die Bewegung der behandelten, sondern auch der Anschlusssegmente in der Halswirbelsäule

M. Vogt<sup>1</sup>, C. Mehren<sup>2</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

<sup>2</sup>Schön Klinik München-Harlaching, Wirbelsäulenzentrum, Munich, Deutschland

**Einleitung:** Im Unterschied zur Fusion soll ein Bandscheibenersatz (total disc replacement, TDR) die Beweglichkeit der Halswirbelsäule (HWS) erhalten und so die Anschlusssegmente schonen. Gerade ein bisegmentaler TDR ist allerdings unzureichend untersucht.

**Ziele:** Ziel dieser in-vitro-Studie war es daher, den Bewegungsumfang (range of motion, ROM) der HWS nach mono- und bisegmentalem TDR in den behandelten und den Anschlusssegmenten zu untersuchen.

**Material & Methoden:** Sieben humane Spenderwirbelsäulen (C4-T1,  $\bar{x}$  40  $\pm$  17 Jahre) wurden intakt sowie nach monosegmentalem TDR bei C5-6 und anschließend nach bisegmentalem TDR von C5-7 untersucht. Die Präparate wurden quasistatisch mit reinen Momenten von 1,5 Nm in Flexion/Extension (FE), Seitneigung (SN) und axialer Rotation (AR) belastet (3,5 Zyklen, 1°/s). Daraus wurde der Bewegungsumfang jedes Segments bestimmt. Statistik: Friedmann-Test mit post-hoc Dunn-Bonferroni-Tests,  $p < 0,05$ .

**Ergebnisse:** In FE waren gekoppelte Bewegungen minimal (Abb. 1 A). Ein monosegmentaler TDR (C5-6) erhöhte die ROM in allen Segmenten, allerdings nur im kranialen Anschlusssegment (C4-5) signifikant. Ein zusätzlicher TDR (C6-7) erhöhte die ROM im behandelten Segment noch weiter ( $p < 0,05$ ).

In SN zeigte sich Bewegungskopplung mit AR (Abb. 1 B). Ein monosegmentaler TDR verringerte SN im behandelten Segment signifikant. Interessanterweise wurde nach Ausweitung des TDR auf C6-7 die gekoppelte AR bei C4-5 signifikant verringert.

In AR zeigte sich Bewegungskopplung mit SN (Abb. 1 C). Nach monosegmentalem TDR waren sowohl AR als auch gekoppelte SN im kaudalen Anschlusssegment C6-7 signifikant erhöht. Eine Ausweitung des TDR auf C6-7 erhöhte gekoppelte SN bei C5-6.

**Zusammenfassung:** Sowohl ein mono- wie auch ein bisegmentaler TDR zeigt einen Einfluss auf die Bewegungskopplung ebenfalls in Anschlusssegmenten. Ein möglicher Grund könnte die Resektion der Längsbänder sein, was einen segmentübergreifenden Effekt hat.

Abb. 1

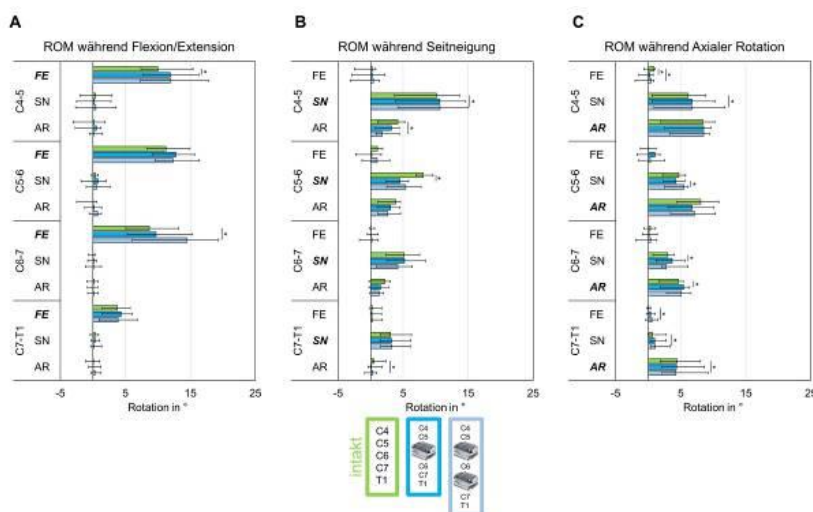


Abb. 1: Bewegungsumfang und gekoppelte Bewegung jedes Bewegungssegments während der Hauptbewegungsrichtungen FE (A), SN (B) und AR (C). Dargestellt sind Mediane mit Minimum/Maximum. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* gekennzeichnet.



# Numerische Methoden und Studien

OP025

## Spatiotemporally unrestricted gait simulations at arbitrary speed or cadence: an inverse optimal control study

M. Gambietz<sup>1</sup>, M. Nitschke<sup>1</sup>, J. Miehl<sup>1</sup>, A. D. Koelewijn<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

**Introduction:** Simulation studies have previously identified movement objectives that represent human gait in optimal control simulations [1,2]. However, they had to employ speed constraints. Therefore, previous simulations could not predict the effect of interventions, such as prostheses, on walking speed and cadence simultaneously. Thus, we aimed to identify objective weights (OW) to create optimal control gait simulations without predefining spatiotemporal parameters.

**Methods:** We applied bi-level inverse optimal control (IOC) on gait cycles (GCs) with two different speeds [3]. Our goal was to find OW that minimized the difference between the resulting predictive 2D musculoskeletal optimal control simulations and the measured optical motion capture and force plate data. We optimized the OW for six movement objectives from [1,4] using Tree-Parzen Estimators [5].

Based on the weights resulting from IOC, we fitted a linear regression model that estimated OW from walking speed and GC duration. We solved predictive simulations of 48 grid-sampled combinations of speed and GC duration using the estimation from the fitted model and evaluated whether the desired speed and GC duration matched.

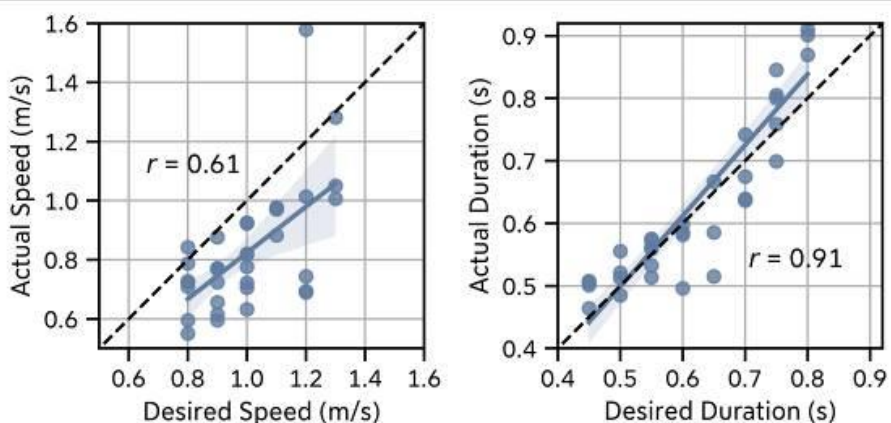
**Results & Conclusion:** Fig. 1 shows that the GC duration matched well, while speed was often too low. Furthermore, 13 simulated GCs did not yield walking behavior, since for some the speed/duration was sampled out of distribution, while for others an unrealistic local minimum was found. In conclusion, our proposed approach did successfully create unconstrained gait simulations. However, accurate speed representation needs to be improved.

### References:

- [1] Falisse et al., J R Soc Interface (2019)
- [2] Koelewijn et al., Comput Methods Biomech Biomed Engin (2018)
- [3] Mombaur et al., Auton Robots (2010)
- [4] Veerkamp et al., J Biomech (2021)
- [5] Akiba et al., KDD (2019)

Fig. 1: Comparison of speed and GC duration between linear regression inputs and optimal control simulation results.

Abb. 1



## OP026

### Effects of different loading approaches for *in vivo*-like Finite-Element (FE) models of total knee replacements on stress distribution and failure probability of ceramic tibial components

K. L. Häußler<sup>1</sup>, M. Flohr<sup>1</sup>, A. Gebert de Uhlenbrock<sup>2</sup>

<sup>1</sup>CeramTec GmbH, Medical Division, Plochingen, Deutschland

<sup>2</sup>CeramTec GmbH, Medical Division, Lauf, Deutschland

**Introduction:** *In vivo*-like FE studies are used during the development of joint replacements to evaluate risks of *in vivo* failures. *In vivo* data often used to derive loading conditions were published for various activities<sup>1</sup>. This data was derived for a medium implant size of patients with a mean BMI of 30. Thus, the effects of two loading approaches were compared in terms of 1<sup>st</sup> principal stress distribution and prediction of failure probability for ceramic tibial components.

**Methods:** Quasi-static FE models (femoral, tibial component, insert, bony structures, bone cement) of four sizes, were loaded with Peak100 data as reference models<sup>1</sup>. Here, only moments were component-size scaled and a constant force was applied over the sizes. In comparison, a component-size scaled moment and force approach was used with increasing loads and moments from small to large sizes. This approach considers highly obese patients (BMI40). Failure probability was calculated based on analytical fracture mechanical algorithm.

**Results:** Using the scaled loading approach, the tibial components were more homogeneously stressed over the portfolio instead of showing excessive stresses for smaller sizes and low stresses for larger sizes. Hence, worst-case size selection in terms of the largest failure probability was affected by the different loading approaches. The reference model revealed the smallest component size as worst case while the component-size scaled approach detected a large-mid size.

**Summary:** For risk mitigation of *in vivo* failures of knee implants, scaled moments and scaled forces shall be considered to avoid unrealistic high loading of small components and insufficient loading of large components. Especially for ceramic knee implants, the scaled loading approach should be considered as the failure probability analysis may reveal a different output in terms of worst-case sizes.

#### References:

<sup>1</sup> Bergmann et al. PLoS ONE 2014 9(1):e86035

## OP027

### Numerische Studie zur Simulation des postoperativen Knochenumbaus nach endoprothetischer Versorgung mit verschiedenen mathematischen Modellen

J. Rost<sup>1</sup>, K. Liefeth<sup>1</sup>

<sup>1</sup>iba e.V. Heiligenstadt, Biowerkstoffe, Heilbad Heiligenstadt, Deutschland

**Einleitung:** Die Anpassung des Knochens an postoperativ veränderte mechanische Belastungen kann mit Hilfe math. Modelle in Verbindung mit der FEM simuliert werden. In der Literatur werden mehrere Theorien zur Vorhersage des Knochenverhaltens nach endoprothetischer Versorgung vorgeschlagen. Alle diese theoretischen Ansätze wurden innerhalb bestimmter Grenzen bzgl. der Vorhersagedetails für prognostische Studien angewandt.

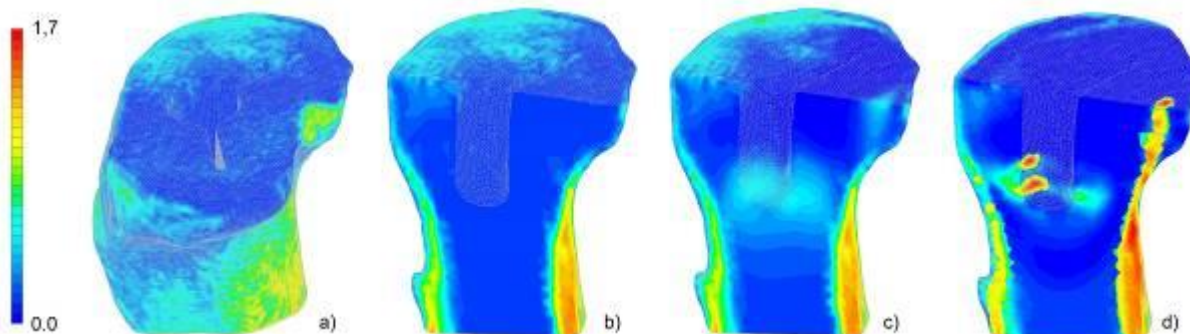
**Ziele:** Die vorliegende 3D-Studie dient dem Vergleich zweier Simulationen zur Dichteverteilungen in einer prothetisch versorgten proximalen Tibia nach Simulation des postoperativ einsetzenden Bone Remodelings (BR). Diese Dichteverteilungen resultieren aus dem an der Universität Nijmegen entwickelten Modell (NM) mit der SED als Umbau-Parameter sowie des NM mit Einbeziehung des Prinzips der zellulären Akkommodation (CA).

**Methoden:** Die CT-Daten eines Kniegelenkes dienten als Basis des FE-Modells. Das 3D-Design des Implantates basiert auf einem handelsüblichen Implantat. Das Implantat wurde virtuell in neutraler Position implantiert. Sieben Belastungsfälle auf der Grundlage der Datenbank Orthoload wurden simuliert. Der preop. Belastungszustand im Knochengewebe diente als Referenz.

**Ergebnisse:** Das Zusammenführen von NM und CA führt im Ergebnis der numerischen Simulationen zu klinisch relevanten Knochendichteverteilungen. Der CA-Term sorgt für eine Konvergenz der Simulation gegen einen stabilen Endzustand sowie realistischeren Dichteverteilungen im Knochen postop. (Abb. 1, c). Das reine NM neigt dazu, scharf abgegrenzte Bereiche mit hoher Dichte zu erzeugen, die mit Trabekelverstreungen gleichgesetzt werden können (Abb. 1, d), incl. einer langen Simulationsdauer ohne Konvergenz mit Verlust der mechanischen Integrität des Modells.

**Abb. 1:** Postop. FEM-Modell der prox. Tibia mit dargestellter Knochendichte [g/cm<sup>3</sup>]. a) 3D Modell, b) Schnittdarstellung unmittelbar postop., c) Knochendichte nach BR mittels NM + CA, d) Knochendichte nach BR mittels NM.

Abb. 1



## OP028

### Correlation of knee joint stress patterns with cartilage damage using FE simulation

*L. Hucke<sup>1,2</sup>, E. Böker<sup>3</sup>, C. Roth<sup>4</sup>, M. Witt<sup>3</sup>, A. Huß<sup>1</sup>, A. Wittek<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Frankfurt University of Applied Sciences, Personalized Biomedical Engineering Laboratory, Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>2</sup>University of Cádiz, Department of Mechanical Engineering and Industrial Design, Cádiz, Spanien

<sup>3</sup>Leipzig University, Department of Biomechanics, F. of Sport Science, Leipzig, Deutschland

<sup>4</sup>University of Leipzig Medical Center, Institute of Pediatric Radiology, Leipzig, Deutschland

Repetitive stress and axial misalignment are discussed in the context of changes in adolescent articular cartilage [1, 2]. It is still unclear whether the mechanically identifiable stress zones on the joint are associated with preclinical cartilage changes.

In order to calculate the stresses in the articular surface of the knee, a finite element (FE) model of one left knee was created, containing the cartilage of the distal femur and the proximal tibia and both menisci. The bones were simplified as rigid bodies. The boundary conditions are the ground reaction forces and the respective position of the knee, which were measured over the gait cycle. The gait cycle was modelled using 10 quasi-static load cases. Independently of this, the cartilage status was determined using T2 mapping on 3T MRI.

The result of the FE simulation is the stress distribution in the joint surface over the gait cycle. An increased load on the lateral compartment can be observed in stance, as well as during the "two-leg phases" of the gait cycle. The highest ground reaction force occurs in mid stance, the stress is distributed evenly over the medial and lateral compartments. In terminal stance, the ground reaction force has a second peak, the resulting stress is concentrated on the medial compartment. As a result, the highest stresses over the gait cycle occur in the terminal stance phase, although this is not the overall peak of the ground reaction force.

The T2 mapping of the same patient shows only the final lesion of the cartilage. The location of this is congruent with the stress peaks in the medial femoral condyle from the FE simulation.

The FE simulation is probably suitable as a method for determining the location of the cartilage changes. To verify this, it needs to be applied to data from more patients.

#### References:

[1] Flanigan (2010); Med Sci Sports Exerc, 42(10)

[2] Kriz (2011); Med. health, 94(7)

#### Abb. 1

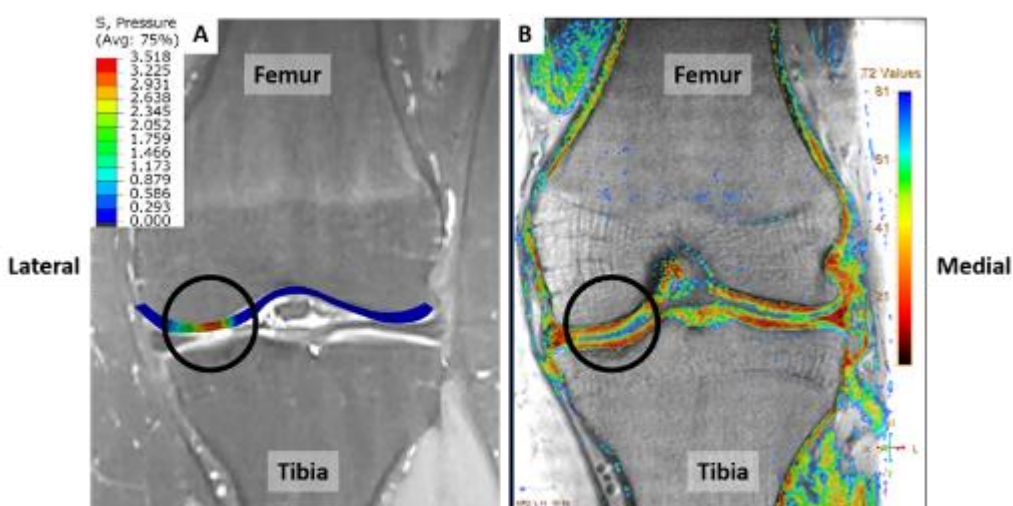


Fig. 1: Results of the different analyses: A) Displays the results in the femoral cartilage of the Finite Element Simulation in the Terminal Stance Phase. Shown is the pressure stress, with the maximum stress occurring at the medial condyle. B) Displays the results of the T2 mapping, indicating cartilage changes also occurring medially, extending in a band-shaped pattern from ventral to dorsal through the cartilage.

**OP029**

**EMG-based clustering analysis for crouch gait management in cerebral palsy**

*M. Davoudi<sup>1</sup>, F. Salami<sup>1</sup>, R. Reisig<sup>1</sup>, D. A. Patikas<sup>2</sup>, S. Wolf<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Heidelberg University Hospital, Clinic for Orthopedics, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Aristotle University of Thessaloniki, Laboratory of Neuromechanics, School of Physical Education and Sports Science at Serres, Thessaloniki, Griechenland

**Introduction:** Electromyography (EMG) serves as a noninvasive and clinically relevant method for assessing muscle activity. In individuals with cerebral palsy (CP), simultaneous 3D gait analysis coupled with EMG measurements is frequently employed to understand muscle function and aiding in treatment decision-making. Integrating EMG data from the rectus femoris (RF) muscle with gait and clinical data, surgeons developed a predictive model for RF transfer surgery outcomes. However, there is still a need for an approach that can assist clinicians by providing an objective analysis and interpretation of the EMG signals.

**Aim:** This study aimed to analyze the EMG data of patients with CP using cluster analysis, and to evaluate the relationship between common CP gait abnormalities, changes in gait over time, and the identified clusters.

**Methods:** The retrospective gait data of CP patients were divided into two groups: initial examination (E1, 881patients) and subsequent examination (E2, 377patients). Envelope-style EMG data for the RF were collected. Using PCA and a PSO-K-means algorithm, main clusters were identified. Patients were then categorized into crouch, jump, recurvatum, stiff, and mild gait for further analysis.

**Results:** Clusters displayed distinct EMG patterns: a notable peak during mid-swing (L1), sustained activity in stance (L2), and another peak during loading response (L3) (Table 1). L2 contained 76% (E1) and 92% (E2) of crouch patients. Comparing crouch patterns in L2-E1 and L2-E2 revealed two groups: persistent crouch (G1) and improved patients at E2 (G2). G1 showed significantly higher RF activity (20-45% gait cycle) than G2 (p=0.025)(Table 2).

**Conclusion:** A higher probability of improvement in crouch gait may be linked to decreased RF activity during the stance phase. Our findings offer a potential approach to enhance clinical decision-making in the treatment of CP patients. This research was funded by German Research Foundation (DFG) (no:WO1624/8-1).

**Abb. 1**

**Table 1- Number of patients with a gait abnormality, clinical examination data (mean ± SD), and number of patients with different GMFCS level in each cluster examination. E1: first examination, E2: second examination. L1: cluster 1, L2: cluster 2, L3: cluster 3**

Conditions (labels-Examinations)	Gait subgroups count per condition					r- correlati on to normal EMG	Clinical Examination Parameters			GMFCS level (I/ II/ III)
	Stiff	Recurvatu m	Mild	Jump	Crouch		Knee extensor s strength	Rectus spasticity Tardieu	Rectus spasticity Duncan- Ely	
E1-L1	11	63	224	25	7	0.39	4.5±0.6	0.66±1	0.64±0.5	57/40/2
E1-L2	21	26	178	23	<u>55</u>	0.67	4.3±0.6	1.1±1	0.71±0.4	19/45/11
E1-L3	10	21	190	17	10	<u>0.91</u>	4.6±0.5	0.44±0.8	0.49±0.5	64/45/2
E2-L1	6	6	107	10	3	0.53	4.3±0.6	0.68±1	0.72±0.5	30/20/0
E2-L2	5	9	79	12	<u>35</u>	0.7	4.2±0.6	0.96±1	0.69±0.5	10/29/2
E2-L3	8	8	83	6	0	<u>0.92</u>	4.4±0.6	0.44±0.9	0.59±0.5	19/18/1

Abb. 2

Table 2- Mean  $\pm$  SD and statistical comparison for gait profile score (GPS) and rectus femoris EMG features at 20-45% gait between patients with crouch gait (Level 2) measured before and after surgery (E1 and E2) and demonstrated no significant improvement (G1) or significant improvement during the second examination (G2).

	GPS			
	G1	G2	Normal	
<i>E1</i>	16.25 $\pm$ 2.6	18.4 $\pm$ 5.9	4.87 $\pm$ 1.09	
<i>E2</i>	15.16 $\pm$ 3.9	14.3 $\pm$ 6.3		
<i>p-value between E1 and E2 within each Group</i>	0.167	0.033*		
	Rectus EMG features in 20-45% gait cycle during E1			
	G1	G2	<i>p-value between G1 and G2 for each feature</i>	Normal
<i>Min 20-45%</i>	85.1 $\pm$ 20.2	69.2 $\pm$ 25.7	0.025*	38.3 $\pm$ 14.5
<i>Mean 20-45%</i>	110.8 $\pm$ 16.3	100.8 $\pm$ 23.4	0.144	56.7 $\pm$ 21
<i>Max 20-45%</i>	137.8 $\pm$ 19.1	128.1 $\pm$ 27.4	0.121	92.2 $\pm$ 36.8

\*p-value < 0.05

## OP030

### Optimizing tension band implant positioning for guided growth in adolescents with leg malalignment: A preliminary finite element study

*L. Hucke<sup>1,2</sup>, S. Vincenti<sup>1,3</sup>, J. Holder<sup>4,5</sup>, S. van Drongelen<sup>6</sup>, S. Braun<sup>4,7</sup>, J. Schwer<sup>8</sup>, A. M. Seitz<sup>8</sup>, F. Stief<sup>4,6</sup>, A. Huß<sup>1</sup>, A. Gámez<sup>2</sup>, A. Wittek<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Frankfurt University of Applied Sciences, Personalized Biomedical Engineering Laboratory, Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>2</sup>University of Cádiz, Department of Mechanical Engineering and Industrial Design, Cádiz, Spanien

<sup>3</sup>Hochschule Offenburg, Offenburg, Deutschland

<sup>4</sup>University Hospital Frankfurt, Goethe University, Department of Orthopedics (Friedrichsheim), Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>5</sup>University of Salzburg, Department of Sport and Exercise Science, Salzburg, Österreich

<sup>6</sup>University Hospital Frankfurt, Goethe University, Dr. Rolf M. Schwiete Research Unit for Osteoarthritis, Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>7</sup>Charité – Universitätsmedizin Berlin, Center for Musculoskeletal Surgery, Berlin, Deutschland

<sup>8</sup>Ulm University Medical Centre, Institute of Orthopedic Research and Biomechanics, Ulm, Deutschland

In the case of guided growth, positioning of the tension band implant is crucial and subject to significant variability [1]. This directly impacts treatment success, as it influences growth in the blocked joint by altering stress distribution in the growth plate (GP) [2]. The influence of the implant on stress distribution was investigated in a previous study [3] using a personalized finite element (FE) simulation for three patients; however, the model was not validated and the influence of different implant positions not analysed. In this study after FE model validation, the GP stress distribution was evaluated based on different tension band implant positioning.

For model validation, six porcine knees were subjected to loads up to twice their body weight, with GP deformation measured using MRI [4]. An FE model was generated from the MRI images of the unloaded knee and simulated using known boundary conditions from the test setup. For the study of the positioning parameters, surgical data from guided growth treatments of 34 patients with malalignment were evaluated [1] and the minima and maxima of each parameter were determined and applied to the validated FE model. Stress distributions resulting from these implant positions were compared to those observed when the implant was positioned according to the manufacturer's recommendations.

Initial FE simulation results indicated that different implant and screw positions affected stress across the entire GP, not just on the implant side. The study identified the positioning parameters that have a significant influence on the stress in the GP.

This study was conducted using the same geometry to isolate the influence of the positioning parameters from the geometrical influence; it may help better understand the influence of implant positioning.

[1] Brau(2023); Children-Basel,10(4)

[2] Willegger(2022); Orthopädie,51(5)

[3] Hucke(2023); Front. Bioeng. Biotechnol.;11

[4] Schwer(2020); Front. Bioeng. Biotechnol.;8

Abb. 1

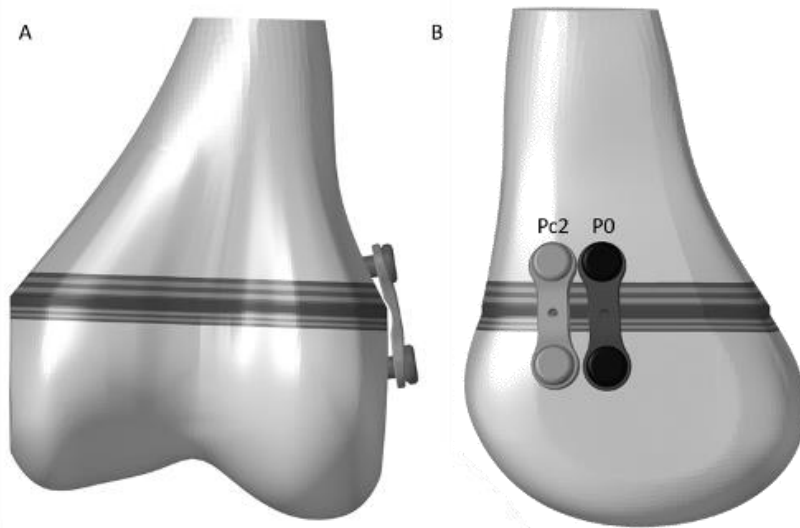


Fig 1: Finite Element Model for parameter study of the positioning of the implant. (A) shows sagittal view with the implant inserted medial in the recommended position. (B) shows frontal view with the positioning recommended by manufacturer (P0) and one parameter variation (Pc2)

Abb. 2

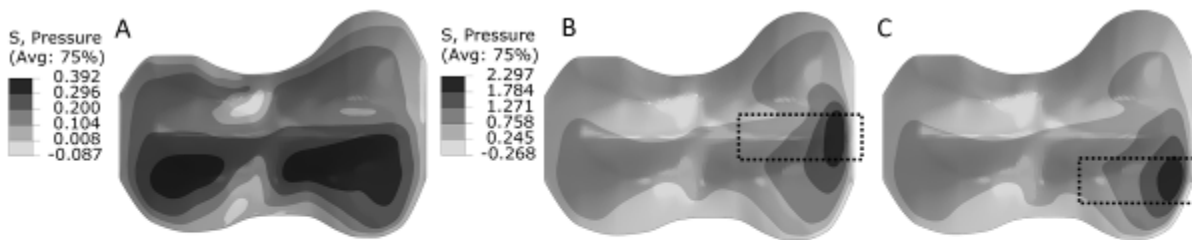


Fig 2: Pressure stress in the growth plate for two-legged stance of a patient with malalignment. Medial is on the right, anterior is below. (A) shows the resulting pressure stresses without implant, (B) with the implant (dotted line) in the recommended position (Fig 1, (B), P0) and (C) with one exemplary implant parameter variation (Fig 1, (B), Pc2)



## OP031

### Analyse der Biomechanik der Wirbelsäule nach einer Vertebral Body Tethering (VBT) Operation mittels Mehrkörpersimulation

J. Frank<sup>1</sup>, M. Pishnamaz<sup>1</sup>, E. Rosado Balmayor<sup>2</sup>, F. Hildebrand<sup>1</sup>, M. Praster<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Uniklinik RWTH Aachen, Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Uniklinik RWTH Aachen, Lehr- und Forschungsgebiet Experimentelle Orthopädie und Unfallchirurgie, Aachen, Deutschland

**Einleitung:** Vertebral Body Tethering ist eine innovative, wachstumsgestützte und bewegungserhaltende Operationstechnik zur Skoliosekorrektur. <sup>1</sup> Das Tether wird auf der konvexen Seite der Wirbelsäulenkrümmung gespannt, wodurch die Wirbelsäule begradigt und gleichzeitig die Beweglichkeit erhalten wird. Die biomechanischen Auswirkungen einer solchen Operation sind jedoch weitgehend unbekannt.

**Ziele:** Zur Analyse der biomechanischen Auswirkungen wird ein Mehrkörpersimulationsmodell verwendet.

**Material & Methoden:** Basierend auf einem bestehenden, validierten Wirbelsäulenmodell wurde ein komplett bewegliches Wirbelsäulenmodell mit implantiertem VBT-System zwischen T7 und L3 entwickelt, Abb. 1. <sup>2</sup> Die Tetherzug- und intervertebralen Kompressionskräfte werden während verschiedener Bewegungen analysiert.

**Abb. 1:** Bewegliches VBT-Wirbelsäulenmodell

**Ergebnisse:** Die Tether-Vorspannung hat einen signifikanten Einfluss auf die intervertebralen Kompressions- und Tetherzugkräfte. (Abb. 2) In aufrechter Position erhöht eine Vorspannung von 200N die Kompressionskraft zwischen L1-L2 um bis zu 156,59% im Vergleich zu einer gesunden Wirbelsäule. Die höchste Tetherzugkraft (923,54N) tritt zwischen L1-L2 bei einer lateralen Biegung von 50° zur ungetetheren Seite und einer Vorspannung von 200N auf. Diese Kraft kann potenziell zum Tetherbruch führen, was die häufigste postoperative Komplikation, erklären würde.

**Abb. 2:** Kompressions- und Tetherzugkraft bei unterschiedlichen Vorspannungen

**Zusammenfassung:** Das entwickelte flexible VBT-Wirbelsäulenmodell kann die Tetherzug- und intervertebralen Kompressionskräfte bei verschiedenen Bewegungen ermitteln. Dieser numerische Ansatz führt zu einem besseren biomechanischen Verständnis der Wirbelsäule inklusive des VBT-Systems und kann dazu beitragen, Komplikationen wie bspw. Tetherbruch zu vermeiden.

#### Referenzen:

1. Baker CE, Milbrandt TA, Larson AN. *Orthop Clin North Am* 2021;52:137–147
2. Ignasiak D, Dendorfer S, Ferguson SJ. *J Biomech* 2016;49:959–966

**Abb. 1**

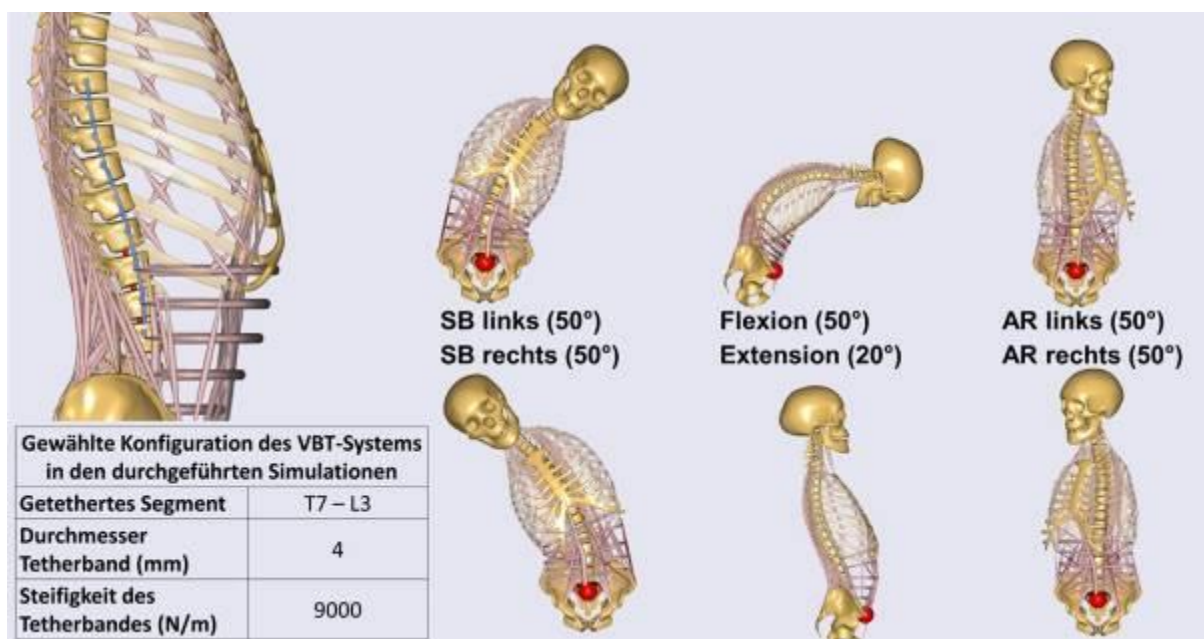
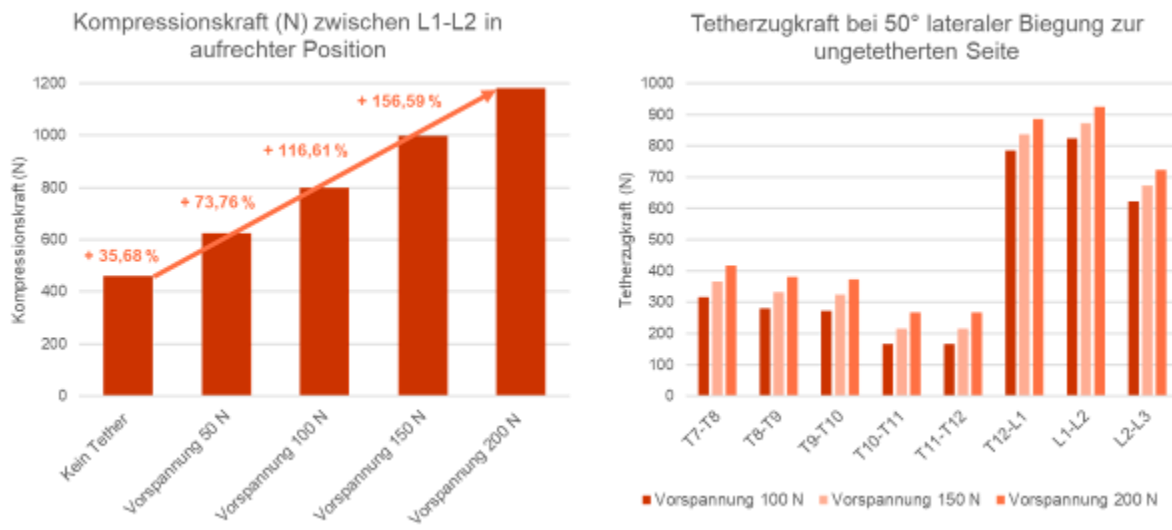


Abb. 2



## OP032

### Biomechanik des instabilen Thorax: Atemarbeit und intrathorakale Volumenveränderungen bei segmentalen Rippenfrakturen

J. Zierke<sup>1</sup>, M. Niemann<sup>2,1</sup>, G. N. Duda<sup>1</sup>, M. Heyland<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Berlin Institute of Health at Charité, Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Charité – Universitätsmedizin Berlin, Centre for Musculoskeletal Surgery, Berlin, Deutschland

Instabile Thoraxverletzungen (flail chest) bei schwerstverletzten Patient\*innen durch multiple segmentale Rippenfrakturen sind mit hoher Morbidität und Mortalität vergesellschaftet. Bislang gibt es keine einheitliche Empfehlung zur Versorgung, jedoch scheint eine frühzeitige operative Stabilisierung die invasive Beatmungszeit und Krankenhausverweildauer zu verkürzen und die Pneumonieinzidenz zu reduzieren. Konservative Behandlung kann ggf. zu zufriedenstellenden Ergebnissen führen, wodurch Operationskomplikationen vermieden werden können.

Das Ziel ist ein besseres Verständnis der mechanischen (In-)Stabilitäten in einem verletzten Thorax durch biomechanische Modelle aufbauend auf realistischen Verletzungsdaten. Mit den Ergebnissen soll die Validität der Definition instabiler knöcherner Thoraces überprüft sowie objektive Kriterien ermittelt werden, wann eine chirurgische Stabilisierung zu erwägen ist.

Aus Verletzungsmustern in 11 schwerstverletzten Patient\*innen haben wir einen biomechanischen "digital sibling" erstellt. Ein individuelles Finite-Elemente-Modell von Thorax und Lunge wurde erstellt. Materialeigenschaften, Randbedingungen sowie Druckgradienten wurden aus der Literatur abgeschätzt. Für ein Spektrum an Fraktursituationen unter In- und Expiration werden die Verformungen bestimmt und einer unverletzten Thorax-Lunge gegenübergestellt. Quantitative Vergleichsparameter sind die notwendige Atemarbeit und Volumenänderung abhängig von der Frakturkonfiguration.

Erste Simulationen eines repräsentativen Patienten zeigen die während der Inspirationsphase typische paradoxe Bewegung der Knochensegmente im Frakturbereich der 3.-5. Rippe links (Abb. 1) mit Einsinken von 3,6-12,0 mm.

Dieser Ansatz erlaubt die patientenspezifische Abschätzung der lokalen Mechanik als Grundlage für einen Versorgungsstandard. In Zukunft möchten wir die verschiedenen an Patienten durchgeführten Versorgungen retrospektiv analysieren und der Idealversorgung gegenüberstellen.

#### Abb. 1

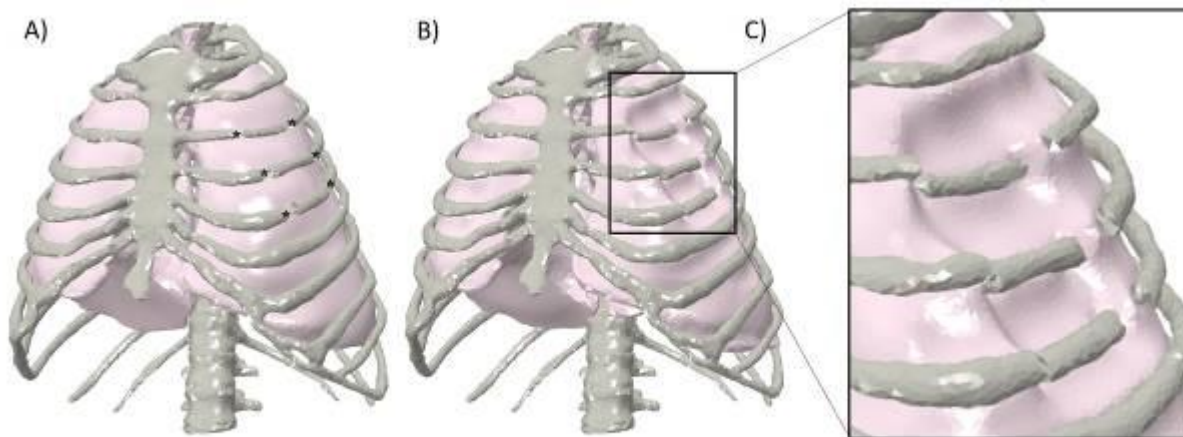


Abbildung 1: A) Frakturierter instabiler Thorax in Ausgangsposition (Defekt markiert mit Stern) B-C) Inspirationsphase mit physiologischer Thoraxbewegung und paradoxer Segmentbewegung

# Bewegungsanalyse II

OP033

## Das Gangbild von Hallux- und Vorfußamputierten – eine Fallserie

F. Doerks<sup>1</sup>, C. Gempfer<sup>1</sup>, E. Jakobowitz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

**Einleitung:** Minoramputationen (MA) gewinnen durch den Anstieg der Amputationszahlen an Bedeutung [1]. Die Mobilität der betroffenen Personen ist häufig eingeschränkt und die Biomechanik des Gehens verändert [2]. Um die individuellen Einflussfaktoren zu adressieren, werden die biomechanischen Auswirkungen in Form einer Fallserie betrachtet.

**Ziele:** Mithilfe der Ganganalyse sollen die individuellen Abweichungen vom physiologischen Gehen bei Personen mit einer MA und die Inter-Patient Variabilität aufgezeigt werden.

**Methoden:** Eine instrumentierte 3D Ganganalyse wurde mit jeweils vier Patienten mit einer Vorfußamputation (VA) und Halluxamputation (HA) barfuß durchgeführt. Die Daten wurden mit der Software Vicon Nexus 1.8.5 prozessiert und die Kinematik und Kinetik der unteren Extremität der ipsilateralen Seite ausgewertet und mit einem Datensatz von zehn gesunden Probanden verglichen.

**Ergebnisse:** Die Patienten zeigen eine große Variabilität bezüglich der Plantarflexion in der Vorschwungphase (Abb. 1). Während zwei Patienten ein physiologisches Plantarflexionsmoment aufweisen, ist der Peak teilweise deutlich (bis zu 66%) reduziert (Abb. 2). Kinematische Veränderungen umfassen eine reduzierte Hüftextension und Knieflexion. Verlängerte Knieflexionsmomente können in Individuen beobachtet werden. Gegenläufige Tendenzen zeigen sich bei den Abweichungen vom physiologischen Gehen bei den Hüftmomenten innerhalb der VA.

**Zusammenfassung:** Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen die individuellen Auswirkungen einer MA auf das Gehen. Besonders die Biomechanik des Sprunggelenks ist eingeschränkt. Während größere Veränderungen bei den Patienten mit einer kürzeren Stumpflänge zu beobachten waren, gibt es eine große Variabilität bezüglich der kompensatorischen Mechanismen. Die Fallserie unterstreicht die Notwendigkeit der Betrachtung multifaktorieller Einflussparameter.

**Literatur:** [1] Spoden et al., 2019, BMC Health Serv Res. [2] De Oliveira et al., 2023, Br J Sports Med

Abb. 1

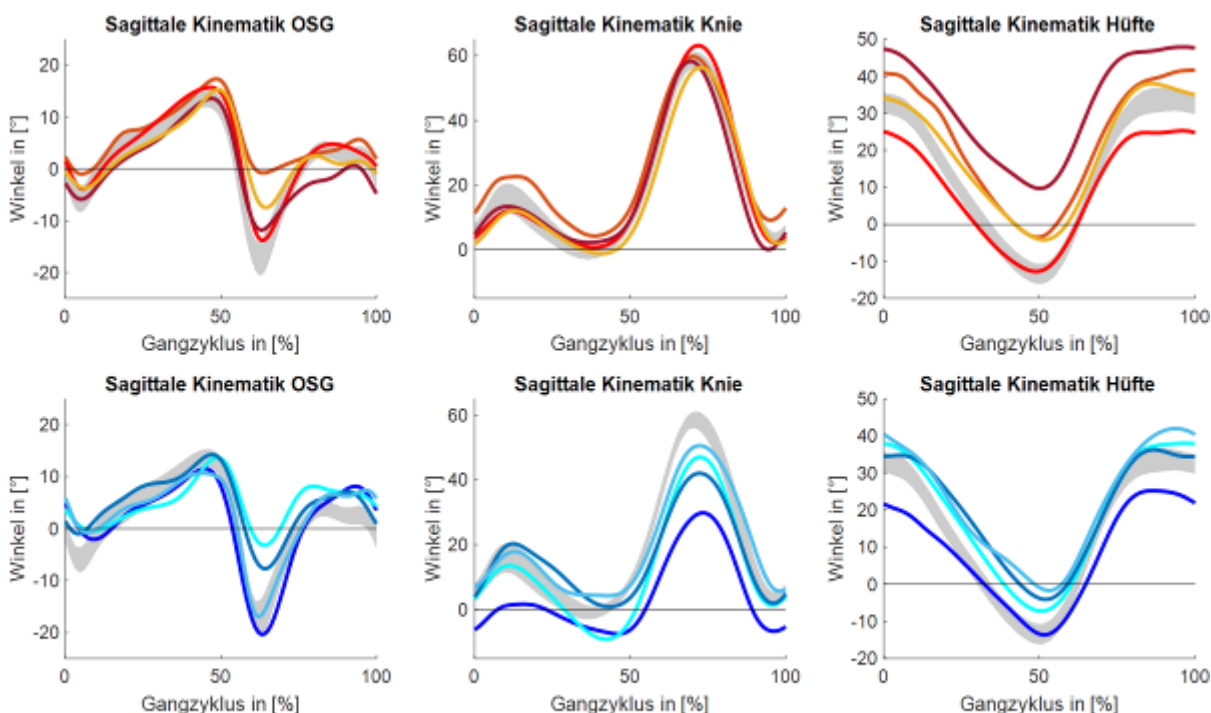


Abbildung 1: Sagittale Kinematik der ipsilateralen Seite für die Individuen mit HA (obere Zeile) und mit VA (untere Zeile) sowie das 95%-KI der Kontrollgruppe (grau hinterlegt).

Abb. 2

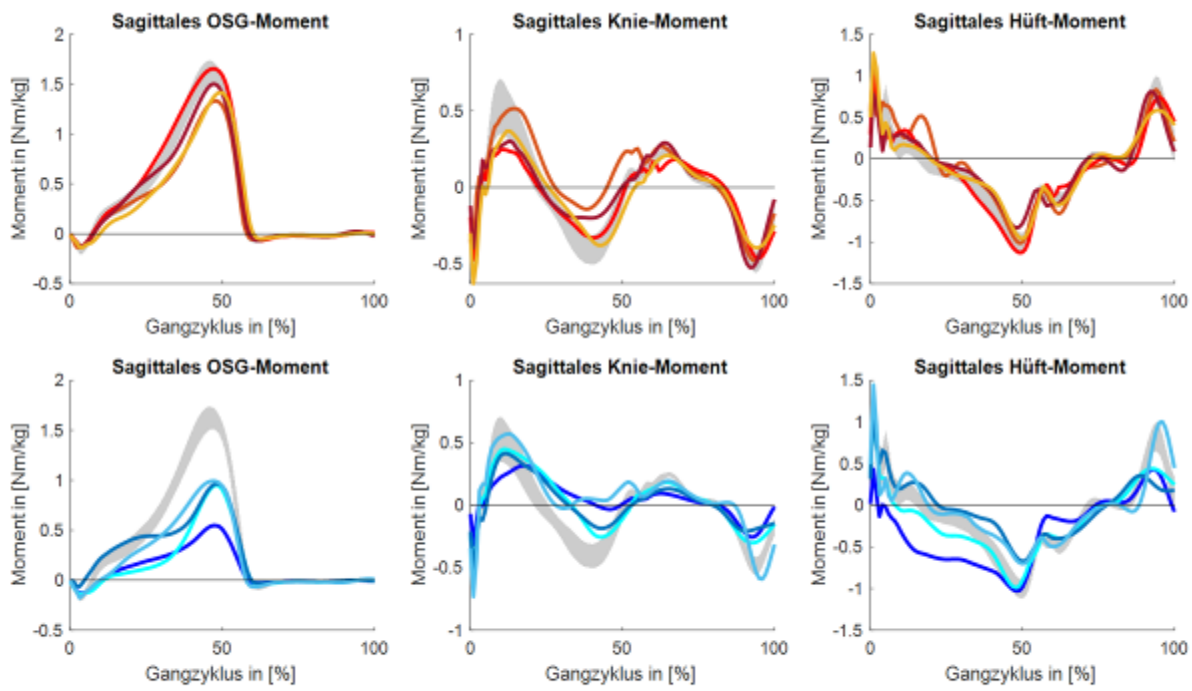


Abbildung 2: Sagittale Momente der ipsilateralen Seite für die Individuen mit HA (obere Zeile) und mit VA (untere Zeile) sowie das 95%-KI der Kontrollgruppe (grau hinterlegt).

## OP034

### Das Potenzial zum biartikulären Energietransfer durch den Gastrocnemius Muskel steigt bei zunehmender Gang- und Laufgeschwindigkeit

S. Bohm<sup>1,2</sup>, C. Theodorakis<sup>1,2</sup>, A. Schroll<sup>1,2</sup>, F. Mersmann<sup>1,2</sup>, A. Arampatzis<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland

**Einleitung:** Der zweigelenkige Gastrocnemius Muskel ermöglicht eine Verteilung und einen Transfer mechanischer Energie zwischen dem Knie- und Fußgelenk, was die mechanische Arbeit und Leistung am Fußgelenk während der Fortbewegung beeinflusst.

**Ziel:** Basierend auf der Kopplung der Fuß- und Kniegelenkinematik, wird das Potenzial des biartikulären Energietransfers durch den zweigelenkigen Gastrocnemius Muskel bei langsamen bis zu maximalen Gang- und Laufgeschwindigkeiten untersucht.

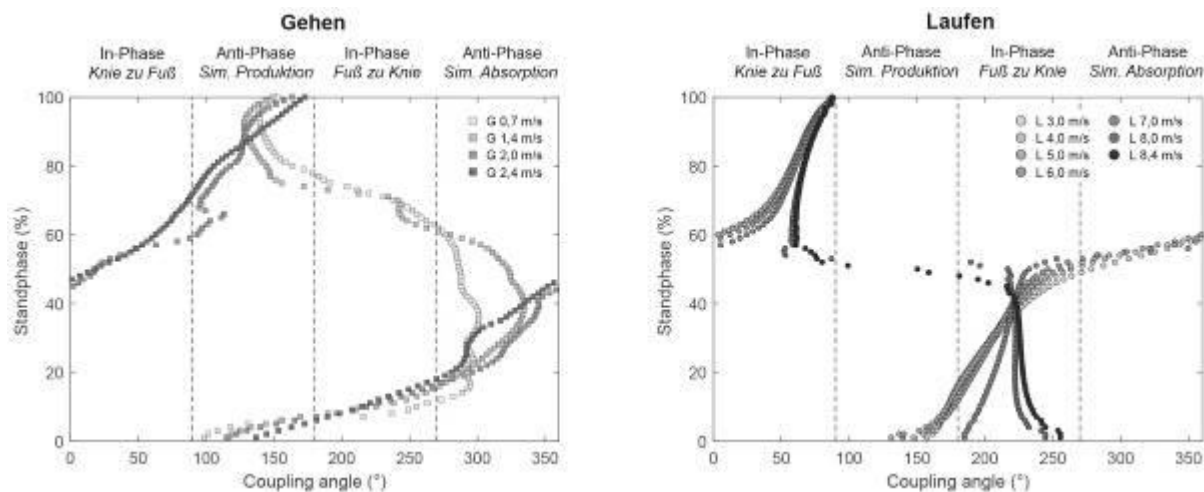
**Materialien & Methoden:** Während des Gehens (0,7, 1,4, 2,0, 2,4 m/s) und Laufens (3,0, 4,0, 5,0, 6,0, 7,0, 8,0, 8,4 m/s) auf einem Laufband wurden die Fuß- und Kniegelenkwinkel des rechten Beins in sagittaler Ebene von 14 Teilnehmenden gemessen. Der Coupling angle der beiden Gelenke wurde verwendet, um das Potential des Energietransfers während der Standphase zu bewerten, d.h. 0-90° Transfer von Knie- zu Fußgelenk (gleichzeitige Knieextension und Plantarflexion) und 180-270° von Fuß- zu Kniegelenk (gleichzeitige Dorsalflexion und Knieflexion).

**Ergebnisse:** Das linear gemischte Model zeigte einen signifikanten Effekt der Geschwindigkeit auf die Frequenz der Coupling angle-Muster während des Gehens und Laufens ( $p < 0,05$ ; Abb. 1). Bei den hohen und maximalen Gang- als auch Laufgeschwindigkeiten nahm die Frequenz der Coupling angle, die einen Energietransfer vom Knie- zum Fußgelenk anzeigen, jeweils am Beginn der Abdruckphase (Gehen) sowie über die gesamte Abdruckphase zu (Laufen, Abb. 1).

**Zusammenfassung:** Eine Modulation der intersegmentalen Koordination bei hohen Geschwindigkeiten erhöht das Potenzial des Energietransfers vom Knie- zum Fußgelenk und ermöglicht somit die Steigerung der mechanischen Arbeit und Leistung am Fußgelenk, die für das Erreichen hoher Fortbewegungsgeschwindigkeiten nötig ist.

**Abb. 1** Coupling angle in den untersuchten Gang- und Laufgeschwindigkeiten.

**Abb. 1**



## OP035

### Altered muscle synergy patterns in individuals with medial gonarthrosis also present in unaffected side

L. Hansen<sup>1</sup>, J. Rogoschin<sup>1</sup>, I. Komnik<sup>1</sup>, W. Potthast<sup>1</sup>

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

**Introduction:** Individuals with knee osteoarthritis (KOA) often exhibit diminished locomotor capabilities and changes in muscle activity. The analysis of muscle synergies allows for insight into the neuromuscular organization of cyclic tasks like locomotion [1]. Plasticity of these synergies has been observed in patients with KOA and post-TKA [1,2]. Whether this plasticity is limited to the affected side remains unclear, but can be relevant for early intervention and the identification of compensatory mechanisms.

**Methods:** 18 participants (KOA group: 7 with stage 3-4 KOA, 64.8±9.1 yrs; 170.5±9.7 cm; 75.8±12.1 kg; CTRL group: 11 healthy age-matched, 63.6±7.7 yrs; 170.5±9.6 cm; 72.2±11.5 kg) performed 10 trials of overground level walking at self-selected speed. 14-Channel sEMG was used to record 7 muscles per leg (Fig. 1). EMG signals were decomposed using non-negative matrix factorization, synergies were classified through k-means clustering [1]. Analysis was employed using SPM for activation patterns, and 1-way ANOVA for muscle weights. Post-hoc comparisons were conducted through pairwise t-tests with Benjamini-Hochberg adjusted p-values, Cohen's d was applied for effect sizes (ES).

**Results:** In intragroup comparison, SPM revealed similar activation patterns in contralateral legs, no significant differences were observed in the respective muscle weights. In intergroup analysis, the KOA group's synergy 1 revealed increased ST and BF weights (ST: ES = .09,  $p < .01$ ; BF: ES = 1.55,  $p < .01$ ). **DISCUSSION & CONCLUSION** The two synergies of knee extensors (Fig. 1, syn 1) and -flexors (Fig. 1, syn 2) in CTRL merged into a single synergy in the KOA group in both limbs (Fig. 2, syn 1). This leads to the conclusion, the plasticity of neuromuscular organization associated with KOA might be more ingrained and not limited to the symptomatic side.

**References:** [1] Santuz, A. et al. *Int. J. Neur. Syst*, no 05, 2017: 1750007 [2] Ardestani, M. et al. *J Electromyogr Kinesiol*, 37 2017: 90-100

#### Abb. 1

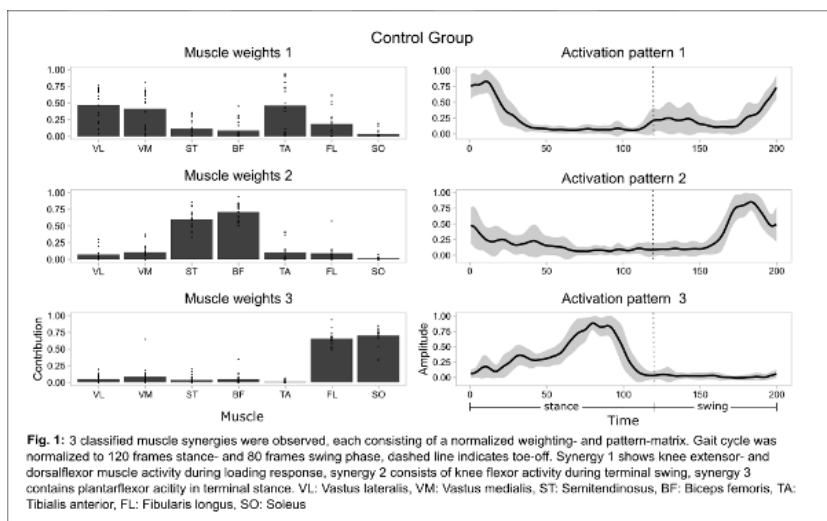
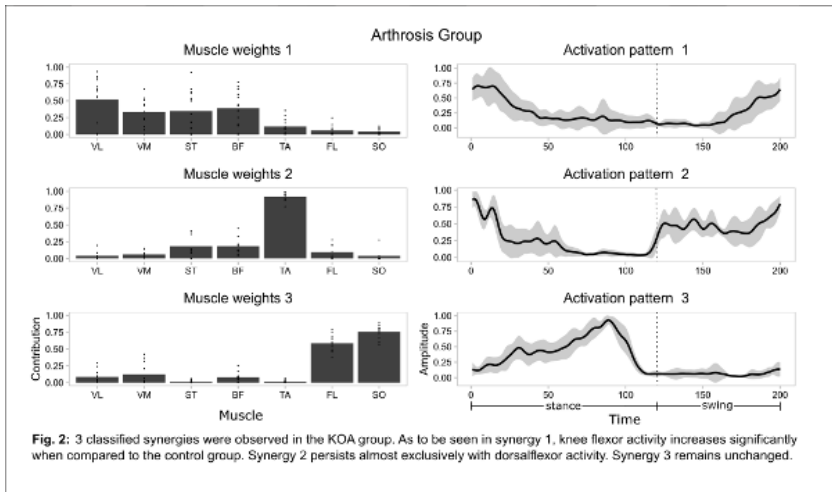




Abb. 2





## OP036

### Anteil einzelner Vorfußareale am Push-off Peak bei verschiedenen Geschwindigkeiten während des Gehens

F. Doerks<sup>1</sup>, L. Riedel<sup>1</sup>, A. K. Einfeldt<sup>1</sup>, C. Hurschler<sup>1</sup>, E. Jakobowitz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

**Einleitung:** Der Push-off während der terminalen Standphase hat einen entscheidenden Anteil an der Vorwärtsbewegung während des Gehens. Dieser ist bei Personen mit einer Zehen-/Vorfußamputation eingeschränkt [1]. Die steigende Anzahl der Minoramputationen [2] und ein beschränktes Versorgungsangebot erfordern die Erforschung der Biomechanik des Vorfußes für die Entwicklung biomimetischer Hilfsmittel.

**Ziele:** Mithilfe von Druckmesssohlen sollen die relativen Anteile einzelner Vorfußareale am Push-off Peak bei verschiedenen Geschwindigkeiten bestimmt werden.

**Materialien & Methoden:** Die vertikale Sohlenkraft wurde bei 15 gesunden Personen beim Gehen bei verschiedenen Geschwindigkeiten (0.8 m/s; 1.2 m/s; 1.6 m/s; max. Gehgeschwindigkeit) auf dem Laufband untersucht. Das Novel-Pedar-X System wurde in standardisierten Schuhen verwendet und Masken für Bereiche gängiger Amputationslevel (Hallux, 1. Zehenstrahl, Zehen I-V) basierend auf Palpation anatomischer Landmarken festgelegt (Abb. 1). Die summierte Kraft der einzelnen Sensoren einer Maske wurde am Push-off Peak der Gesamtkraft relativiert und mittels ANOVA zwischen den Bedingungen verglichen.

**Ergebnisse:** Die relativen Anteile betragen beim normalen Gehen (1.2 m/s) 28.6 % (Hallux), 41.8 % (1. Zehenstrahl) und 68.7 % (Zehen I-V) (Tab. 1). Neben einer Erhöhung des Push-off Peaks erhöhen sich auch die rel. Anteile der Vorfußareale bei zunehmender Geschwindigkeit. Der rel. Anteil des Hallux steigert sich um 64.6% bei 1.6 m/s Gehgeschwindigkeit verglichen mit 0.8 m/s und damit mehr als der rel. Anteil der anderen Areale.

**Zusammenfassung:** Die Ergebnisse dieser Studie zeigen die besondere Bedeutung des Hallux in der Geschwindigkeitsgenerierung beim Gehen. Es sollte also bereits bei einer Hallux-Amputation eine adäquate Versorgung in Betracht gezogen werden, um die Defizite in der Push-off Phase auszugleichen.

**Literatur:** [1] De Oliveira et al., 2023, Br J Sports Med [2] Spoden et al., 2019, BMC Health Serv Res.

#### Abb. 1

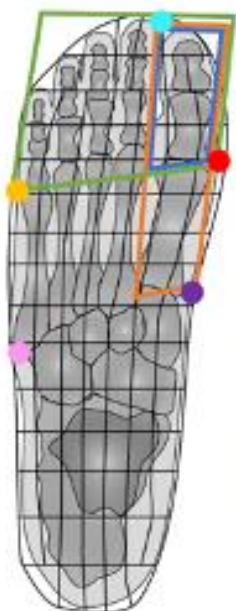


Abbildung 1:  
Basierend auf den individuellen anatomischen Landmarken wurden die Sohlenmasken "Hallux", "1. Zehenstrahl" und "Zehen I-V" definiert und die Sensormatrix entsprechend zugeteilt.

**Abb. 2**

*Tabelle 1: Relative Anteile am Push-off Peak der einzelnen Vorfußareale bei verschiedenen Geschwindigkeiten. Die statistische Analyse wurde zwischen den Bedingungen innerhalb jeder Maske durchgeführt.*

Area/ Bedingung	N	Rel. Anteil zum Push-off Peak [%] und Standardabweichung (in Klammern)	Post Hoc Analyse*
<b>Hallux</b>			
0.8 m/s	15	24.4 (14.5)	1.2; 1.6; max.
1.2 m/s	15	28.6 (14.0)	0.8; 1.6; max.
1.6 m/s	15	34.5 (14.0)	0.8; 1.2
max. (1.9 m/s)	13	39.4 (13.2)	0.8; 1.2
<b>1. Zehenstrahl</b>			
0.8 m/s	15	39.0 (14.9)	1.6; max
1.2 m/s	15	41.8 (14.7)	1.6; max
1.6 m/s	15	47.0 (15.1)	0.8; 1.2
max. (1.9 m/s)	13	48.8 (13.8)	0.8; 1.2
<b>Zehen I-V</b>			
0.8 m/s	15	62.2 (19.6)	1.2; 1.6; max.
1.2 m/s	15	68.7 (17.9)	0.8; 1.6; max.
1.6 m/s	15	74.1 (13.9)	0.8; 1.2
max. (1.9 m/s)	13	76.6 (13.2)	0.8; 1.2

\*Mittlere Differenz signifikant mit  $\alpha = 0.05$  (Bonferroni korrigiert) verglichen mit folgenden Bedingungen

## OP037

### Einfluss von visuell- und mechanisch-induzierten Gangstörungen auf die dynamische Stabilitätskontrolle beim Stolpern

A. Weber<sup>1</sup>, U. Hartmann<sup>2</sup>, J. Werth<sup>3</sup>, G. Epro<sup>3</sup>, M. Kaufmann<sup>2</sup>, A. Kluge<sup>4</sup>, R. Ellegast<sup>5</sup>, K. Karamanidis<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Universität Koblenz, Koblenz, Deutschland

<sup>2</sup>Hochschule Koblenz, Remagen, Deutschland

<sup>3</sup>London South Bank University, London, Deutschland

<sup>4</sup>Ruhr Universität Bochum, Bochum, Deutschland

<sup>5</sup>Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, St. Augustin, Deutschland

Eine sichere Fortbewegung im Alltag setzt voraus, dass das neuromotorische System in der Lage ist posturale Korrekturen schnell und effektiv auszuführen um somit Störungen beim Gehen auszugleichen und Stürze zu vermeiden<sup>1</sup>. Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob mechanisch- und visuell-basierte Gangstörungen die Mechanismen der dynamischen Stabilitätskontrolle verbessern und auf das Stolpern übertragen werden können. Dazu wurden 110 Briefzusteller und Industriearbeiter in zwei Laufband-Trainingsgruppen unterteilt; Gruppe MECH: mechanisch induzierte Gangstörungen an verschiedenen Körpersegmenten mittels pneumatisch betriebener Brems- und Lösevorrichtung und Gruppe VR: visuell induzierte Gangstörungen durch Rotationen der virtuellen Umgebung mittels VR Brille; sowie eine Kontrollgruppe. Um mögliche Übertragungseffekte auf das Stolpern zu analysieren gingen alle Teilnehmer über einen Parcours mit elektronisch auslösbaren Stolperelementen. Zudem wurden die Sturzereignisse im Alltag jeweils in den zwei Wochen vor und nach dem Training erfasst. Sowohl die MECH als auch die VR Gruppe zeigten eine vergleichbare trainingsbedingte Erhöhung der Toleranz der Stabilität beim Stolpern im Parcours (VR pre vs. post:  $-40\pm 12$  vs.  $-35\pm 10$ cm; MECH:  $-42\pm 14$  vs.  $-35\pm 14$ cm;  $p < 0.05$ ) ohne Veränderungen in der Kontrollgruppe ( $-38\pm 12$  vs.  $-37\pm 10$ cm). Die Verbesserung der dynamischen Stabilität beim Stolpern in MECH und VR war auf eine Reduzierung der anterioren Geschwindigkeit des Massenschwerpunkts während des Ausgleichsschritts zurückzuführen. Weiterhin zeigten beide Trainingsgruppen, nicht aber die Kontrollgruppe, eine Reduktion von Beinahestürzen im Alltag von etwa 25-30%. Die Studie zeigt, dass sowohl Störungen der Dynamik der Körpersegmente als auch Beeinflussungen des visuellen Feedbacks beim Gehen zu einer Adaptation der dynamischen Stabilität führt und diese auf das Stolpern übertragen werden können, wodurch das Sturzrisiko reduziert werden kann. <sup>1</sup>Bruijn et al. 2013; *J R Soc Interface*

## OP038

### Classification of rheumatoid arthritis from hand motion capture data using machine learning

S. Fleischmann<sup>1</sup>, V. Holzwarth Correa<sup>1</sup>, B. Coppers<sup>2,3</sup>, M. Sadeghi<sup>1</sup>, R. Richer<sup>1</sup>, A. Kleyer<sup>2,3</sup>, D. Simon<sup>2,3</sup>, J. Bräunig<sup>4</sup>, M. Vossiek<sup>4</sup>, V. Schönau<sup>2,3</sup>, G. Schett<sup>2,3</sup>, A. D. Koelewijn<sup>1</sup>, S. Leyendecker<sup>5</sup>, B. M. Eskofier<sup>1,6</sup>, A. M. Liphardt<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Machine Learning and Data Analytics Lab, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Internal Medicine 3 - Rheumatology and Immunology, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Deutsches Zentrum Immuntherapie (DZI), Erlangen, Deutschland

<sup>4</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Institute of Microwaves and Photonics, Erlangen, Deutschland

<sup>5</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Institute of Applied Dynamics, Erlangen, Deutschland

<sup>6</sup>Helmholtz Zentrum München – German Research Center for Environmental Health, Institute of AI for Health, Neuherberg, Deutschland

**Intro:** Classifying movement restrictions in patients with rheumatoid arthritis (RA) is challenging. Machine learning (ML) can identify patterns in the data that cannot be captured with statistical tools.

**Aim:** To test the feasibility of classifying RA patients and controls from hand motion capture data using automatic feature extraction (AFE) and ML and to evaluate if a larger feature set improves the performance.

**Methods:** 24 RA patients (ACR/EULAR 2010 criteria) and 23 controls performed tipping and flexion of the hand [1], which was captured by an optoelectronic measurement system at 100 Hz with 29 reflective markers placed on the hand dorsum. We extracted the 3D trajectories, expressed relative to the central wrist marker and normalized to the hand length, of 24 markers on one hand (excluding thumb markers). After linearly interpolating missing values we filtered the data using a 4th-order Butterworth filter at a 6 Hz cut-off frequency and extracted a minimal and extensive feature set from the hand trajectories using the AFE package tsfresh [2]. We compared 4 classifiers in combination with scaling and dimensionality reduction (Fig 1). For every combination of algorithms, we trained a model using a stratified 10-fold nested cross-validation (CV). Hyperparameters were found from an inner five-fold CV on the respective train set using grid search. We report the accuracy of the best model averaged over the 10 folds.

**Results:** The best accuracy was 68.2% for flexion and 62.7% for tipping (Fig 2). Using the extensive instead of the minimal feature set led to no major change in accuracy.

**Summary:** The classification performance based on AFE was below the anticipated level of accuracy (>70%), likely due to the small dataset with limited data quality. We currently evaluate the approach on a more consistent, larger dataset and include expert features in addition to AFE.

#### References:

[1] Phutane et al., Sensors, 21(4), 1208, 2021

[2] Christ et al., Neurocomputing, 307, 72-77, 2018

#### Abb. 1

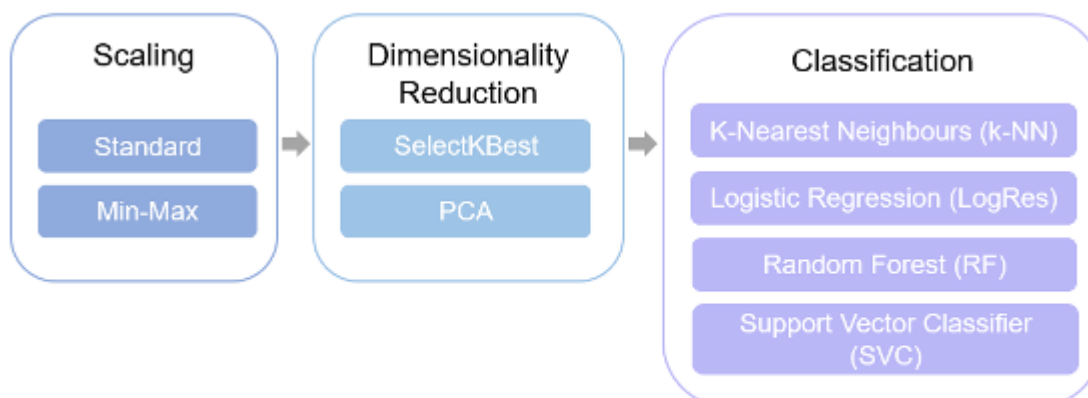


Figure 1: Overview of the evaluated pipeline options for the classification.

**Abb. 2**

		kNN	Logistic Regression	RF	SVC
minimal feature set	flexion	65.1 ± 0.09	68.2±0.07	65.7±0.10	66.0±0.07
	tipping	59.1 ± 0.10	57.5±0.06	55.6±0.07	58.5±0.07
extensive feature set	flexion	60.9 ± 0.07	58.1±0.05	62.5±0.07	58.2±0.05
	tipping	61.6 ± 0.04	61±0.06	55.6±0.08	62.7±0.07

Figure 2: Classification results of the tipping and flexion task using different classifiers in percentage.

## OP039

### Paraspinal muscle fatigue affects posture of patients with symptomatic lumbar spinal stenosis (sLSS) and healthy elderly adults: results of a pilot study

A. Ulsperger<sup>1</sup>, D. Koch<sup>1,2,3</sup>, C. Nüesch<sup>1,2,3</sup>, S. Schären<sup>1</sup>, A. Mündermann<sup>1,2,3,4</sup>, C. Netzer<sup>1,3,4</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>University of Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University of Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

**Introduction:** It was previously shown that muscle quality correlates negatively with function in patients with sLSS[1], and that their posture may significantly change over time during walking[2].

**Aim:** The aim of this study was to determine whether the influence of paraspinal muscle fatigue on static standing posture differs between patients with sLSS, elderly healthy persons, and young healthy persons.

**Methods:** The observational pilot study included 10 patients with sLSS(5M/5F,71±10yr), 10 elderly healthy persons(5M/5F,65±5yr), and 10 young healthy persons(5M/5F,26±2yr). Sagittal whole body standing posture was assessed using the Vicon motion capture system and the CGM 2.3[3] full-body marker model. Flexion/extension angles of the neck, spine, knees, ankles, and pelvic tilt were extracted during static upright standing before and after a paraspinal muscle fatigue test. Kruskal-Wallis test and post-hoc Mann-Whitney-U tests( $\alpha=.05$ ) were used to test for group differences in the absolute angle changes between conditions.

**Results:** Significant differences in absolute angle changes were found between young persons and patients and young and elderly persons( $p<.05$ ), but not between patients and elderly persons. Although not significant, the variance and magnitude in absolute angle changes were greater in patients compared to the other groups(Fig.1).

**Conclusion:** We provide first evidence that fatigue-induced postural changes in standing posture are comparable in patients with sLSS and elderly healthy persons and, therefore, may be age-dependent. Compared to the other groups, patients with sLSS had non-significant but noticeably greater intra-individual differences and larger fatigue-induced changes. The lack of significant differences could be an effect of the small group size and underlying age-related change. Funding: Gottfried und Julia Bangerter-Rhyner-Stiftung

1 Xia et al. 2021 *BMC Musculoskelet Disord*

2 Goto et al. 2017 *Gait Posture*

3 Leboeuf et al. 2019 *Gait Posture*

### Abb. 1

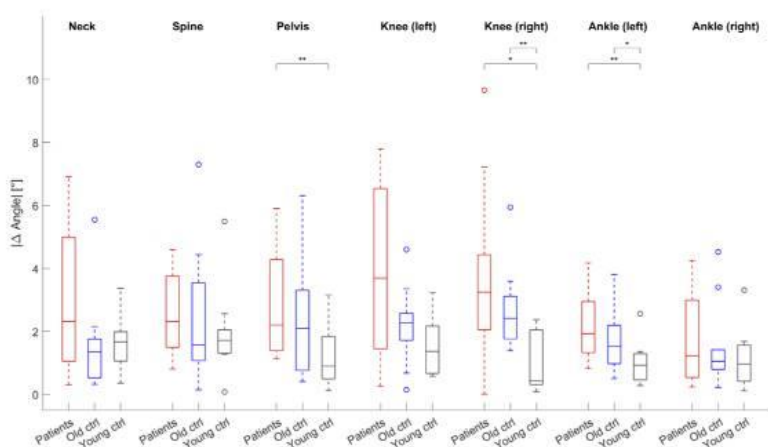


Fig. 1: Groupwise absolute angle changes between non-fatigued and fatigued condition. Statistically significant differences between groups: \* =  $p<.05$ , \*\* =  $p<.01$ .

# Mechanobiologie, regenerative und zelluläre Biomechanik

## OP040

### Die Rolle von Genetik und Umwelt in der Form und Funktion des menschlichen Fußes: Erkenntnisse aus einer Zwillingsstudie

*F. Sichtung<sup>1</sup>, I. Poppele<sup>2</sup>, N. B. Holowka<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Technische Universität Chemnitz, Professur Bewegungswissenschaft, Chemnitz, Deutschland

<sup>2</sup>Technische Universität Chemnitz, Professur Sozialwissenschaftliche Perspektiven von Sport, Bewegung und Gesundheitsförderung, Chemnitz, Deutschland

<sup>3</sup>University at Buffalo, Department of Anthropology, Buffalo, NY, Vereinigte Staaten

**Einleitung:** Die Morphologie und Funktion des menschlichen Fußes zeigen eine beträchtliche interindividuelle Variabilität. Vorangegangene Studien beschäftigten sich hauptsächlich mit den Auswirkungen von Umwelteinflüssen auf die interindividuelle Variabilität menschlicher Füße. Allerdings konnte in diesen Studien nicht berücksichtigt werden, dass Menschen genetisch unterschiedlich sind, was wiederum zu einer Unterscheidung in der Anatomie ihrer Füße führt.

**Ziele:** Diese Studie hatte zum Ziel, genetische Determinanten der Fußform und -funktion zu untersuchen. Unter Verwendung eines Zwillingsstudien-Designs sollte das Zusammenspiel von Anlage und Umwelt in Hinblick auf die interindividuelle Variabilität menschlicher Füße beleuchtet werden.

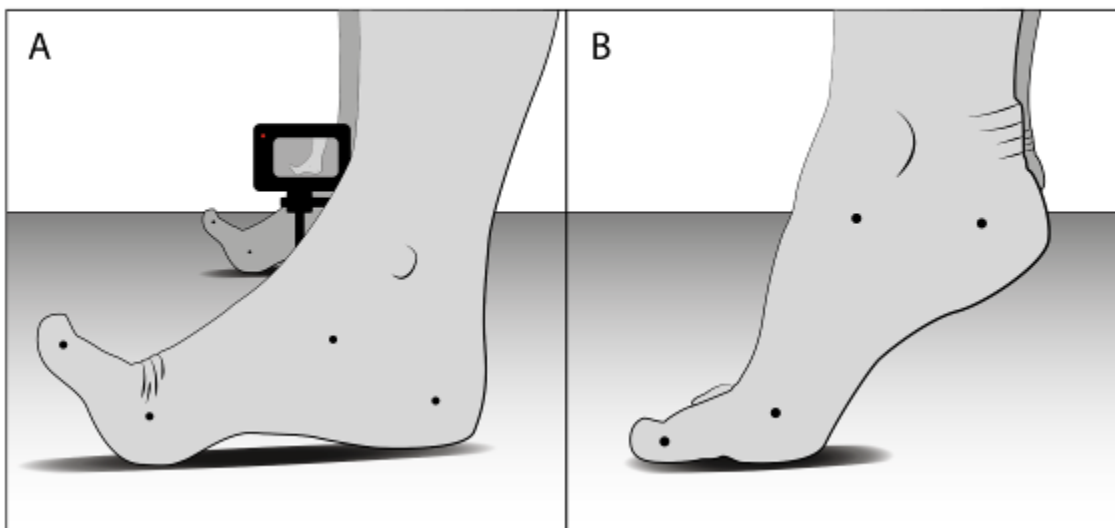
**Materialien und Methoden:** In 18 Zwillingspaaren wurde die Ähnlichkeit der Fußform, insbesondere der Fußlänge und Längsgewölbehöhe, sowie der kinematischen Kopplung zwischen dem Metatarsophalangealgelenk (MTP) und dem medialen Längsgewölbe (MLA) bei Zehen- und Fersenbewegungen – häufig als Windlass-Mechanismus beschrieben – untersucht (Abbildung 1).

**Ergebnisse:** Unsere Ergebnisse zeigten eine starke Ähnlichkeit in Fußlänge (ICC: 0,93;  $p < 0.01$ ) und Längsgewölbehöhe (ICC: 0,77;  $p < 0.01$ ) zwischen identischen Zwillingen, was auf einen deutlichen Einfluss der Genetik hinweist. Im Vergleich dazu zeigten die kinematischen Untersuchungen schwächere Verbindungen bei der MTP-MLA-Kopplung zwischen Zwillingspaaren (ICC: 0.24 und 0,23; jeweils für Zehen- und Fersenheben).

**Zusammenfassung:** Die Erkenntnisse unserer Studie deuten darauf hin, dass Aspekte der Fußmorphologie zwar hauptsächlich genetisch bedingt sein können, die Funktionalität jedoch stark an Umweltfaktoren anpassbar zu sein scheint, darunter möglicherweise körperliche Aktivität oder Schuhgebrauch. Diese Befunde betonen die Wichtigkeit einer differenzierten Betrachtung.

**Abbildung 1:** Markerbasierte Erfassung der Fußfunktion bei Zehen- und Fersenbewegungen (A und B).

Abb. 1



**OP041**

**Serum COMP concentrations in response to 5 days of immobilization in female and male participants**

*M. Dreiner<sup>1</sup>, E. T. Godonou<sup>2,3</sup>, A. M. Liphardt<sup>2,3</sup>, A. Niehoff<sup>1,4</sup>*

<sup>1</sup>German Sport University Cologne, Institute of Biomechanics and Orthopaedics, Cologne, Deutschland

<sup>2</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Internal Medicine 3, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>FAU Erlangen-Nürnberg, Uniklinikum Erlangen, Deutsches Zentrum Immuntherapie (DZI), Erlangen, Deutschland

<sup>4</sup>Medical Faculty, University of Cologne, Cologne Center for Musculoskeletal Biomechanics, Cologne, Deutschland

**Introduction:** In healthy male participants, bed rest immobilization leads to alterations in serum cartilage biomarker concentrations [1], while in females this effect has not been investigated to date. Cartilage oligomeric matrix protein (COMP) is a mechanosensitive biomarker of cartilage degeneration [2]. Dry immersion (DI) is an immobilization model that simulates a support-free environment and restricts movement. We aimed to examine serum COMP (sCOMP) concentrations in females compared to males during 5 days of DI immobilization.

**Methods:** This study was conducted at the Institute de Médecine et de Physiologie Spatiales (MEDES), Toulouse, France. 18 healthy females (29±5 years, 165±6 cm, 59±6 kg) and 19 males (28±4 years, 177±4 cm, 72±7 kg) underwent 4 days of baseline data collection (BDC), 5 days of DI (24 hrs/day), and 3 days of recovery (R) (Figure 1). Fasting venous blood samples were collected on BDC-50h, BDC-26h, DI<sub>46h</sub>, DI<sub>118h</sub> and R<sub>+46h</sub>. sCOMP concentrations were analyzed by commercially available ELISA (BioVendor R&D®). Repeated measures ANOVA (LSD post-hoc test) with sex as between-subjects factor was performed.

**Results:** sCOMP levels did not differ between females and males (p=0.831, Table 1). Consequently, they were pooled for further analysis. DI led to a substantial decrease in sCOMP levels (p<0.001) and a subsequent increase (p<0.001) to BDC levels during remobilization.

**Conclusion:** sCOMP concentrations were clearly reduced after 46hrs of DI, with no sex differences, indicating perturbed cartilage metabolism. The observed reduction in sCOMP was more pronounced during DI (-35%) compared to the effect measured in a previous 5 days bed rest study (-23%) [1].

[1] Liphardt AM et al., J Orthop Res. 38:2373-2382, 2020

[2] Tseng S et al., Biomark Insights. 4:33-44, 2009

**Acknowledgements:** European Space Agency, Federal Ministry of Economic Affairs and Energy, Germany (DLR 50WB2021, DLR 50WB2022), participating volunteers, MEDES study team, Toulouse, France.

**Abb. 1**

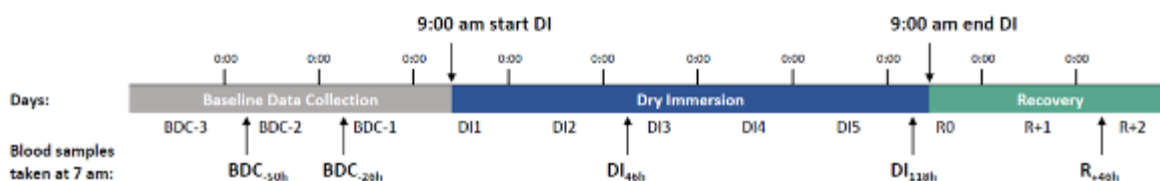


Figure 1: Study timeline with blood sampling time points. BDC: Baseline Data Collection (grey area), DI: Dry Immersion (blue area), R: Recovery (green area).

**Abb. 2**

Table 1: Absolute sCOMP concentrations [ng/mL] at different sampling time points, displayed separately for female and male participants, as well as overall concentrations. Values are presented as means and 95% CI. \*p<0.001 significantly different to BDC and R time points.

Sampling time points	BDC-50h	BDC-26h	DI <sub>46h</sub>	DI <sub>118h</sub>	R <sub>+46h</sub>
Female N=18	410 (328-492)	397 (321-472)	255 (202-308)	237 (190-283)	385 (312-457)
Male N=19	429 (330-527)	402 (316-488)	253 (196-311)	229 (172-286)	455 (356-554)
Overall N=37	420 (358-481)	400 (345-454)	254 (217-292)*	233 (198-268)*	421 (361-481)



## OP042

### Investigation of biomechanical properties of braided, long-term biodegradable scaffolds for anterior cruciate ligament tissue engineering

*C. Emonts<sup>1</sup>, R. Merfort<sup>2</sup>, V. Kiaulehn<sup>2</sup>, B. Bauer<sup>1</sup>, J. Eschweiler<sup>2</sup>, T. Gries<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>RWTH Aachen University, Institut für Textiltechnik, Department Medical Textiles, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>RWTH Aachen University, Department for Orthopaedics, Trauma and Reconstructive Surgery, Aachen, Deutschland

**Introduction:** ACL injuries are a common sports injury and ligaments have limited self-healing capabilities. The current treatment methods rely on autologous implants, which are limited by availability and donor site morbidity. Synthetic ACL are rarely used due to their shortcomings in long-term mechanical stability and friction resistance. Tissue engineering offers a new approach by using scaffolds that provide temporary mechanical stability and promote cell ingrowth to regenerate a functional ligament. This study aims to investigate the potential of long-term degradable scaffolds for ACL replacement, utilizing three different braiding technique.

**Methods:** The scaffolds were manufactured using round, hexagonal and linear braiding with melt-spun PCL monofilaments [1]. Three variations of scaffolds were examined. A uniaxial tensile test with a gauge length of 40 mm comparable to the length of the ACL was conducted. The effect of the braiding technique on the maximum tensile load, elongation, and stiffness was evaluated. A cyclic tensile test with the load of walking (210 N) was performed for 500000 cycles with a frequency of 1,6 Hz.

**Results:** The braided scaffolds exhibit a tensile strength of 3460-4110 N, surpassing the ACL's tensile strength range of 734-2160 N [2]. The scaffolds are designed to fit within the surgical bone channel diameter of 9 mm. The linear region stiffness of the braids ranges from 186 - 212 N/mm, which is comparable to the native ACL stiffness range of 180-242 N/mm [2]. The laxity of the synthetic ACL caused by creep must not exceed 3-5 mm. [3] The plastic deformation is between 1.0 -1.3 mm for all tested scaffolds. The results show that the requirements for the initial mechanical properties of the ACL as well as the long-term stability can be fulfilled.

#### References:

1. Bauer et al., *Fibers*, 10(3):23, 2022
2. Noyes, F. R. et al., *J of Bone and Joint Surgery*, 58, 1976
3. Vieira, A. C., et al.: *J of Biomechanics*, 2009

## OP043

### Investigation of the elastic properties throughout hydrolytic degradation of various high-strength fiber materials for textile tendon and ligament scaffolds

*B. Bauer<sup>1</sup>, C. Emonts<sup>1</sup>, T. Gries<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>RWTH Aachen University, Institut für Textiltechnik, Aachen, Deutschland

**Introduction:** Textile processes allow for the fabrication of scalable, 3d-porous scaffolds with adjustable strength and stiffness to match the properties of the native tendons or ligaments. Besides primary stability and strength retention during biodegradation, the elastic properties of the scaffold during multiple loading cycles are a crucial but rarely investigated aspect. In this study, several high-strength long-term biodegradable fibers from different Polycaprolactone (PCL)-materials are investigated in terms of their elastic properties over the duration 36 weeks of in vitro hydrolytic degradation.

**Materials and Methods:** Filaments were melt spun from five different PCL (see Table) as well as from a PCGL copolymer using a single-screw spinning plant (Fourné Maschinenbau, Germany). The fibers were produced at the highest macromolecular orientation achievable. Segments of the fibers were placed in Phosphate Buffer Solution (PBS) at 37°C for up to 36 weeks in order to mimic the hydrolytic degradation in the human body. At discrete time points of 0, 8, 12, 16, 24, 36 weeks samples were subjected to mechanical characterization. Cyclic uniaxial tensile tests were performed at a strain rate of 200%/min with 180 loading cycles with a load derived from the force within the ACL during running.

**Results:** A pronounced dependence of the elastic behavior from the base material was observed. Fibers from PC08 and CG955 already failed after 8w of degradation followed by PC12 after 24w while the high-molecular weight PCL candidates mostly maintained their elastic properties throughout the 36 weeks. The elasticity retention after 24w of degradation (compared to prior degradation) varied between 0% (failed samples) to 98% for C100 and 99% for both Sigma 80 and Capa6800, respectively.

**Conclusion:** Elasticity retention during degradation is an important aspect of a functional tendon or ligament replacement. The choice of the material highly affects whether this can be fulfilled.

#### Abb. 1

Material	Abbreviation	Supplier	Grade	Properties
Capa® 6800	Capa6800	Ingevity Corp. (O'Hear, N.C., USA)	Technical	M <sub>n</sub> = 80 kDa
PCL	Sigma 80	Merck KGaA, (Darmstadt, Germany)	Research	M <sub>n</sub> = 80 kDa
PURASORB® PC 08	PC08	Corbion (Amsterdam, The Netherlands)	Medical	IV = 0.8 dl/g
PURASORB® PC 12	PC12			IV = 1.2 dl/g
Capromaxx® C100	C100	Bezwada Biomedical, LLC (Hillsborough, NJ, USA)	Medical	IV = 1.66 dl/g
Capromaxx® CG955	CG955			Copolymer 95:5 (PCL - PGA), IV = 1.4 dl/g

## OP044

### Evaluation eines individualisierten Diagnostik- und Trainingskonzepts zur Reduktion muskulotendinöser Dysbalancen

*T. Domroes<sup>1,2</sup>, K. Weidlich<sup>1,2</sup>, S. Bohm<sup>1,2</sup>, F. Mersmann<sup>1,2</sup>, A. Arampatzis<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland

**Einleitung:** Dysbalancen zwischen Muskelkraft und Sehnensteifigkeit können die Beanspruchung der Sehne erhöhen. Die frühzeitige Identifikation muskulotendinöser Dysbalancen und ein entsprechend individualisiertes Training könnten daher zur Verletzungsprävention der Sehne beitragen.

**Ziel:** Ziel der Studie ist es durch ein individualisiertes Diagnostik- und Trainingskonzept Muskel-Sehnen Dysbalancen bei Leistungssportler:innen zu identifizieren und eine ausgewogene Adaptation von Muskel und Sehne zu bewirken.

**Methoden:** In jeweils einer Kontroll- und Interventionsgruppe nahmen 26 männliche und 37 weibliche jugendliche (13-16J.) und 22 männliche erwachsene Athlet:innen teil. An 4 Messzeitpunkten in einer Saison wurden während maximaler isometrischer Kontraktionen die Kraft der Knieextensoren, die Patellarsehnensteifigkeit und -dehnung bestimmt, um Muskel-Sehnen Dysbalancen zu identifizieren. Darauf basierend absolvierten die Interventionsgruppen individualisierte Übungen (3x/Woche) je nach Bedarf zur Anpassung der Sehne (Intensität ~5.5% Sehnendehnung) oder des Muskels (submax. Last zur Ermüdung). Mit einem gemischt linearen Modell wurden zeit- und gruppenabhängige Entwicklungen analysiert.

**Ergebnisse:** Bei den Jugendlichen zeigten die Interventionsgruppen geringere Fluktuationen der maximalen Sehnendehnung ( $p < 0.05$ ) und einen geringeren Anteil von Athlet:innen mit erhöhter Sehnendehnung  $\geq 9\%$ . In der Interventionsgruppe der Erwachsenen reduzierten sich die Fluktuationen der Sehnendehnung mit der Zeit ( $p < 0.05$ ), während in der Kontrollgruppe der Anteil von Athleten mit Sehnendehnungen  $\geq 9\%$  zunahm.

**Zusammenfassung:** Das individualisierte Diagnostik- und Trainingskonzept bewirkte eine Reduktion der Fluktuationen der maximalen Patellarsehnendehnung über die Zeit und eine geringere Prävalenz stark erhöhter Sehnendehnungen bei Jugendlichen. Da eine erhöhte maximale Sehnendehnung das Risiko für Sehnenbeschwerden steigert, kann das Konzept zur Verletzungsprävention der Sehne beitragen.

## OP045

### Tumorassoziierte Fibroblasten und biomechanische Kräfte in der Mikroumgebung von Tumoren modulieren deren invasives Potential

*S. Kaya<sup>1</sup>, J. Mockenhaupt<sup>2</sup>, N. Wiesmann-Imilowski<sup>3,4</sup>, A. V. B. Nogueira<sup>5</sup>, B. Al-Nawas<sup>1</sup>, J. Deschner<sup>5</sup>, P. W. Kämmerer<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsmedizin Mainz, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Mainz, Deutschland

<sup>2</sup>Hochschule Bonn-Rhein-Sieg, Medizininformatik, Hennef, Deutschland

<sup>3</sup>Universitätsmedizin Mainz, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Mainz, Deutschland

<sup>4</sup>Universitätsmedizin Mainz, Hals-, Nasen-, Ohrenklinik und Poliklinik, Mainz, Deutschland

<sup>5</sup>Universitätsmedizin Mainz, Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung, Mainz, Deutschland

**Einleitung:** Im menschlichen Körper sind alle Zellen in ein wohl definiertes Gerüst aus Extrazellulärmatrix eingebettet und so ständig mit den mechanischen Kräften und physikalischen Eigenschaften der sie umgebenden gewebspezifischen Matrix konfrontiert. Im Rahmen der Tumorentstehung in der Mundhöhle kommt es zu tiefgreifenden Veränderungen der Extrazellulärmatrix durch tumorassoziierte Fibroblasten. Ziel der vorliegenden Studie war es zu untersuchen, welchen Einfluss tumorassoziierte Fibroblasten auf Tumorzellen haben und wie dynamische biomechanische Reize das migratorische Potential von Fibroblasten und Tumorzellen beeinflussen können.

**Materialien und Methoden:** Im Rahmen der Studie wurden primäre Fibroblasten sowohl aus gesunder Mukosa als auch aus Tumoren isoliert und in Zellkulturen überführt. Mit Hilfe eines computergesteuerten Bioreaktorsystems wurden diese *in vitro* kultivierten Zellen dann zyklischen biomechanischen Zugbelastungen ausgesetzt. Im Anschluss wurden sodann Proliferation und Migration untersucht.

**Ergebnisse:** Die Untersuchungen zeigten, dass tumorassoziierte Fibroblasten einen erheblichen Einfluss auf das proliferative und migratorische Potential von Tumorzellen nehmen können. Weiterhin konnten wir erstmals zeigen, dass dynamische biomechanische Reize das migratorische Potential von tumorassoziierten Fibroblasten erhöhen können und mechanisch stimulierte Fibroblasten orale Plattenepithelkarzinomzellen ebenfalls zur Migration anregen.

**Zusammenfassung:** Unsere Daten zeigen, dass tumorassoziierte Fibroblasten und biomechanische Prozesse im Rahmen der Tumorentstehung und -progression eine wichtige Rolle spielen. Daher sollten tumorassoziierte Fibroblasten und durch sie bedingte biomechanische Veränderungen noch mehr als bisher bei Diagnosestellung und Therapie von Tumoren miteinbezogen werden. Diesem Ziel wollen wir uns in einem Folgeprojekt nun nähern.

**Die biomechanischen Eigenschaften humaner Menisken variieren mit dem verwendeten Prüfprotokoll**

J. Schwer<sup>1</sup>, A. Ignatius<sup>1</sup>, A. M. Seitz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zentrum für Traumaforschung Ulm, Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

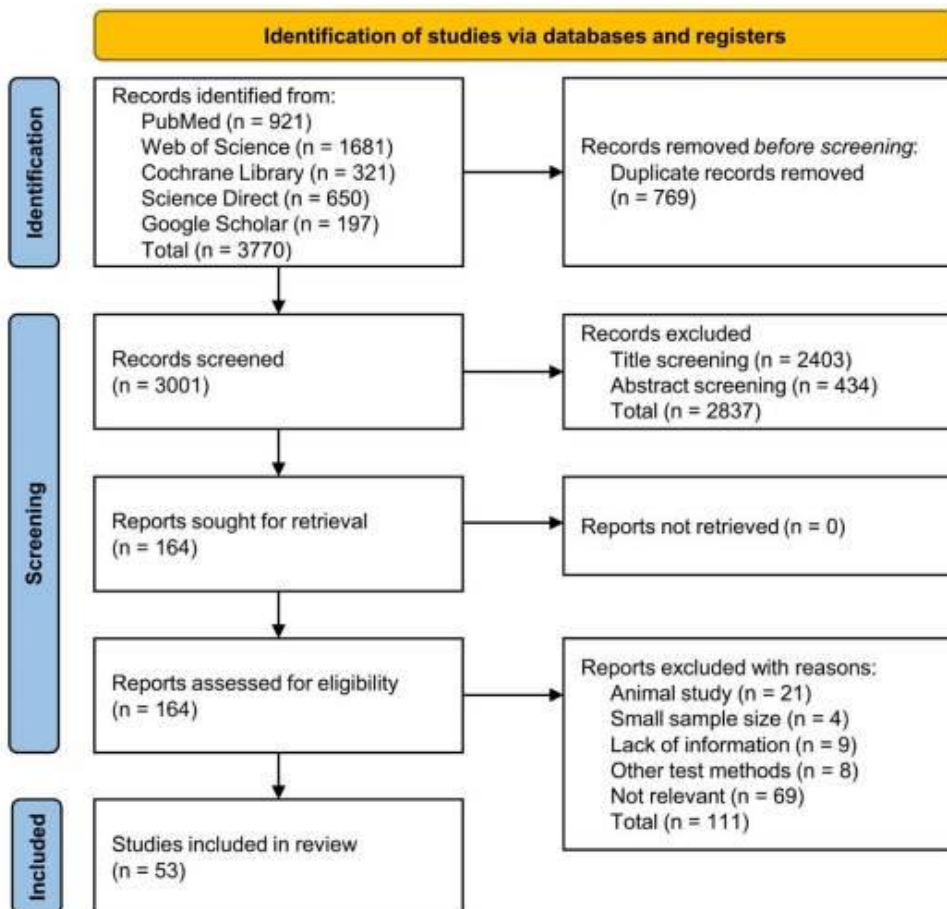
**Fragestellung:** Die biomechanische Charakterisierung von Meniskusgewebe *ex vivo* ist insbesondere für die Entwicklung geeigneter Meniskusersatzmaterialien von zentraler Bedeutung. Bislang wurde eine Vielzahl unterschiedlicher Testkonfigurationen (unconfined, confined, indentation), Testmodi (stress relaxation, creep, cyclic) und Protokolle verwendet, was den Vergleich der jeweiligen Ergebnisparameter extrem erschwert und zu Fehlinterpretationen führt. Ziel war es daher, prüfungsspezifische Merkmale zu identifizieren, die zu Unsicherheiten bei der Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des Meniskus beitragen, die aus gängigen quasistatischen und dynamischen Zug-, Druck- und Scherprüfungen abgeleitet werden.

**Methoden:** Es wurde eine systematische Datenbankrecherche in PubMed, Web of Science, Cochrane Library und Science Direct durchgeführt. Die Zulassungskriterien wurden entsprechend der folgenden Leitfrage gestaltet: Wie wirken sich Variationen in den Prüfprotokollen auf die Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des humanen Meniskus aus?

**Ergebnisse:** Die Suche ergab insgesamt 3770 Treffer, nach Anwendung der Ausschlusskriterien blieben 53 Studien übrig (Abb. 1). Der elastische Zugmodul unterschied sich in allen Regionen um das bis zu Zehnfache (Abb. 2A). Der elastische Kompressionsmodul hing stark von dem für die Auswertung verwendeten mathematischen Modell und der Höhe der aufgebracht Last ab und variierte zwischen 0,06 MPa und 353,40 MPa. Das Gleichgewichtsmodul sowie die hydraulische Permeabilität unterschieden sich je nach Prüfverfahren um das bis zu 28-fache (Abb. 2B-C).

**Schlussfolgerung:** Die großen Unterschiede in den biomechanischen Eigenschaften des Meniskus konnten hauptsächlich auf Variationen im Testaufbau, im Testprotokoll und in der Demographie der Kohorte zurückgeführt werden. Diese Arbeit unterstreicht den unerfüllten Standardisierungsbedarf und die Notwendigkeit von Berichtsrichtlinien für die mechanische Charakterisierung von Meniskusgewebe.

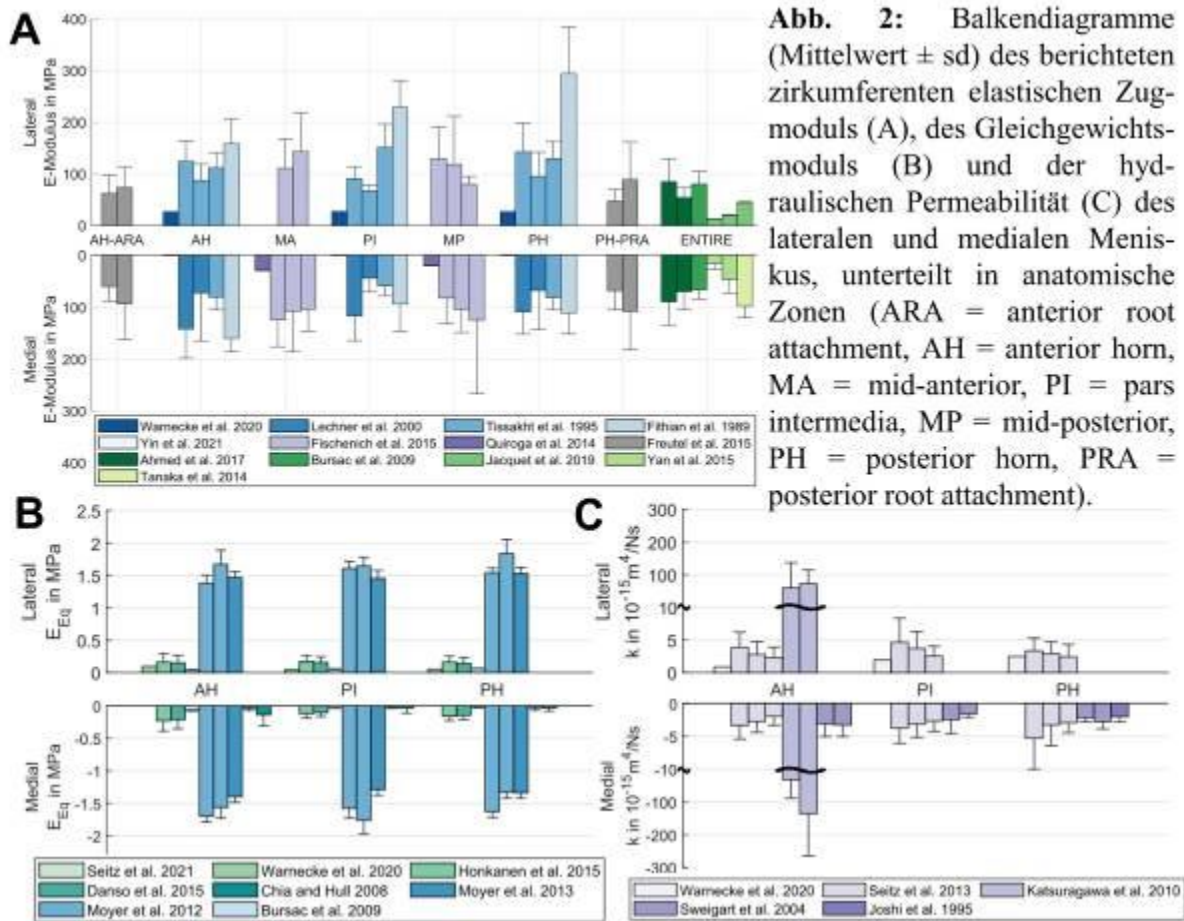
Abb. 1



**Abb. 1:** Modifiziertes PRISMA-Flussdiagramm für den Studienauswahlprozess. Zuletzt aktualisiert am 12.01.2023.



Abb. 2



**Abb. 2:** Balkendiagramme (Mittelwert  $\pm$  sd) des berichteten zirkumferenten elastischen Zugmoduls (A), des Gleichgewichtsmoduls (B) und der hydraulischen Permeabilität (C) des lateralen und medialen Meniskus, unterteilt in anatomische Zonen (ARA = anterior root attachment, AH = anterior horn, MA = mid-anterior, PI = pars intermedia, MP = mid-posterior, PH = posterior horn, PRA = posterior root attachment).

## OP047

### Differences in human muscle and tendon adaptation to mechano-metabolic stimuli

*G. Epro*<sup>1</sup>, *Y. Lambrianides*<sup>1</sup>, *A. Arampatzis*<sup>2</sup>, *K. Karamanidis*<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>London South Bank University, London, Vereinigtes Königreich

<sup>2</sup>Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>3</sup>Universität Koblenz, Koblenz, Deutschland

Tendon's delayed response to rapid improvements in muscle strength during exercise could lead to an imbalanced adaptation within muscle-tendon unit (MTU) and place tendon under a higher mechanical demand (i.e. increased tendon strain).<sup>1</sup> The current study investigated the temporal dynamics of muscle-tendon adaptation and if differences in mechano-metabolic sensitivity can cause non-uniform adaptation within the triceps surae (TS) MTU. Twelve young male adults participated in a 12 week resistance exercise intervention 3x week using 3 sets of cyclic isometric plantarflexion contractions at 80% of MVC until failure to induce a high TS activity and hence metabolic stress. Mechanical load was varied by exercising one leg at short (plantarflexed, PF) and the other at long (dorsiflexed, DF) MTU length. Every 2 weeks TS MTU mechanical, material and morphological properties were examined using ultrasonography, dynamometry and MRI. We could confirm our hypothesis that tendon would show higher sensitivity towards the experienced tendon strain than to metabolic stress exercise as only for DF leg an increase ( $p < 0.05$ ) in tendon stiffness, Young's modulus and tendon size were detected following the 12-week exercise intervention. The PF leg showed a continuous increment in maximal AT strain (i.e. higher mechanical demand) over the exercise period with no changes in its biomechanical properties. Further, we could verify a higher rate of muscle adaptation compared to tendon as well as its independence from the magnitude of mechanical load to hypertrophy or increase its strength, as the rate and magnitude adaptive changes in TS morphological and mechanical properties were not different between DF and PF condition. Hence, these differences in the sensitivity to mechano-metabolic stimuli between muscle and tendon may temporarily cause MTU imbalances that could have implications for the risk of tendinous tissue overuse injury. <sup>1</sup>Mersmann et al. (2017) Front Physiol



# Bewegungsapparat – Wirbelsäule

## OP048

### Wie beeinflussen Bandscheibendegeneration, Alter, Geschlecht und Level den lumbalen intradiskalen Druck? Auswertung einer In-vitro-Datenbank mit 107 Humanpräparaten

C. Liebsch<sup>1</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

Der intradiskale Druck (IDP) ist ein wesentlicher Parameter für die Abschätzung von Belastungen und Muskelkräften an der Wirbelsäule. Mit Hilfe eines umfangreichen In-vitro-Datenkollektivs sollten Effekte primärer Einflussparameter auf den IDP ermittelt werden.

107 humane Bewegungssegmente (32x L2-L3, 16x L3-L4, 59x L4-L5) von 68 Spendern (50±12 Jahre, 19-74 Jahre, 42 % weiblich) wurden standardisiert mit reinen Momenten von 7,5 Nm in Flexion/Extension, Seitneigung und axialer Rotation belastet [1]. Der IDP wurde mit flexiblen Drucksensoren gemessen (FMSPEZ50, MIPM GmbH). Bandscheibendegenerationsgrade wurden mit Hilfe eines validierten Klassifikationssystems ermittelt [2]. Statistische Unterschiede zwischen IDP-Werten wurden mittels Kruskal-Wallis-Test für Degenerationsgrad, Alter und Level sowie mittels Mann-Whitney-U-Test für das Geschlecht in SPSS 27 bestimmt.

Der IDP war in allen Bewegungsrichtungen signifikant ( $p < 0,05$ ) verringert für Degenerationsgrad 1 (leichte Deg.) und 2 (mittlere Deg.) gegenüber Grad 0 (keine Deg.). Der IDP korrelierte signifikant ( $p < 0,05$ ) mit dem Alter, vor allem in Extension (Pearson's  $r = 0,687$ ), und war signifikant ( $p < 0,05$ ) reduziert für ein Alter  $> 40$  Jahre. Das Geschlecht zeigte keinen signifikanten Einfluss auf den IDP ( $p > 0,05$ ). Der IDP in L4-L5 war signifikant ( $p < 0,05$ ) verringert gegenüber L2-L3. Die IDP-Moment-Kurven wiesen in Flexion/Extension und Seitneigung eine V-förmige Charakteristik für junge, nicht-degenerierte Bandscheiben auf, während sie eher flach für ältere, degenerierte Bandscheiben und axiale Rotationsbewegungen waren (Abb. 1).

Zunehmende Bandscheibendegeneration, steigendes Alter sowie inferiores Level verringern den lumbalen IDP wesentlich. In stark degenerierten Bandscheiben (Grad 3) ist keine IDP-Messung möglich, da kein Nucleus pulposus mehr vorhanden ist. Das Geschlecht hat keinen Einfluss auf den IDP.

[1] Wilke et al. (1994). *Eur Spine J* 3(2), 91-97.

[2] Wilke et al. (2006). *Eur Spine J* 15(6), 720-730.

Abb. 1

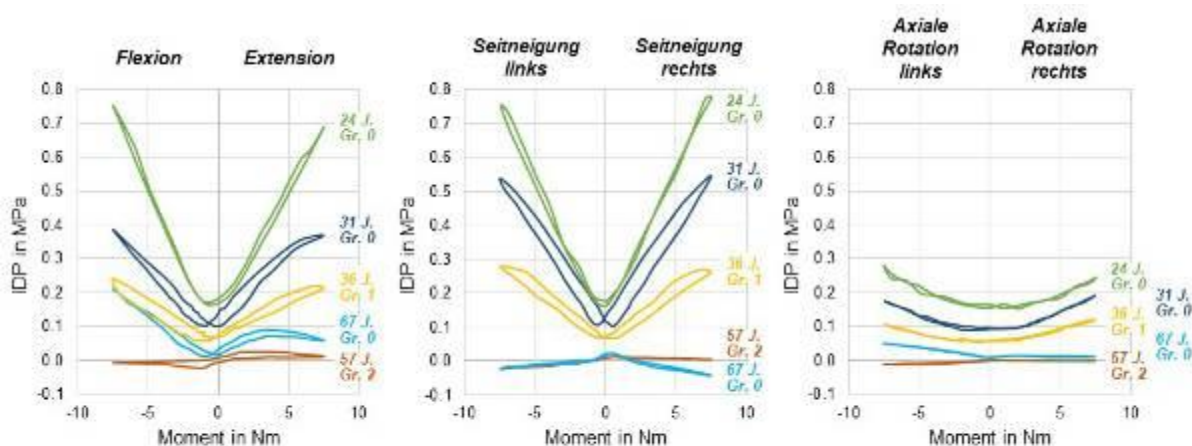


Abb 1. Repräsentative Druck-Moment-Kurven für unterschiedliche Spenderalter und Bandscheibendegenerationsgrade in den sechs Hauptbewegungsrichtungen.

## OP049

### Wie beeinflusst die Länge einer Skoliose-Instrumentierung den Bewegungsumfang und den lumbalen Bandscheibendruck? Eine In-vitro-Studie mit kompletten thorakolumbalen Wirbelsäulen- und Brustkorb-Präparaten

C. Liebsch<sup>1</sup>, P. Obid<sup>2</sup>, M. Vogt<sup>1</sup>, B. Schlager<sup>1</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

<sup>2</sup>Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Schwere Fälle von Skoliose erfordern eine operative Behandlung mittels posteriorer Fixierung, wobei die Instrumentierungslänge vom Grad der Deformität abhängt. In dieser In-vitro-Studie sollten Einflüsse der Instrumentierungslänge auf den segmentalen Bewegungsumfang und den intradiskalen Druck untersucht werden.

N=6 humane Wirbelsäulenpräparate (C7-S) mit Brustkorb von jungen Spendern (26-45 Jahre, 2 w / 4 m) wurden quasi-statisch ( $1^\circ/s$ ) mit reinen Momenten von 5 Nm in einem Wirbelsäulenbelastungssimulator [1] getestet (Abb. 1). Intersegmentale Bewegungsumfänge (ROM) wurden mittels optischer Bewegungsanalyse gemessen (Vicon MX13). Der lumbale intradiskale Druck (IDP) wurde mit flexiblen Drucksensoren bestimmt (FISO Tech). Die Präparate wurden in zwei Gruppen mit jeweils zunehmender Instrumentierungslänge in kaudaler und kranialer Richtung getestet (Abb. 2), basierend auf einer Umfrage unter Skoliosechirurgen [2]. Statistische Unterschiede wurden mittels Friedman's ANOVA und paarweisem Friedman-Test in SPSS 27 ermittelt.

Alle Fixierungslängen verringerten den Gesamtbewegungsumfang signifikant ( $p < 0,05$ ) gegenüber dem Intaktzustand sowie der jeweils kürzeren Länge. In den fixierten Segmenten nahm der ROM signifikant ( $p < 0,05$ ) bis zu 0 % ab. Signifikante ( $p < 0,05$ ) ROM-Zunahmen in den Anschlusssegmenten wurden in beiden Gruppen vor allem kranial der Fixierungen festgestellt (max. +72 % in Gruppe 1, max. +60 % in Gruppe 2). Der IDP nahm vor allem in Flexion und in den fixierten Segmenten signifikant ( $p < 0,05$ ) um bis zu 562 % zu. Auch im kaudalen Anschlusssegment L1-L2 war der IDP in Flexion signifikant gegenüber dem Intaktzustand erhöht (max. +23 %).

Skoliose-Instrumentierungen beeinflussen vor allem die kranialen, thorakalen Anschlusssegmente, was klinische Komplikationen wie Adjacent Segment Disease und somit Proximale Junktionale Kyphose nach Skolioseoperationen erklären könnte.

[1] Wilke et al. (1994). *Eur Spine J* 3, 91-97.

[2] Schlager et al. (2023). *Spine Deform.*

#### Abb. 1



**Abb 1.** Darstellung des experimentellen Aufbaus inklusive eines humanen thorakolumbalen Wirbelsäulen- und Brustkorbpräparats im Wirbelsäulenbelastungssimulator zusammen mit einem Bewegungsanalysesystem bestehend aus zwölf Kameras (Mitte), intradiskalen Drucksensoren für die lumbale Wirbelsäule (L1-L5, links) und retroreflektiven optischen Markern für jeden Wirbel (C7-S, rechts).

Abb. 2

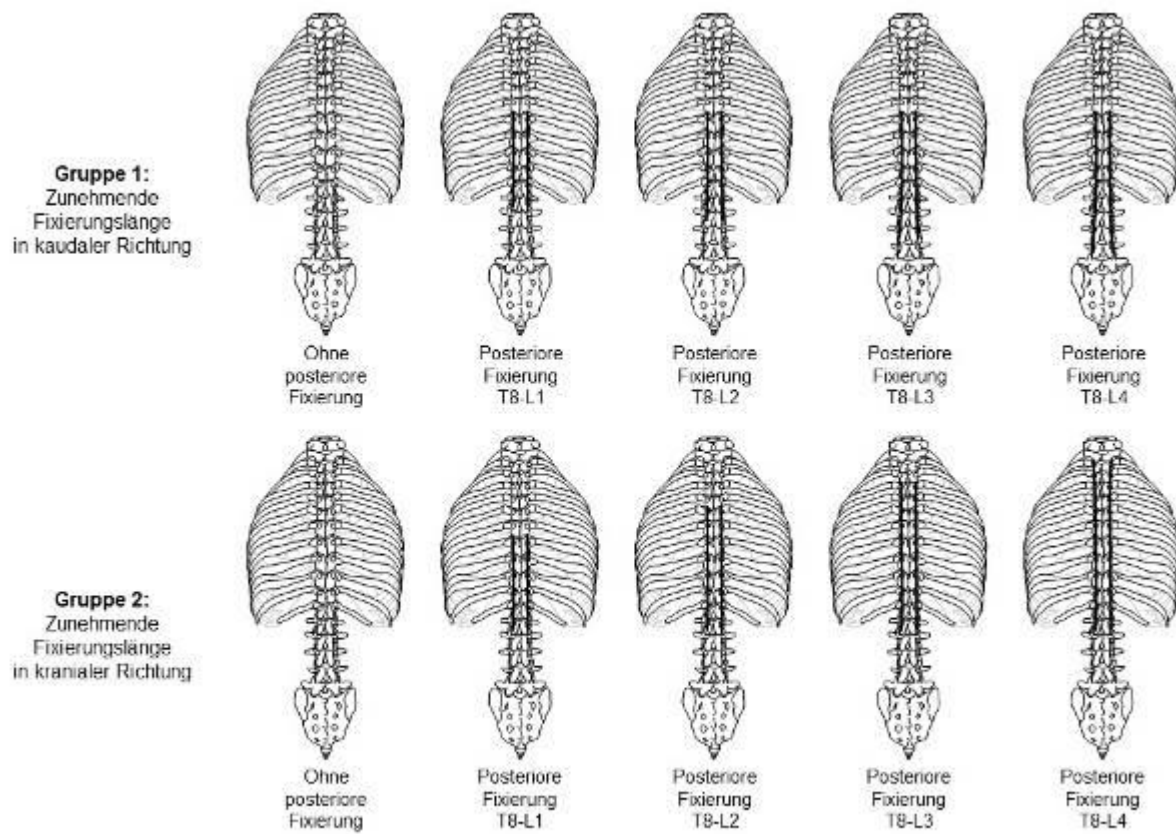


Abb 2. Darstellung des Studiendesigns.

## OP050

### Thoracic pedicle screw anchorage using the new modified slide technique

*F. Krumm<sup>1</sup>, J. Benko<sup>1</sup>, A. Spicher<sup>1</sup>, R. Hörmann<sup>2</sup>, R. Lindtner<sup>1</sup>, W. Schmölz<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Univ. Klinik für Orthopädie und Traumatologie, Innsbruck, Österreich

<sup>2</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Institut für Klinisch-Funktionelle Anatomie, Innsbruck, Österreich

**Background:** Pedicle screws have earned high acceptance in a broad variety of spinal surgeries. Nevertheless, placement in the thoracic spine remains a challenge due to the difficult anatomical conditions, particularly if deformities are present. Several freehand insertion techniques have been described to identify the pedicle entry point and to minimize the risk of screw misplacement. However, some techniques might compromise pedicle screw anchorage, while allowing safe screw placement.

**Aims:** This study investigated pedicle screw anchorage of screws placed with the new "Modified Slide"-technique (MS) and compared it to the Slide-technique by Vialle et al. and the conventional technique.

**Material and Methods:** Thirty fresh frozen human thoracic vertebrae (Th4–Th11; mean age:  $68 \pm 15.6$ ; mean BMD:  $99.2 \text{ mg/ccm} \pm 23.8$ ) were used in this study. For pairwise comparisons, one randomly selected pedicle of each vertebra was instrumented using the new MS-technique. The contralateral side was instrumented using either the Slide-technique or the conventional technique. Each screw was tested using cyclic cranio-caudal loading with an initial load ranging from  $-50\text{N}$  to  $+50\text{N}$  with stepwise increasing compressive load ( $5\text{N}$  every 100 cycles) until screw loosening. After loosening was detected, a pull-out test was performed.

**Results:** Screws implanted using the MS-technique sustained significantly higher loads than those using the Slide-technique ( $460 \text{ N} \pm 160.4$  vs.  $253 \text{ N} \pm 95.2$ ;  $p < 0.01$ ) but lower loads than screws conventionally implanted ( $442 \text{ N} \pm 94$  vs.  $546 \text{ N} \pm 177.4$ ;  $p < 0.01$ ). Pullout tests did not differ between groups ( $p = 0.19$ ), ( $p = 0.52$ ).

**Conclusion:** In terms of screw anchoring, the MS-technique is in between the conventional and the Slide-technique. It can sustain higher loads than those measured in daily activities while still allowing safe screw implantation. Therefore the "Modified Slide"-technique could be a helpful assistance technique for safe pedicle screw placement.

## OP051

### **Analyse der Stabilität von navigierten subaxialen Pedikelschrauben am Humanpräparat in Abhängigkeit von der Schraubenlage: eine biomechanische Untersuchung**

*L. Arndt<sup>1</sup>, J. Gierse<sup>1</sup>, E. Mandelka<sup>1</sup>, K. Klockow<sup>1</sup>, M. Schonhoff<sup>2</sup>, S. Jäger<sup>2</sup>, J. P. Kretzer<sup>2</sup>, P. A. Grützner<sup>1</sup>, S. Vetter<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>BG Klinik Ludwigshafen, Ludwigshafen, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Instabilitäten der Halswirbelsäule erfordern häufig eine chirurgische Intervention. Bei der dorsalen Stabilisierung zeigen Pedikelschrauben die höchste biomechanische Stabilität. Allerdings ist ihre Platzierung aufgrund der Nähe zu neurovaskulären Strukturen anspruchsvoller. Um die Genauigkeit der Schraubenplatzierung zu erhöhen, werden zunehmend Navigationssysteme verwendet.

**Ziele:** Ziel dieser Studie war die Analyse der biomechanischen Stabilität von navigierten subaxialen Pedikelschrauben in Abhängigkeit der Schraubenlage.

**Methoden:** Fünf humane subaxiale Wirbelsäulen wurde mittels Pedikelschrauben dorsal instrumentiert. Hierzu wurden zwei Navigationssysteme (Navi1 und Navi2) je Humanpräparat unilateral verwendet. Die endgültige Schraubenlage wurde bewertet und eine Einteilung in eine optimale/suboptimale Schraubenlage (Perforation >1mm) vorgenommen. Die einzelnen Wirbelkörper wurden entnommen, präpariert und mit Gießharz in Formen fixiert, um biomechanisch getestet zu werden. Über einen Längsträger wurde eine zyklische Flexion/Extension simuliert, auf die eine Zugfestigkeitsprüfung folgte.

**Ergebnisse:** Es konnten 36 Schrauben auf ihre Zugfestigkeit geprüft werden. Diese waren unterteilt in 27 optimal und 9 suboptimal platzierte Schrauben. Die statistische Analyse zeigt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Navigationssystemen bezüglich der Genauigkeit der Schraubenplatzierung ( $p > 0.99$ ). Der Vergleich der Zugfestigkeit zwischen optimaler (Navi1:  $624.2 \pm 231.8$ , Navi2:  $598.4 \pm 364.7$ ) und suboptimaler Schraubenlage (Navi1: Median=335.0, Navi2: Median=352.5) zeigt keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0.05$ ).

**Zusammenfassung:** Diese Studie konnte einen deutlichen Unterschied der Zugfestigkeit zwischen optimal und suboptimal platzierten Schrauben zeigen. Eine genauere Schraubenplatzierung könnte demnach biomechanische Vorteile bringen. Zur weiteren Einordnung dieser Ergebnisse sollten weitere Testungen anhand größerer Fallzahlen erfolgen.

## OP052

### Limitierte vs. vollständige Einbettung von Wirbelkörpern bei Range-of-Motion-Testungen (RoM)

R. Heilmann<sup>1</sup>, F. Metzner<sup>1</sup>, N. von der Höh<sup>2</sup>, C. E. Heyde<sup>1,2</sup>, S. Schleifenbaum<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität, KOUP / Zesbo, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum, KOUP, Leipzig, Deutschland

**Einleitung:** Bei biomechanischen Analysen an der Wirbelsäule, wie ROM-Tests, stellt die Anbindung der Präparate an den Prüfstand eine Herausforderung dar. Etabliert hat sich das Einbetten der Präparate in Gießharz um eine feste Einspannung zu erreichen. Ziel der Arbeit ist die Evaluation zweier Einbettmethoden, wobei jeweils nur 2 Wirbel pro Bewegungssegment (BWS) benötigt werden. Dabei wird eine vollständige Einbettung aller 3 Säulen (vgl. 3 Säulenmodell nach Denis [Q1]) der Wirbelsäule mit einer limitierten Einbettmethode verglichen, bei der nur die vordere Säule eingebettet wird, um die Bewegungsfreiheit anschließender Facettengelenke zu berücksichtigen.

**Methoden:** In einem multiaxialen Wirbelprüfstand werden insgesamt sechs BWS von drei Körperspendern (84±3 Jahre) untersucht. Die BWS werden während gleichzeitiger axialer Kompression isoliert in Flexion/Extension (7,5 Nm) laterale Flexion (7,5 Nm) und axialer Rotation (5 Nm) belastet. Die BWS werden in Gießharz fixiert, wobei die Pedikel und die Wirbelfortsätze nicht miteingeschlossen werden (s. Abb. 1, ①). Es folgt die erste Testung wie oben beschrieben. Anschließend werden die BWS vollständig eingebettet (s. Abb. 1, ②) und es folgen zwei weitere ROM-Tests.

**Ergebnisse/Diskussion:** In allen Bewegungsrichtungen zeigen die Präparate mit halber Einbettung im Mittel eine um 20,7±1,9 % größere RoM, sowie größere Bewegungen am kaudalen und kranialen Segment (81,9±8,5 % und 66,6±26,9 %) als mit vollständiger Einbettung. Die Art der Einbettung während biomech. Tests hat Einfluss auf die Beweglichkeit der Wirbelsäule und Verformung der Wirbel und kann so zu Spannungsspitzen führen, welche Implatatauslockerung begünstigen. Der Einfluss von Einbettungsmethoden sollte bei biomech. Tests berücksichtigt werden.

Q1: Denis F. Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. Clin Orthop Relat Res. Oktober 1984;(189):65–76.

Abb. 1

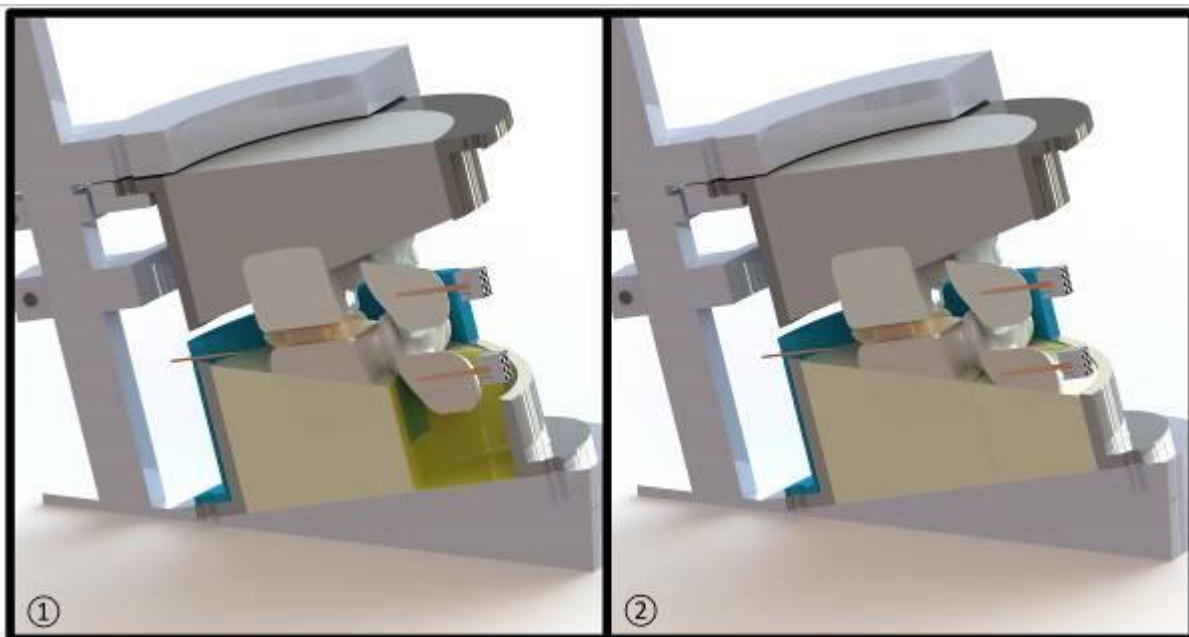
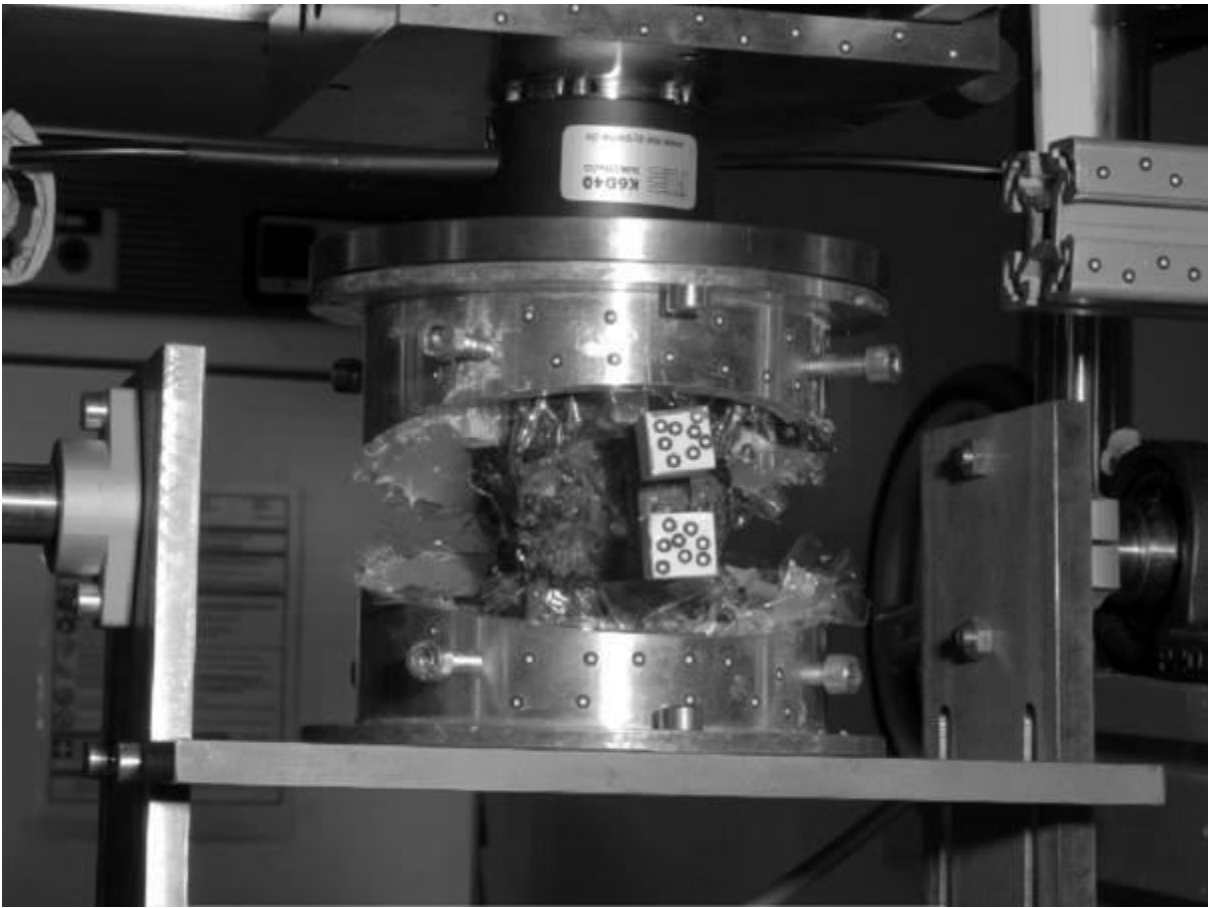


Abb. 2





## OP053

### Einfluss von chirurgischen Resektionsschritten auf den Bewegungsumfang bei adoleszenten idiopathischen Skoliosen – Eine Finite-Elemente-Analyse

B. Schlager<sup>1</sup>, A. Hussein<sup>1</sup>, C. Liebsch<sup>1</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik am UK Ulm, Ulm, Deutschland

**Einleitung:** Die chirurgische Versorgung von adoleszenten idiopathischen Skoliosen (AIS) ist ein komplexer Eingriff, bei dem versucht wird die Wirbelsäule zu begradigen. Hierzu werden im Bereich der stärksten Wirbelsäulenkrümmung (Apex) meist Resektionsschritte durchgeführt, um die Mobilität der Wirbelsäule für die Korrektur zu erhöhen. Die Art der Resektionsschritte variiert zwischen Wirbelleveln und Chirurgen, während die Wirksamkeit dieser Resektionsschritte in der Literatur umstritten ist.

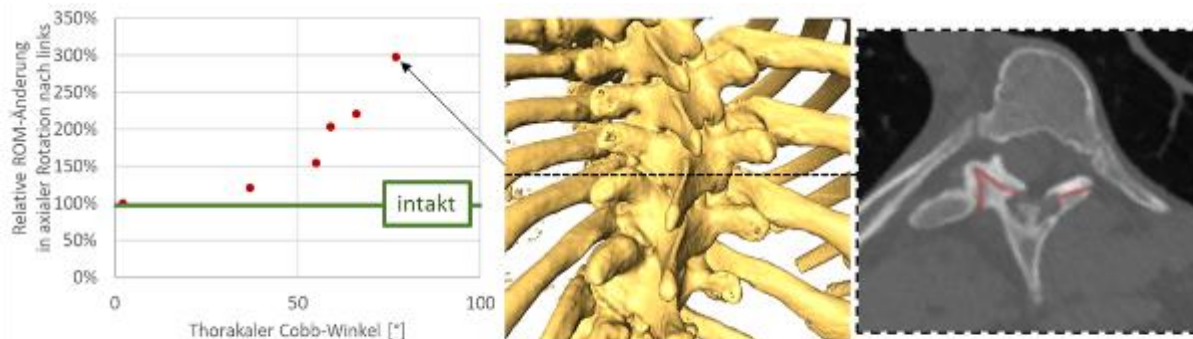
**Ziele:** Ziel dieser Studie war daher, den Einfluss von Resektionsschritten an skoliotischen Wirbelsäulen mittels patientenspezifischen Finite-Elemente-Modellen zu untersuchen.

**Methode:** In einer vorangegangenen Studie wurden die von Chirurgen durchgeführten Resektionsschritte an ausgewählten AIS-Patienten dokumentiert. Diese Resektionsschritte wurden mittels eines parametrischen Finite-Elemente-Modells (FEM) simuliert. Hierfür wurden von einem gesunden und fünf AIS-Patienten FE-Modelle des Wirbelsegmentes am Apex erstellt, die anhand von In-vitro-Versuchen kalibriert wurden. Der Einfluss der Resektionsschritte wurden mittels reinen Momenten von 2,5 Nm in Flexion-Extension, Seitneigung und axialer Rotation untersucht. Zusätzlich wurde die Morphologie der Wirbelsäulen-Deformitäten quantifiziert und mit dem berechneten ROM verglichen.

**Ergebnisse:** Facettektomien bei nicht-deformierten Wirbelsäulen führten zu einem Anstieg des ROM in axialer Rotation von 110% (+/- 10%) verglichen mit dem intakten Zustand. Facettektomien am Apex-Level (hier T8-T9) von AIS-Deformitäten erhöhten den ROM im Schnitt um 200% (+/- 68%) in axialer Rotation nach links. Je höher der Cobb-Winkel, desto größer war der Einfluss der kompletten Facettektomien (Abb. 1).

**Zusammenfassung:** Der Ergebnisse deuten daraufhin, dass der Einfluss der Resektionsschritte von der Stärke der Wirbelsäulen-Deformität abhängt. Hauptgrund hierfür scheinen die stark deformierten Facetten im Bereich des Apex zu sein.

Abb. 1



**Links:** Einfluss der kompletten Facettektomie auf den Bewegungsumfang (ROM), abhängig vom Cobb-Winkel der Wirbelsäule von sechs Patienten. Den Daten zufolge steigt der Einfluss der Facettektomie in axialer Rotation nach links mit einer Vergrößerung des Cobb-Winkels. Die Daten sind exemplarisch für das Level T8-T9, was in den AIS-Fällen dem Apex-Level entspricht. **Mitte:** Beispielhafte CT-Rekonstruktion eines AIS-Patienten mit einem Cobb-Winkel von 77°. **Rechts:** CT transversal Schnitt, das die stark deformierte linke Facette des Wirbelsegments T8-T9 zeigt.



## OP054

### Experimentelle und numerische Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften von Pedikelschrauben mit doppeltem Gewinde bei Osteopenie und Osteoporose

M. A. Mahmoud<sup>1</sup>, M. Praster<sup>1</sup>, C. Horstmann<sup>2</sup>, C. Herren<sup>1</sup>, R. Sobottke<sup>2</sup>, F. Hildebrand<sup>1</sup>, M. Pishnamaz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Uniklinik RWTH Aachen, Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Rhein Maas Klinikum, Klinik für Wirbelsäulen Chirurgie, Würselen, Deutschland

**Einleitung:** Insbesondere bei osteoporotischen Wirbeln ist die Lockerung und Versagen von Pedikelschrauben eine große Komplikation und führt zu schlechten Therapieerfolgen.

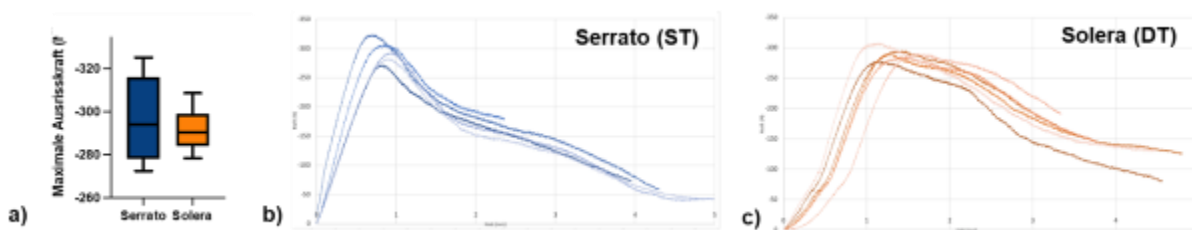
**Ziele:** In dieser Studie wurden die biomechanischen Eigenschaften von Pedikelschrauben mit Mono (ST)- und Doppelgewinde (DT) ohne Zementverstärkung miteinander verglichen und ein numerisches Modell validiert.

**Material & Methoden:** Zwei Varianten, kommerziell erhältlicher polyaxialer Pedikelschrauben wurden biomechanisch getestet und verglichen. Die Abmessungen von Bohrloch und Schraube (l:45 mm, dm: 6,5 mm) waren standardisiert. Auszugskraft und Haltekraft wurden in normalem Knochen (n=12) sowie bei simulierter Osteopenie (n=12) und Osteoporose (n=12) bestimmt und verglichen. Die Kraft-Verschiebungskurven dienten als Grundlage zur Bestimmung der numerischen Parameter des Cohesive-Zone-Modells.

**Ergebnisse:** Die maximale Haltekraft  $F_{max}$  unterschied sich im normalen Knochen statistisch nicht signifikant zwischen den Gruppen (ST:  $2271N \pm 197N$  und DT:  $2196N \pm 178N$ ,  $p=0,5$ ). Im osteoporotischen Knochen weisen die Kurvenverläufe der beiden Schrauben jedoch große Unterschiede auf.  $F_{max}$  betrug bei ST  $-296,4N \pm 20,46N$ , bzw.  $-291,7 \pm 10,10N$  bei DT, siehe Abb. 2 a). Bis zum Versagen der Schrauben weist jedoch die ST-Schraube einen deutlich steileren Gradienten als die DT-Schraube auf, siehe Abb. 2 b)/c)

**Zusammenfassung:** Es konnte gezeigt werden, dass sich die biomechanischen Eigenschaften unterscheiden. Mit Hilfe der Experimente war es möglich ein numerisches Cohesive-Zone Modell zu entwickeln und zu validieren um damit die optimale Wahl der Pedikelschrauben für Patient:innen zu bestimmen.

Abb. 2



## OP055

### Ein neuer Wirbelsäulenbelastungssimulator "TO GO"

J. U. Jansen<sup>1</sup>, L. Zengerle<sup>1</sup>, V. Sciortino<sup>1,2</sup>, H. J. Wilke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Palermo, Fachbereich Ingenieurwesen, Palermo, Italien

**Einleitung:** Oft stellt sich nach Tierversuchen in der Wirbelsäulenforschung die Frage – Biomechanik oder Histologie? Für Flexibilitätstests müssen die Proben an Institute mit speziellen Wirbelsäulenbelastungssimulatoren verschickt werden, da diese zu immobil sind. Für den Versand werden die Proben meist eingefroren und erst nach Wochen getestet. Dadurch werden diese Proben für die Histologie unzureichend.

**Ziele:** Als Lösung und um die Anzahl der benötigten Tiere zu verringern, wurde eine portable Prüfmaschine entwickelt und evaluiert.

**Methoden:** Die neue Maschine leitet über 3 Motoren reine Momente in Flexion-Extension (FE), Seitneigung (SN) und axialer Rotation (AR) am Präparat kranial ein (Abb1). Gleichzeitig erfasst sie Kräfte und Momente (kaudal) sowie Bewegungen (Bewegungsanalyzesystem) in allen 6 Freiheitsgraden. Eine erste Evaluierung erfolgte im Vergleich zu einer bisherigen Maschine (Wilke et al. 1994) mit frischen bovinen Schwanzbandscheiben (n=10). Hierbei wurden die Segmente mit 3,5 Zyklen und einem Maximalmoment von  $\pm 1\text{Nm}$  belastet und der Bewegungsumfang (ROM) im letzten Zyklus bestimmt. Statistik: Bestimmtheitsmaß  $R^2$ .

**Ergebnisse:** Die Maschine ermöglichte die ROM-Messung für alle Präparate und führte zu typischen Bewegung-Momenten-Hysteresekurven (Abb2A). Die ermittelten ROM der beiden Prüfmaschinen bildeten eine hohes Bestimmtheitsmaß von 0,97 bis 0,99 je nach Bewegungsebene (Abb2B). Der ROM der neuen Prüfmaschinen war größer als bei der bestehenden Prüfmaschine (16,8% für FE, 13,1% für SN und 4,6% für AR).

**Zusammenfassung:** Dank der neuen Prüfmaschine ist nun eine mobile Bestimmung des ROMs von Wirbelsäulenpräparaten möglich. Die neue Maschine misst möglicherweise einen höheren ROM aufgrund der geringeren Reibung der Luftlager, welche mehr translatorische Bewegung zuließen und somit höheren ROM erklären. Der Simulator "TO GO" wurde bereits für eine erste Messung in Rom eingesetzt und ist nun für Messungen an beliebigen Orten bereit.

**Danksagung:** iPSpine (825925)

Abb. 1

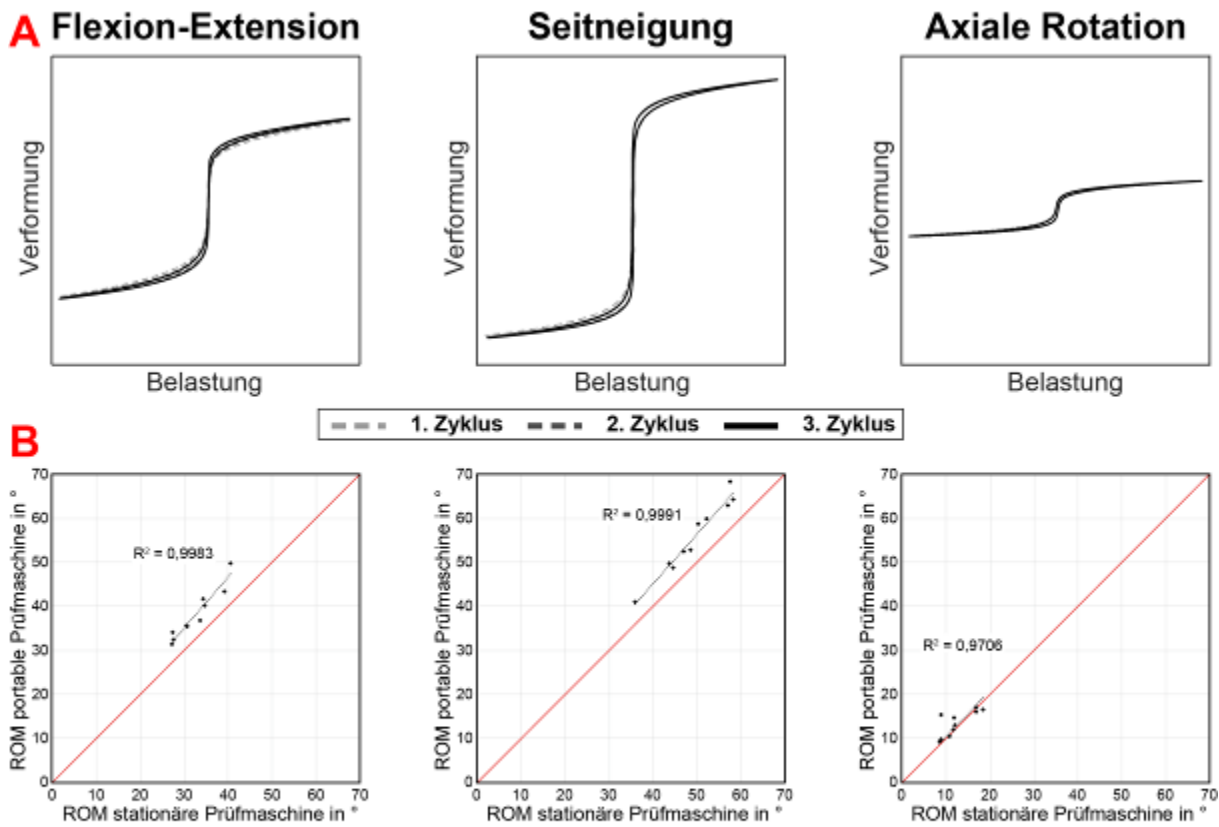
#### Bewegungsanalyzesystem (OptiTrack, NaturalPoint, Oregon, USA)

#### Neuer portabler Wirbelsäulenbelastungssimulator



Abb1: Versuchsaufbau bestehend aus optischem Bewegungsanalyzesystem und neuem portablen Wirbelsäulenbelastungssimulator mit bovinem Schwanzsegment. Wichtige Komponenten der neuen Prüfmaschine sind rot beschriftet.

Abb. 2



**Abb2A:** Exemplarische Verformungs-Momenten-Hysteresekurven für die drei Bewegungsebenen Flexion-Extension, Seitneigung und axiale Rotation. **B:** Korrelation der Bewegungsumfänge ermittelt mit der stationären, bisherigen Prüfmaschine (Abszisse) und mit der neuen portablen Prüfmaschine (Ordinate) für bovine Schwanzsegmente CY34 im frischen Zustand für eine Belastung von 1 Nm in drei Bewegungsebenen (n = 10). Die rote Diagonale beschreibt die ideale Gleichheit der Messwerte, die gestrichelte Linie zeigt die Regression für die Messwerte in Relation zum Ursprung.  $R^2$  steht für das Bestimmtheitsmaß und gibt die statistische Qualität des Regressionsmodells an.

# Gelenkersatz

## OP056

### Einfluss des externen Knie-Flexionsmomentes auf die patello-femorale Belastung basierend auf internen *in vivo* Lasten und Kinematik

A. Trepczynski<sup>1</sup>, P. Kneifel<sup>1</sup>, P. Moewis<sup>1</sup>, P. Damm<sup>1</sup>, P. Schütz<sup>2</sup>, J. Dymke<sup>1</sup>, W. Taylor<sup>2</sup>, G. N. Duda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Julius Wolff Institut, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>ETH Zürich, Institut für Biomechanik, Zürich, Schweiz

**Einleitung:** Obwohl die Knie-Totalendoprothetik (Knie-TEP) einer der erfolgreichsten orthopädischen Eingriffe ist, beeinträchtigen patello-femorale (PF) Komplikationen wie vorderer Knieschmerz häufig die Funktion des Gelenks. Während PF-Komplikationen oft mit hohen Belastungen in Zusammenhang gebracht wurden, sind diese nur schwer *in vivo* zu erfassen.

**Ziele:** Das Ziel dieser Studie war es die Abhängigkeit der PF Kontaktkraft von dem leichter erfassbaren externen Knie-Flexionsmoment (EFM) zu bestimmen, welches um die funktionelle Knie-Flexionsachse wirkt.

**Materialien & Methoden:** Sechs Knie-TEP-Patienten (Alter 65-80 J.) aus dem CAMS-Knee-Datensatz [1] führten 5-6 Wiederholungen von Sitz-Stand-Sitz und Kniebeuge aus. Die *in vivo* tibio-femorale (TF) Lasten wurden durch eine instrumentierte tibiale Komponente gemessen, während die interne TF und PF Kinematik durch ein mobiles Fluoroskop erfasst wurden. PF Kräfte wurden durch ein muskuloskelettales Modell ermittelt, welches auf den gemessenen TF Lasten sowie der fluoroskopisch erfassten TF & PF Kinematik basierte.

**Ergebnisse:** Für Sitz-Stand-Sitz und Kniebeuge betragen die max. *in vivo* gemessenen TF Kräfte  $2,81 \pm 0,34$  Körpergewicht (BW) (mean  $\pm$  SD) und  $2,59 \pm 0,51$  BW, die max. EFM  $0,047 \pm 0,007$  Körpergewicht mal Körpergröße (BWht) und  $0,042 \pm 0,011$  BWht, die max. PF Kräfte  $2,62 \pm 0,45$  BW and  $2,38 \pm 0,61$  BW. Mit  $R^2$  Werten von 0,94 and 0,84 ergab die lineare Regression zwischen EFM und PF Kraft Steigungen von  $56 \text{ Ht}^{-1}$  und  $54 \text{ Ht}^{-1}$  (Abb. 1).

**Zusammenfassung:** Die neuartige Kombination aus *in vivo* gemessenen TF Lasten und patellarer Kinematik minimiert die Unsicherheiten bzgl. der Co-Kontraktion und der Patella-Position. Die Ergebnisse erlauben eine schnelle Abschätzung der PF Kräfte, als potentielle Ursache für vorderen Knieschmerz.

#### Literatur:

1. Taylor WR et al, J Biomech, 65:32-39, 2017
2. Trepczynski et al, J Neuroeng Rehabil. 15(1):101, 2018

#### Finanzierung:

DFG (TR 1657/1-1, SFB 1444), OrthoLoad Club, RMS Foundation.

#### Abb. 1

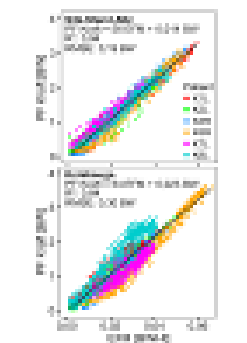


Abb. 1: Lineare Regression zwischen dem externen Knie-Flexionsmoment (EFM) und patello-femorale (PF) Kontaktkraft basierend auf internen Lasten und Kinematik.

**OP057**

**Die in vivo wirkende Reibung im Kniegelenkersatz**

*P. Damm<sup>1</sup>, J. Zierke<sup>1</sup>, R. Ehring<sup>1</sup>, W. Taylor<sup>2</sup>, P. Schütz<sup>2</sup>, A. Trepczynski<sup>1</sup>, G. N. Duda<sup>1</sup>, P. Moewis<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Berlin Institute of Health at Charité, Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>ETH Zürich, Institute for Biomechanics, Zürich, Schweiz

Der Einsatz des Kniegelenkersatzes steigt seit Jahren stetig an. Gründe für Revisionen sind vor allem aseptische Lockerungen, Instabilität und reibungsbedingter Abrieb. Zur Analyse der auftretenden Reibung im Gelenk wurden bisher ausschließlich Simulator Versuche genutzt, welche die tatsächliche Gelenkreibung in vivo jedoch nur eingeschränkt abbilden können. Messungen mit instrumentierten Hüftimplantaten haben jedoch gezeigt, dass sich die Reibung in vivo deutlich von den Simulatordaten unterscheidet. Ziel dieser Studie war es daher die Reibung im Kniegelenkersatz in vivo zu bestimmen.

Mittels instrumentierter Knieimplantate wurden bei 6 Patienten die Gelenkbelastungen synchron mit fluoroskopischer Bildgebung beim Gehen aufgenommen. Anschließend wurden die Implantat-Kinematik (Abb. D+E) sowie die Lage der funktionellen Achse zu jedem Zeitpunkt rekonstruiert und die relativ zum Tibia Inlay gemessenen Belastung in diese transformiert, umso die in vivo Reibung zu quantifizieren (Abb. B+C).

Die Ergebnisse zeigen deutliche Lageänderungen der funktionellen Achse in proximo-distaler Richtung und eine anterior-posteriore Translation. Die resultierende Reibung zeigte deutliche kinematische Abhängigkeiten: So steigt der Reibkoeffizient ( $\mu$ ) zu Beginn der Standphase an und nimmt im weiteren Lastzyklus ab, um während der Schwungphase ein absolutes Maximum zu erreichen. Dieser Anstieg in der Schwungphase ist vergleichbar zur Hüfte, wo während der Schwungphase die höchsten  $\mu$  ermittelt wurden.

Diese ersten in vivo Daten zur Reibung im Kniegelenkersatz zeigen, dass diese ein hochdynamischer Belastungsparameter ist und nur bedingt mit etablierten in vitro Ergebnissen verglichen werden kann. Obwohl Belastung und Kinematik interindividuell vergleichbar sind, zeigen sich doch deutliche Unterschiede in den individuellen Reib- und Schmierbedingungen. So deuten die in vivo ermittelten Reibwerte während der Standphase auf Mischreibung im Gelenk und auf Trockenreibung in der Schwungphase hin.

**Abb. 1**

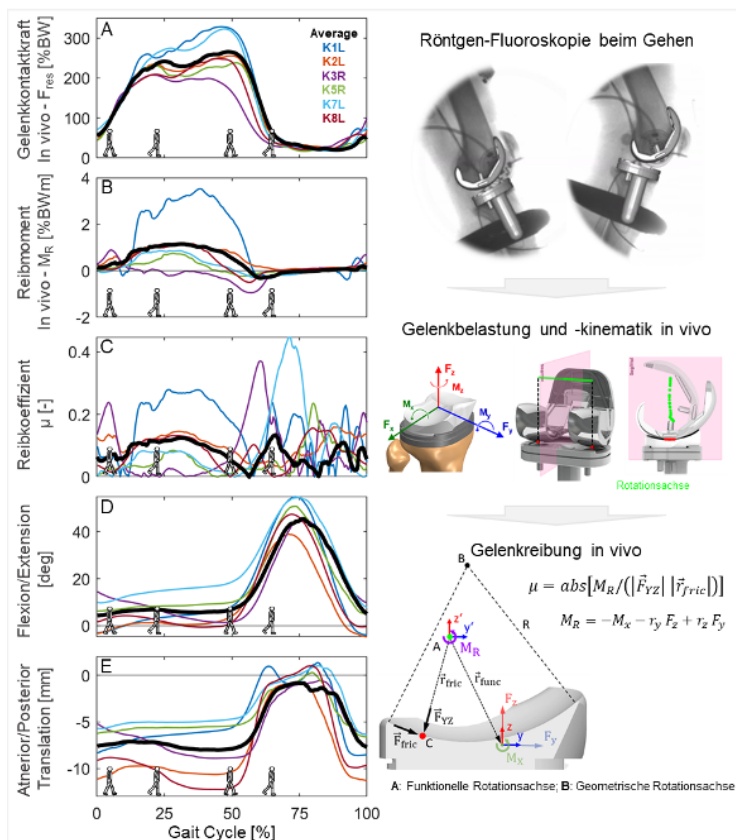


Abb: in vivo wirkende Gelenkkontaktkraft (A), Reibmoment (B) und Reibkoeffizient (C) beim Gehen, sowie die korrespondierende Knie-Flexion-Extension (D) und anterior-posteriore Gelenk-Translation (E) bestimmt mit Hilfe synchroner Röntgen-Fluoroskopie-Aufnahmen beim Gehen



## OP058

### Does vibratory implant insertion show any benefit due to the viscoelastic characteristics of the bone?

*Y. Niki<sup>1</sup>, G. Huber<sup>1</sup>, K. Behzadi<sup>2</sup>, M. M. Morlock<sup>1</sup>*

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

<sup>2</sup>Behzadi Medical Device, California, CA, Vereinigte Staaten

**Introduction:** Press-fit implants are impacted into undersized bone cavities. Increased impaction frequency was shown to reduce the impaction forces [1] apparently due to the viscoelastic behavior of the bone [2].

**Aim:** Investigating the effect of vibratory implant insertion on the implantation process and the achieved primary stability in viscoelastic and non-viscoelastic human bone substitutes.

**Materials and Methods:** Acetabular cups (Pinnacle, DePuy Synthes, UK) were implanted into 1mm undersized cavities in PU foams (SYNBONE, CH) and in porcine acetabula using devices providing 60Hz (Behzadi Medical Device, USA) or 1Hz (KINCISETM, DePuy Synthes, USA) strokes. Impaction forces were measured (Fig. 1). Achieved cup positions and resulting polar gaps were determined by aligning pre- and post-implantation 3D laser scans. The cup lever-out moment was a measure of primary stability (Z1010, Zwick Roell, DE).

**Results:** Impaction force was higher with 1Hz impaction compared to 60Hz (both  $p < 0.001$ ; Fig. 2) and the cup seated deeper (Polar gap mean $\pm$ SD; bone:  $2.0 \pm 0.2$ , PU foam:  $2.2 \pm 0.8$  vs. bone:  $4.5 \pm 1.6$ , PU foam:  $4.7 \pm 0.4$ ). The lever-out moments were significantly higher for cups inserted with 1Hz (both  $p < 0.001$ ; Fig. 2).

**Conclusion:** PPF risk could possibly decline by increasing the impaction frequency, but this comes along with reduced primary stability, likely as a result of incomplete seating. The similarity of the results between the not-viscoelastic material and the viscoelastic material indicates that the implantation process is a matter of overcoming the friction between the implant coating and bone tissue. The differences could be due to additional microstructural bone damage in the interface due to the higher number of impacts (enlarging of the cavity).

The provision of implants and surgical instruments by DePuy Synthes is kindly acknowledged.

**References:** [1] Nakasone et al., J. Arth. 2012      [2] Ruhr et al., Bone Jt. J 2023

**Abb. 1**

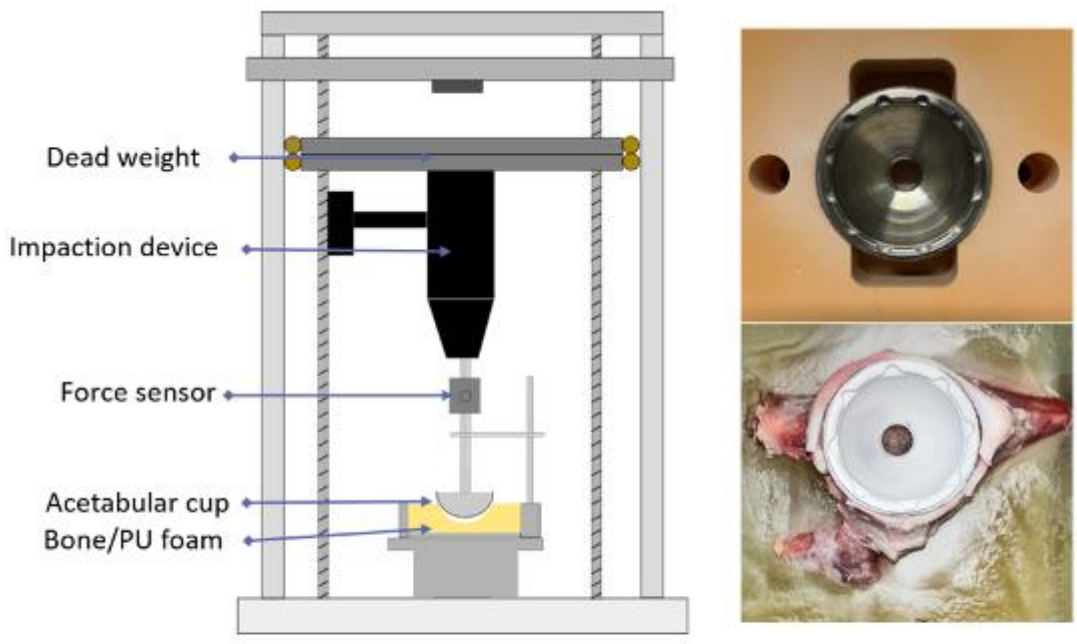


Figure 1: Setup for the comparison of the different impactation methods (left). The acetabular cups were inserted in PU foam (top-right) and porcine acetabula (bottom-right) to investigate the influence of the viscoelastic characteristics of bone on the implantation process and achieved primary stability.

Abb. 2

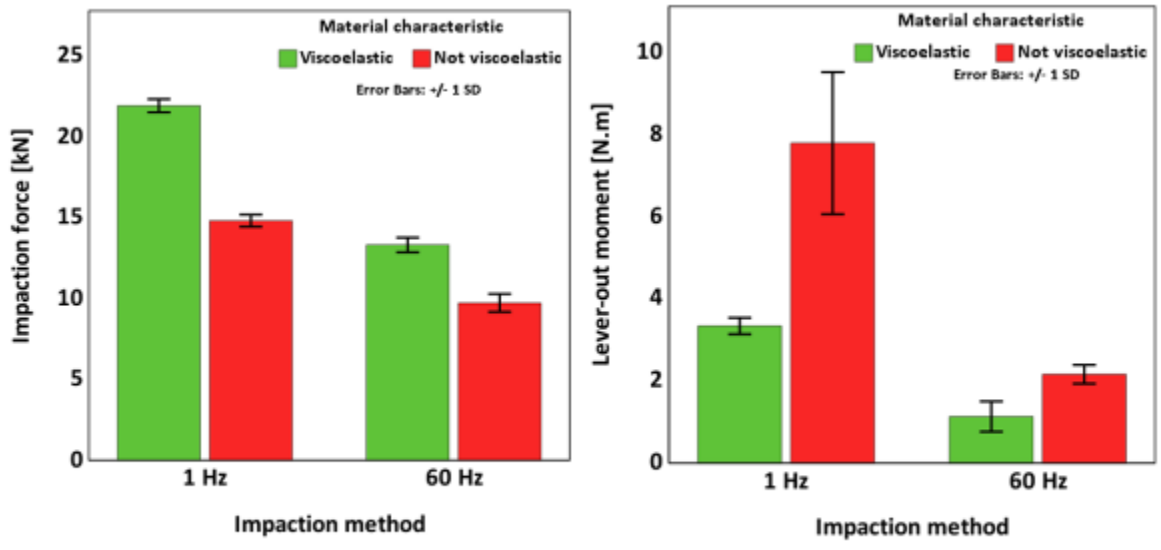


Figure 2: Maximum impactation force (left) measured during the implantation. Lever-out moment (right) measured to quantify the primary stability of the acetabular cup.



**Untersuchung der Antibiotikafreisetzung und mechanischen Belastbarkeit von PMMA-Spacern in Abhängigkeit der intraoperativen Antibiotikazumischung**

*S. Jäger<sup>1</sup>, M. Schonhoff<sup>1</sup>, K. Knappe<sup>2</sup>, T. Bormann<sup>1</sup>, S. Schröder<sup>1</sup>, T. Renkawitz<sup>2</sup>, A. Lunz<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Sektion für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Eine häufige Revisionsursache beim Gelenkersatz ist die periprothetische Infektion. Dabei gilt der zweizeitige Wechsel als Goldstandard. In dieser Studie wurden die biomechanischen und pharmakokinetischen Eigenschaften von Knochenzementen mit zusätzlich per Hand zugemischten Antibiotika in-vitro miteinander verglichen. Ziel der Studie war die Untersuchung von intraoperativ zugemischten Antibiotikamengen bei unterschiedlichen Zementen und deren Einfluss auf die Antibiotikafreisetzung und mechanischen Festigkeit.

**Material und Methoden:** Vancomycin (V) und Gentamicin (G) wurden manuell drei Knochenzementen (Palacos, Copal, CopalSpacem) zugemischt. Es wurden standardisierte Zementproben nach ISO 5833 hergestellt. Die drei Zemente wurden jeweils mit einer niedrigeren (0,5g G + 2g V) und einer höheren Antibiotikagesamtmenge (0,5g G+4g V) untersucht. Daraus ergaben sich sechs Gruppen. Die Zementproben wurden in phosphatgepufferter Salzlösung bei 37°C inkubiert. Die Freisetzung wurde im 6-wöchigem Verlauf (10 Zeitpunkte) untersucht. Darüber hinaus wurden die mechanischen Eigenschaften mittels Vierpunkt-Biege-Versuch (ISO 5833) nach 24 Stunden und 6 Wochen untersucht.

**Ergebnisse:** Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede in der Freisetzung der drei verwendeten Zemente. Die Proben mit höheren Vancomycin-Mengen setzten sowohl mehr Vancomycin, als auch Gentamicin frei. Das Freisetzungsmaxima wurde für allen Proben innerhalb von 24h erreicht. Die mechanische Testung zeigte zwischen den Zementen signifikante Unterschiede. Allen gemeinsam war die Abnahme der Biegefestigkeit bei höherer Antibiotikamenge.

**Zusammenfassung:** Um beim septischen Wechsel ausreichend hohe lokale Antibiotikakonzentrationen zu erreichen ist eine zusätzliche intraoperative Antibiotikagabe zu Knochenzementen klinische Routine. Die Wahl des Zementes und die zugemischte Antibiotikamenge haben jedoch einen signifikanten Einfluss auf die mechanische Stabilität sowie die Antibiotikafreisetzung.

## OP060

### Grundlagen eines REFRAME-basierten Ansatzes für kinematische Phänotypen: Interpretation der Ursprungsposition des femoralen Referenzrahmens bei verschiedenen Implantatdesigns für Knie-Totalendoprothesen

A. Sauer<sup>1</sup>, A. Ortigas Vásquez<sup>1,2</sup>, C. Horwaechter<sup>2</sup>, A. Maas<sup>1,2</sup>, T. M. Grupp<sup>1,2</sup>, W. Taylor<sup>3</sup>, M. Woiczinski<sup>4,2</sup>

<sup>1</sup>Research and Development, Aesculap AG, Tuttlingen, Germany, Tuttlingen, Deutschland

<sup>2</sup>University Center Munich (MUM), Campus Grosshadern, Ludwig Maximilians University Munich, Munich, Germany, Department of Orthopaedic and Trauma Surgery, Musculoskeletal, Munich, Deutschland

<sup>3</sup>Laboratory for Movement Biomechanics, ETH Zurich, Switzerland, Zürich, Deutschland

<sup>4</sup>Universitätsklinikum Jena/Waldkliniken Eisenberg, Labor für Biomechanik, Eisenberg, Deutschland

**Hintergrund:** In der modernen Knieendoprothetik streben Chirurgen zunehmend eine individualisierte Implantatauswahl auf der Grundlage datengestützter Entscheidungen an, um die Patientenzufriedenheit zu verbessern. Ziel dieser Studie war es, einen ersten Schritt zur Identifizierung leicht zugänglicher und intuitiver Merkmale zu machen, die eine Unterscheidung zwischen Implantatdesigns auf der Grundlage kinematischer Daten ermöglichen.

**Methoden:** An acht frisch gefrorenen Präparaten, die in einem experimentellen weight-bearing Kniekinemator getestet wurden, wurde ein Kniebeugezyklus simuliert. Jedes Kniegelenk wurde zunächst unter nativen Bedingungen und dann nach Implantation von vier verschiedenen Implantattypen (CR/CS,MS,LS und PS) getestet. Die kinematischen Signale dieser fünf Konfigurationen wurden verglichen, um festzustellen, ob wesentliche Unterschiede zwischen den Implantaten mit zwei Methoden festgestellt werden konnten: statistische parametrische Zuordnung und ein zweiter Ansatz unter Verwendung von REFRAME, zur Bestimmung der funktionellen Rotationszentren für die Femurkomponente.

**Ergebnisse:** Während die statistische parametrische Zuordnung der kinematischen Daten bei bestimmten Vergleichen (z. B. LS vs. PS und MS vs. LS) unter einfachen statistischen Testbedingungen nur geringe Unterschiede ergab, zeigte die Anwendung von REFRAME deutliche Unterschiede zwischen den Implantaten (für alle Implantatkombinationen außer CR/CS vs. LS), selbst bei konservativen statistischen Tests.

**Diskussion und Schlussfolgerung:** Da für die meisten Implantatkombinationen mit REFRAME signifikante Unterschiede in den Rotationszentren festgestellt wurden, könnte dieser Ansatz ein geeignetes Instrument zur Unterscheidung zwischen der Kinematik verschiedener Implantattypen darstellen. Die präoperative Bewertung der Gelenkkinematik in Kombination mit der Anwendung von REFRAME könnte daher einen wichtigen Ansatz für eine verbesserte klinische Auswahl des Implantattyps darstellen.

## OP061

### **Influence of TKA design geometry on the modulation of postoperative knee joint kinematics is more evident during unloaded conditions**

*P. Moewis<sup>1</sup>, R. Ehrig<sup>1,2</sup>, H. Hommel<sup>3</sup>, A. Trepczynski<sup>1</sup>, L. Krahl<sup>1</sup>, G. N. Duda<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Julius Wolff Institut, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Zuse Institute Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>3</sup>Krankenhaus Märkisch-Oderland GmbH, Wriezen, Deutschland

**Introduction:** Total knee arthroplasty (TKA) is an established procedure with 95% survivorship but 14-39% dissatisfaction. One of the reported causes is anterior knee pain due to paradoxical anterior sliding or insufficient rollback [1]. The aim of this study was to analyze whether TKA geometry impacts the in-vivo rolling/sliding ratio and thus modulates the kinematic.

**Methods:** Four cohorts (10 each) of patients were analyzed: gradually changing radius PS and CR (G-CurvePS, G-CurveCR), asymmetric bicruciate stabilized and CR (A-BCS, A-CR). Fluoroscopy was conducted in loaded lunge and unloaded flexion-extension [2]. 3D CAD models were registered to the fluoroscopic images. Medial/lateral points (anterior posterior translation) and femoral condyles path were determined (Fig 1). The Sliding/ Rolling ratio was defined as the quotient of the AP-translation and the femoral path length.

**Results:** During unloaded flexion-extension and loaded lunge the G-Curve designs showed a behavior near a hinge joint until mid-flexion followed by an increase in rolling/sliding towards posterior until maximal flexion.

Both asymmetric designs slid spontaneously to anterior during early flexion but then rolled/slided posterior. This pattern was still present but also reduced during loaded lunge (Fig 2).

**Discussion:** Combination of changing radius and posterior cruciate ligament strategy in the G-Curve PS/CR seems to stabilize the kinematic across flexion while the asymmetry in the A-BCS and A-CR designs showed initial instability followed by sudden posterior movement. These patterns were however reduced by loading with unloaded settings allowing to better identify kinematic differences between designs. However, these changes as well as the influence of factors such as tibial posterior slope need to be analyzed in larger cohorts.

#### **References:**

1. Maratt et al., JoA. 2015
2. Pfitzner et al., KSSTA. 2017

#### **Acknowledgements:**

DFG (EH 422-2-1/MO 3865-1-1).

Abb. 1

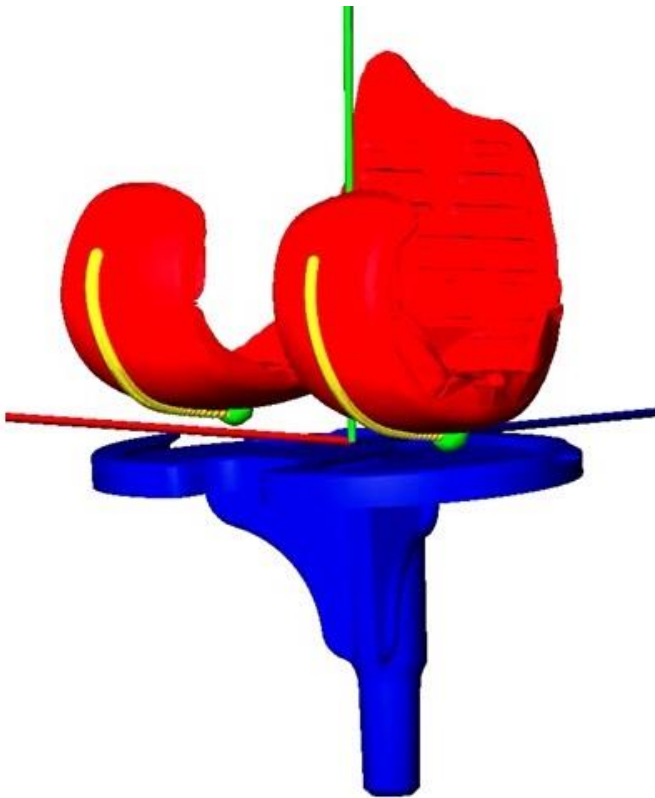


Fig 1: TKA femoral and tibial components after registration to the fluoroscopic images. Femoral condyles arc (yellow trail) and medial and lateral distal points (green spheres).

Abb. 2

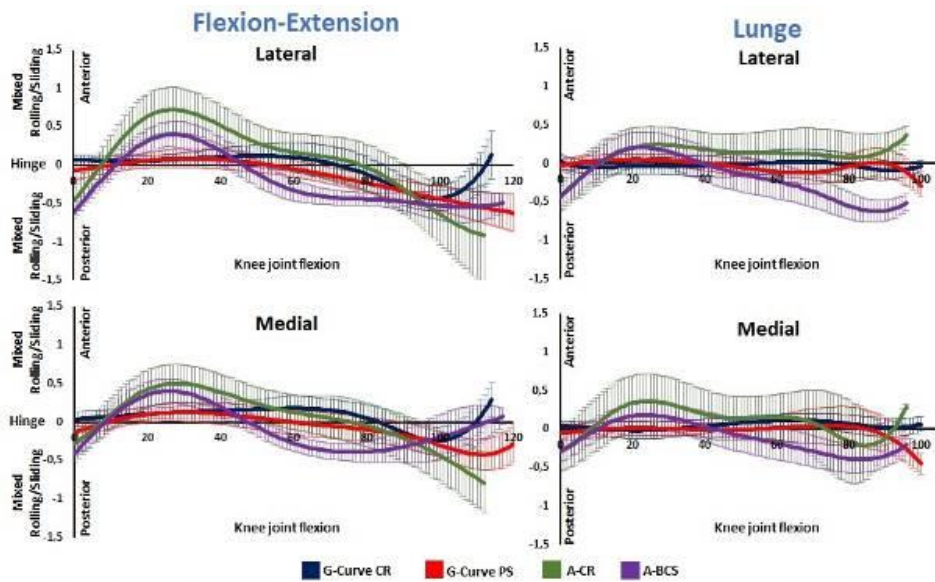


Fig 2: Ratio (R) during unloaded flexion-extension (left) and loaded lunge (right) on both lateral (top) and medial (bottom) compartments. Values of  $R=0$ : hinge-joint,  $R>0$ : paradoxical anterior sliding,  $-1<R<0$ : mixed-rolling/sliding,  $R=-1$ : pure rolling.

## OP062

### Entwicklung eines In-vitro-Modells zur Untersuchung von Squeaking-Effekten bei Keramik-Keramik-Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik

*L. Gaedeke<sup>1</sup>, M. Uhler<sup>1</sup>, M. Hariri<sup>1</sup>, M. Weiß<sup>1</sup>, S. Schröder<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

Keramik-Keramik-Gleitpaarungen weisen das geringste Verschleißverhalten in der Hüftendoprothetik auf. Jedoch kann es bei dieser Gleitpaarung zu Quietschgeräuschen kommen, dem sog. Squeaking. Die Auftretenswahrscheinlichkeit liegt zwischen 0,7 % und 20,9 %. Als Ursache werden u.a. patientenindividuelle Faktoren, edge loading, Drittkörperverschleiß sowie die Schmiereigenschaft des Fluidfilms genannt. Patientenbefragungen ergaben eine hohe Unzufriedenheit durch das Squeaking, was wiederum zu einer Revision führen kann.

Die In-vitro-Studie untersucht den Einfluss der Komponentenausrichtung, der Viskosität des Testfluids, der Rauigkeit sowie der Flächenpressung auf ein mögliches Auftreten von Squeaking-Effekten. Hierfür wurde ein Versuchsaufbau zur Simulation von Extremstellungen entwickelt (vgl. Abb. 1). Die Viskosität des Fluidfilms wird durch Testfluid mit verschiedenen Proteingehalten untersucht sowie mit VE-Wasser und einer Testung mit angefeuchteten Komponenten. Für den Einfluss der Rauigkeit werden aufgeraute Keramik-Köpfe verwendet. Eine erhöhte Flächenpressung wird durch die Gleitpaarung eines Inlays mit kleineren Köpfen erreicht. Dies soll zu Flächenpressungen führen, wie sie auch bei edge loading-Phänomenen auftreten können. Die applizierte Bewegung erfolgt gemäß ISO 14242-1. Anhand von Tonaufnahmen wird eine Frequenzanalyse erstellt, um Squeaking-Effekte zu detektieren.

Eine veränderte Komponentenausrichtung und Viskosität des Testfluids haben kein Squeaking hervorgerufen. Ein aufgerauter Kopf sowie eine erhöhte Flächenpressung haben mit Testfluid oder VE-Wasser ebenfalls keine Squeaking-Effekte ergeben. Bei angefeuchteten, polierten Komponenten ist nach wenigen Zyklen Squeaking aufgetreten. Jedoch sind bei der Testung eines aufgerauten Kopfes im angefeuchteten Zustand keine Squeaking-Effekte aufgetreten. Somit könnte mit einer veränderten Oberfläche der Köpfe die Auftretenswahrscheinlichkeit für Squeaking-Phänomene reduziert werden.

**Abb. 1**

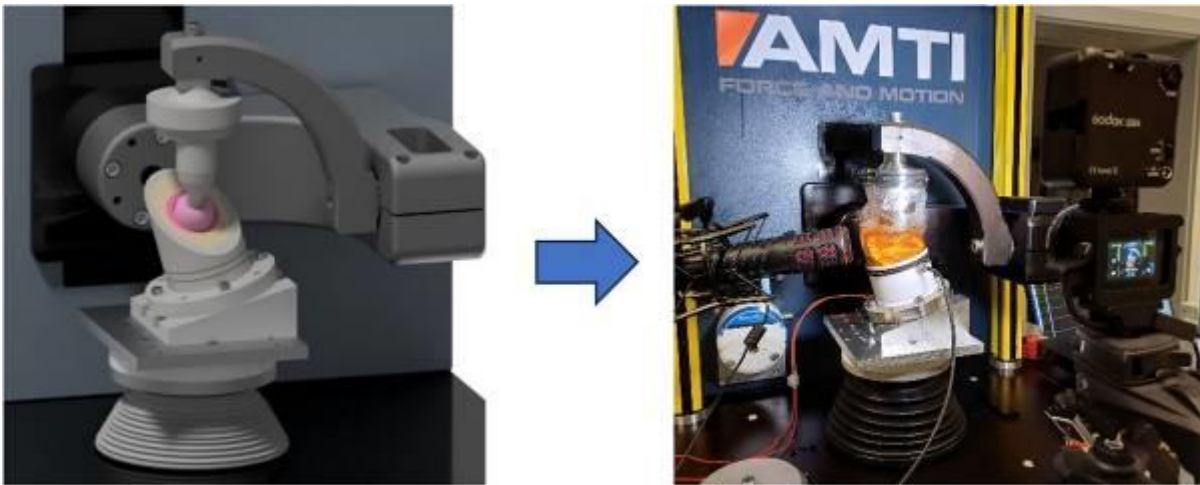


Abbildung 1: Testsetup

## OP063

### Einfluss verschiedener patientenspezifischer Bewegungsbereiche (ROM) auf die optimale Implantationszielzone in der Hüftendoprothetik

L. Berger<sup>1</sup>, T. L. Schmidt-Bleek<sup>2</sup>, K. Tokunaga<sup>3</sup>, P. Damm<sup>2</sup>, K. Radermacher<sup>1</sup>

<sup>1</sup>RWTH Aachen University, Lehrstuhl für Medizintechnik, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Berlin Institute of Health at Charité, Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland

<sup>3</sup>Kameda Daiichi Hospital, Niigata Hip Joint Center, Niigata City, Japan

Die präoperative Planung in der Hüftendoprothetik kann auf Basis zahlreicher morphologischer Parameter durchgeführt werden. In einem von Habor et al. vorgestellten Ansatz wurden verschiedene Implantationszielzonen (target zones) berechnet, die zu einer kombinierten Zielzone (combined target zone (CTZ)) vereint wurden [Habor 2021]. Neben morphologischen Aspekten (MorphTZ) wurden auch ROM (ROMTZ) und postoperative Belastung (LoadTZ) im Implantat berücksichtigt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, inwieweit der ROM die ROMTZ beeinflusst.

Die Untersuchung wurde mit einem Datensatz von 112 japanischen Hüft-TEP-Patienten durchgeführt. Die Oberflächenmodelle wurden zur Analyse in eine Referenzposition transformiert (Abb1).

Zur Analyse wurden mögliche Positionen des Pfannenimplantats für Inklinationswinkel zwischen 10° und 70° und Anteversionswinkel zwischen -20° und 50° auf Prothesen-Impingement untersucht. Die Untersuchung wurde mit 3 verschiedenen ROM-Definitionen aus der Literatur durchgeführt. Zusätzlich wurde die Berechnung mit dem im Rahmen der Anamnese gemessenen ROM (Harris-Hip Score) durchgeführt (Abb2).

Die ROMTZ zeigten deutliche Unterschiede in Abhängigkeit vom jeweiligen ROM. Während für den von Widmer et al. vorgestellten ROM 40% der Patienten keine ROMTZ aufwiesen und nur 5 Patienten eine ROMTZ von mehr als 10% erreichten, konnten für die ROM-Definition nach Turley et al. 28% der Patienten eine ROMTZ von mehr als 20% erreichen. Der präoperativ gemessene individuelle ROM konnte bei ca. 50% der Patienten eine ROMTZ von mehr als 50% realisieren.

Die Untersuchung zeigt die Relevanz des gewünschten ROM für die CTZ-Berechnung. Die Ermittlung eines patientenspezifischen ROM und die Berücksichtigung bei der präoperativen Planung kann dazu beitragen, die Hüft-TEP-Implantation weiter zu verbessern und somit die Anzahl der Revisionseingriffe zu verringern.

**Abbildung 1:** a. Referenzposition und Bewegungsrichtungen, b. Darstellungsart der CTZ.

**Abb. 1**

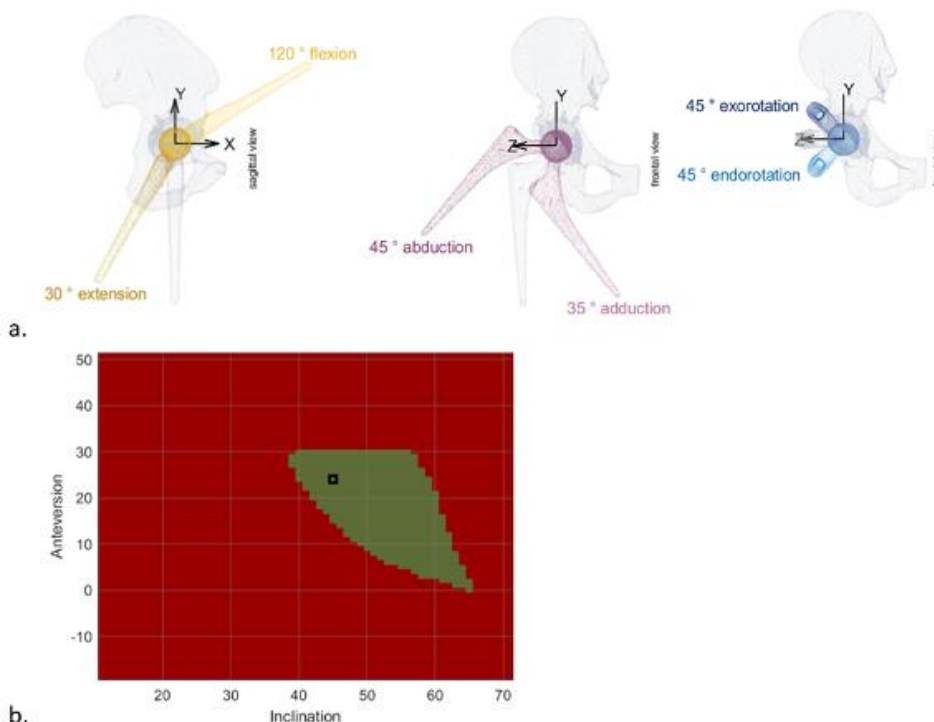


Abb. 2

<b>ROM</b>	<b>[Widmer 2004]</b>	<b>[Turley 2011]</b>	<b>[Roas 1982]</b>	<b>Präop. HHS</b>
<b>Flexion</b>	130 °	120 °	120 °	
<b>Extension</b>	40 °	30 °	10 °	
<b>Adduktion</b>	50 °	35 °	31 °	
<b>Abduktion</b>	50 °	45 °	39 °	
<b>Endorotation</b>	80 °	45 °	33 °	
<b>Exorotation</b>	40 °	45 °	34 °	
<b>Ohne ROMTZ:</b>	40 %	7 %		
<b>ROMTZ &gt; 10 %</b>	4 %	65 %	89 %	94 %
<b>ROMTZ &gt; 20 %</b>		23 %	78 %	89 %
<b>ROMTZ &gt; 30 %</b>		5 %	51 %	82 %
<b>ROMTZ &gt; 50 %</b>			4 %	64 %
<b>ROMTZ &gt; 80 %</b>				32 %

# Bewegungsanalyse III

## OP064

### Klinischer Outcome nach Fersenbeinfraktur: Clusteranalyse der Ganglinie zeigt Unterschiede im Langzeitverlauf

A. Brand<sup>1,2</sup>, M. Kraus<sup>3,4</sup>, M. Mühling<sup>1,2</sup>, I. Klöpfer-Krämer<sup>1,2</sup>, J. Gabel<sup>5</sup>, P. Augat<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich

<sup>3</sup>Univeritätsspital Zürich, Klinik für Traumatologie, Zürich, Schweiz

<sup>4</sup>Schulthess Klinik, Zürich, Schweiz

<sup>5</sup>BG Unfallklinik Murnau, Abteilung für Fuß- und Sprunggelenkchirurgie, Murnau, Deutschland

**Fragestellung:** Fersenbeinfrakturen zählen zu den häufigsten Fußverletzungen und sind mit einer Beeinträchtigung der Bewegungsfunktion verbunden. Pedobarographische Messungen zur Bestimmung der Ganglinie (Center of Pressure – CoP) können dabei Hinweise zur Gangfunktion liefern.<sup>1</sup> Ziel der Studie ist es, das klinische Langzeitoutcome nach Fersenbeinfraktur anhand von CoP-Daten mittels Clusteranalyse zu bewerten.

**Methoden:** 66 Patienten mit Fersenbeinfraktur (51±9J, BMI:26±3kg/m<sup>2</sup>, ♀13, ♂53) wurden über 24 Monate postoperativ nachuntersucht. Dabei wurde der medio-laterale Verlauf (mlCoP) und die Geschwindigkeit (vCoP) der Ganglinie bestimmt und mittels unsupervised machine learning (funktionelle Hauptkomponentenanalyse und K-Means Clustering) analysiert und gruppiert. Anschließend wurde der klinische Outcome (AOFAS-score) im Follow-up zwischen den identifizierten Gruppen (G) mittels t-test (p<.05) verglichen.

**Ergebnisse:** Für den vCoP bzw. den mlCoP wurden jeweils zwei Gruppen mit reduzierter (G<sub>v1</sub>,N=40) und höherer (G<sub>v2</sub>,N=26) Geschwindigkeit bzw. reduzierter (G<sub>ml1</sub>,N=45) und höherer (G<sub>ml2</sub>,N=21) Lateralisierung der Ganglinie identifiziert. Im Langzeitoutcome (AOFAS, 24 Monate) zeigte sich ein signifikanter Unterschied für den vCoP (G<sub>v1</sub>: 87±11, G<sub>v2</sub>: 80±14, p=0.03) sowie ein tendenzieller Unterschied für den mlCoP (G<sub>ml1</sub>: 87±11, G<sub>ml2</sub>: 80±15, p=0.06).

**Diskussion:** Durch die Clusteranalyse konnte eine klinisch-biomechanische Einteilung der Gangliniendaten nach Fersenbeinfraktur erreicht werden. Es deutete sich an, dass eine Verlagerung der Ganglinie mit dem Langzeitoutcome in Verbindung steht. Eine initial reduzierte Geschwindigkeit der Ganglinie kann zudem als kontrollierteres Abrollverhalten gewertet werden was langfristig zu einem besseren Outcome führt. Weitere Analysen zusätzlicher Bewertungskriterien (z.B. Röntgenbild) sowie Ansätze zum Deep-Learning sind notwendig um den Einsatz von CoP-Daten zur klinischen Beurteilung zu stützen.

<sup>1</sup>Sanders et al. 2020, Clin.Biomech



## OP065

### Auswirkungen einer selektiven dorsalen Rhizotomie auf den Gang und die Mobilität bei Kindern mit bilateraler spastischer Cerebralparese

M. Hösl<sup>1</sup>, M. Abel<sup>2</sup>, A. Thamm<sup>1</sup>, M. Cuicapuza<sup>3</sup>, H. Haberl<sup>2</sup>, S. Berweck<sup>4,5</sup>

<sup>1</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Gang- und Bewegungsanalyselabor, Vogtareuth, Deutschland

<sup>2</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Fachzentrum für Neurochirurgie, Epilepsiechirurgie, Wirbelsäulenchirurgie und Skoliose, Vogtareuth, Deutschland

<sup>3</sup>Technische Hochschule Rosenheim, Fakultät für Angewandte Gesundheits- und Sozialwissenschaften, Physiotherapie, Rosenheim, Deutschland

<sup>4</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Fachzentrum für pädiatrische Neurologie, Neuro-Rehabilitation und Epileptologie, Vogtareuth, Vogtareuth, Deutschland

<sup>5</sup>Ludwig-Maximilians-Universität (LMU), Pädiatrische Neurologie, Entwicklungsneurologie, iSPZ Hauner dr. von Haunersches Kinderspital München, Munich, Deutschland

**Fragestellung:** Dehnungsgeschwindigkeits-abhängiger erhöhter Muskeltonus ist ein Hauptmerkmal der Spastizität bei CP. Die selektive dorsale Rhizotomie (SDR) ist eine neurochirurgische OP, die nicht an der Muskel-Sehnen-Einheit [MTU] eingreift, sondern sensorische Nervenwurzeln des Rückenmarks durchtrennt, um Spastizität zu verringern. Wir untersuchten die Effekte der SDR bei bilateraler spastischer CP (BSCP) auf Spastizität, Gang und Mobilität, sowie Prädiktoren für ein besseres Ergebnis.

**Methoden:** 43 Kinder mit BSCP (5,7±2,3 J.) wurden vor und 7,4±1,8 Mo. nach SDR untersucht, erhielten eine 3DGA und MQ47 Mobilitätsfragebogen (Eltern). N=19 hatten zuvor eine Myofasziotomie [MYO]. Spastizität wurde klinisch getestet (mod. Ashworth-Skala) und zudem via max. MTU-Dehnungsgeschwindigkeit von Gastrocnemius, Hamstrings und Rectus-femoris beim Gehen operationalisiert. Weg-Zeit Parameter, Gait Profile Scores (GPS) und Statistical parametric mapping (SPM) für Gelenkwinkel wurden fokussiert, GMFCS I-II vs. III-IV stratifiziert und Prädiktoren für eine Verbesserung analysiert.

**Results:** Ashworth-Scores verringerten sich sign. und die MTU-Dehnungsgeschwindigkeiten der 3DGA waren schneller (+36,1-47,9%, P<0.001). Die Mobilität nahm zu, der GPS ab (Abb. 1 und 2). Bei GMFCS I-II zeigte sich mehr Knieflexion während der Schwungphase. Kinder in GMFCS III-IV gingen 6,8% schneller (P<0,001) mit mehr Hüft- und Knieextension, sowie weniger Hüftadduktion und Fußinnenrotation. Jüngere Kinder (r=0,23, P=0,05), ohne MYO (P=0,017), mit größerem prä-OP GPS (R=-0,51, P<0,01) zeigten ein besseres GPS-Ergebnis.

**Schlussfolgerung:** Die SDR induzierte eine Linderung der Spastizität und verbesserte die motorische Funktion im Gang und die Alltagsmobilität. Jüngere Kinder mit hoher Gangpathologie zeigen mehr Verbesserung. Eine vorherige MYO verzögert die Erholung ggf., wobei weitere Funktionsgewinne 12-24 Mo. erwartbar sind [2].

[1] Roorda 2010. *ArchPhysMedRehabil*, 1194-209.

[2] Funk. 2015. *RDD*, 127-134.

#### Abb. 1

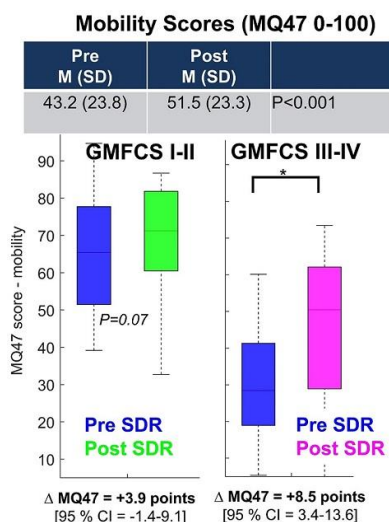
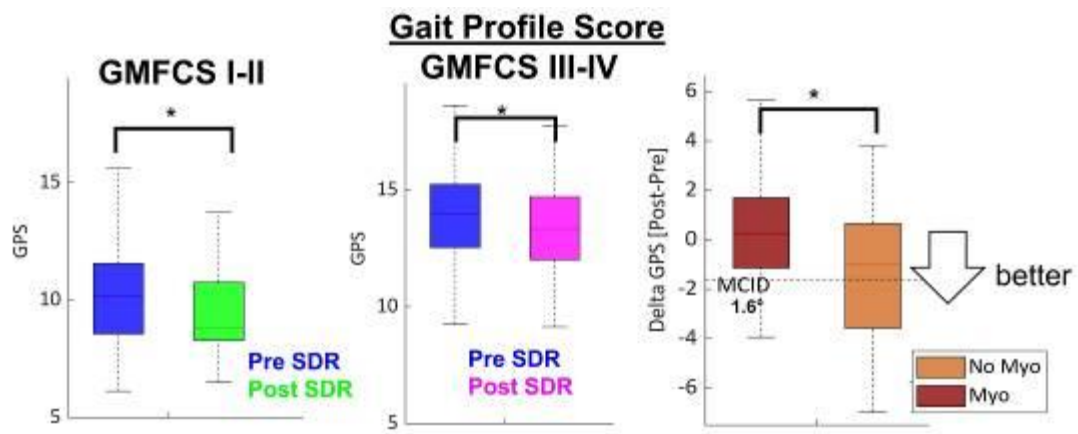


Abb. 2



OP066

**Difference in gait kinematics and kinetics between patients 1 year after total hip or knee arthroplasty and healthy controls**

F. Schmitter<sup>1,2</sup>, C. Nüesch<sup>1,3,4,5</sup>, D. Koch<sup>1,4,5</sup>, K. Stoffel<sup>1</sup>, P. Ismailidis<sup>1</sup>, A. Mündermann<sup>1,3,4,5</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Albert-Ludwig-University Freiburg, Department of Sport and Sport Science, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>3</sup>University Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

**Introduction:** Patients undergoing unilateral total knee arthroplasty (TKA) or total hip arthroplasty (THA) often develop osteoarthritis of the contralateral knee or hip joint<sup>1</sup>. However, gait research in patients after TKA or THA has mainly focused on the affected but not on the adjacent joints or the contralateral side.

**Purpose:** To evaluate whether there are differences in gait kinematics and kinetics of the contralateral and ipsilateral side of TKA and THA patients compared to asymptomatic controls.

**Methods:** 103 participants (45 patients 1 year after THA; 30 patients 1 year after TKA; 28 controls) performed a three-dimensional instrumented gait analysis on an overground walkway with two embedded force plates using the PlugInGait model. Differences in lower extremity kinematic and kinetic waveform data between each patient group and controls were analyzed using statistical parametric mapping with independent samples t-tests ( $p < 0.05$ ).

**Results:** Compared to controls, patients after TKA had greater hip flexion ( $p = 0.012$ ) and ankle dorsiflexion ( $p = 0.024$ ) angles and greater knee adduction ( $p < 0.001$ ) and lower ankle dorsiflexion ( $p = 0.001$ ) moments on the contralateral side (Fig.1). On the ipsilateral side, TKA had greater sagittal ankle ( $p = 0.018$ ) and hip ( $p = 0.024$ ) angles and lower ankle moments ( $p < 0.01$ ) than controls. THA patients had only smaller hip adduction ( $p = 0.039$ ) and greater knee flexion ( $p = 0.027$ ) angles on the ipsilateral side compared to controls (Fig.2).

**Discussion:** Differences in kinematic and kinetic patterns in TKA compared to controls were observed not only on the operated joint, but also in adjacent and contralateral joints. In contrast, THA differed from controls only in ipsilateral joint kinematics. The results suggest that 1 year after surgery, THA patients may have had faster rehabilitation in contralateral joints than patients who underwent TKA.

<sup>1</sup>Alnahdi et al. 2011 *J Orthop Res*

Abb. 1

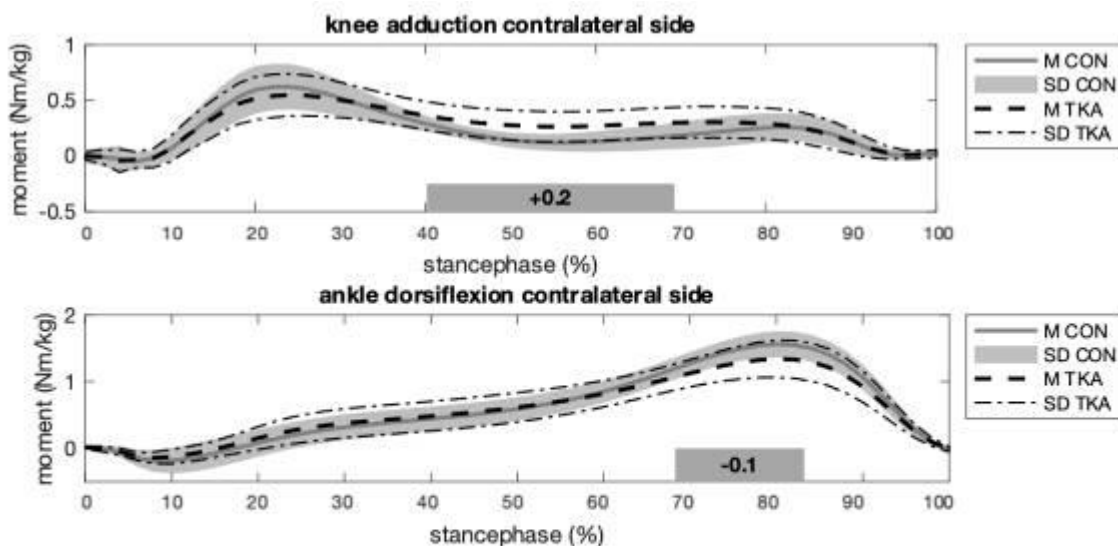


Fig. 1 Mean (1SD) knee adduction and ankle dorsiflexion moment trajectories (normalized to the stance phase of gait) for the contralateral leg in patients after total knee arthroplasty and controls. Grey bars indicate significant differences between groups with the mean difference in the respective interval.

Abb. 2

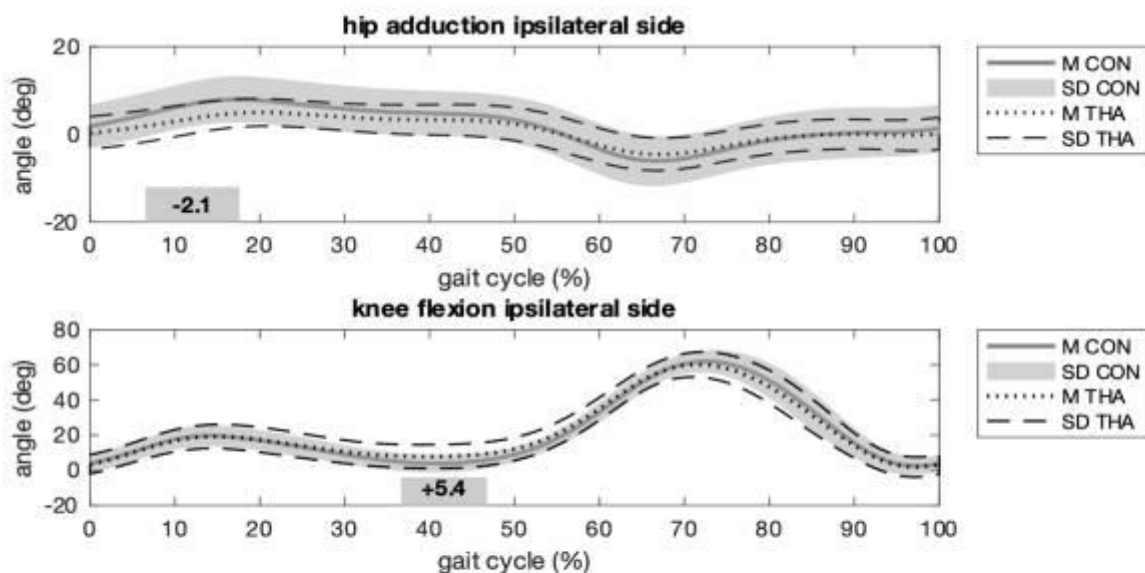


Fig. 2 Mean (1SD) hip adduction and knee flexion angle trajectories (normalized to one gait cycle) for the affected leg in patients after total knee arthroplasty and controls. Grey bars indicate significant differences between groups with the mean difference in the respective interval.

## OP067

### Pelvic tilt, body mass index and kinesiophobia explain paraspinal muscle endurance in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis

D. Koch<sup>1,2,3</sup>, C. Nüesch<sup>1,2,3</sup>, D. Ignasiak<sup>4</sup>, S. Schären<sup>1</sup>, A. Mündermann<sup>1,2,3,5</sup>, S. Ferguson<sup>4</sup>, C. Netzer<sup>1,3,5</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>University Hospital Basel, Department for Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>University of Basel, Department for Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>ETH Zürich, Institute for Biomechanics, Zürich, Schweiz

<sup>5</sup>University Hospital Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

**Introduction:** Spinopelvic alignment has been associated with paraspinal muscle quality<sup>1</sup> and paraspinal muscle endurance (PME) in trunk extension<sup>2</sup> in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis (sLSS).

**Aim:** To examine the associations between spinopelvic balance, PME as assessed in a modified Biering-Sørensen (BS) test (Roman chair; 45° incline) and self-reported kinesiophobia in patients with sLSS scheduled for decompression surgery.

**Methods:** Thirty-seven patients with sLSS (25M/12F; age, 69±9 years; BMI, 25.6±4.4 kg/m<sup>2</sup>) were assessed by biplanar whole-body radiography, performed a modified BS test and completed the Tampa questionnaire<sup>3</sup>. Pelvic tilt (PT), pelvic incidence (PI) and sacral slope (SS) were extracted from the radiographs. PME was assessed as the duration of the BS test. Pearson correlation was used to investigate the associations between parameters. Forward stepwise linear regression analysis was performed with PME as dependent and PT, PI, SS, BMI, and Tampa score as independent parameters.

**Results:** PME was significantly associated with PT ( $R=-0.508$ ,  $P<0.001$ ) and BMI ( $R=-0.499$ ,  $P=0.002$ ). There were no correlations between PME, PI and SS. Stepwise linear regression revealed that BMI explained 33% of the variance of paraspinal muscle endurance ( $R=0.573$ ,  $P<0.001$ ). Inclusion of PT and Tampa score increased the explained variance to 60% ( $R=0.777$ ,  $P<0.001$ ) and 69% ( $R=0.830$ ,  $P=0.011$ ), respectively.

**Conclusion:** Our results confirm previous reports<sup>2</sup> regarding associations between spinopelvic alignment and PME in patients with sLSS. BMI, PT, and the Tampa Score are important factors for muscle endurance in the BS test. The reasons for the importance of PT in PME are unclear and may include stenosis, shortened muscles, rigidity, and/or pain. Understanding these factors is important for developing improved treatment regimen.

Funding: SNF 204461

1 Zhang et al. 2021 *N Am Spine Soc J* 2 Han et al. 2022 *J Orthop Translat* 3 Miller et al. 1991 *Clin J Pain*

#### Abb. 1

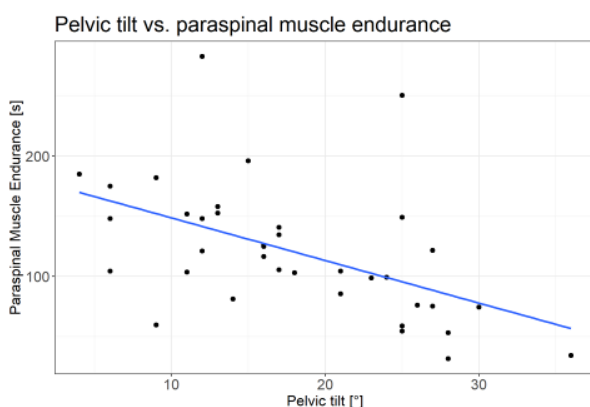


Fig. 1: Pelvic tilt vs. paraspinal muscle endurance

Abb. 2

Table 1: Parameters of the stepwise forward regression models.  
 (BMI = Body mass index; BS-Time = Biering-Sørensen-Zeit; Tampa = Tampa Score)

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers	Änderung in R-Quadrat	Statistikwerte ändern			Sig. Änderung in F
						Änderung in F	df1	df2	
1	.573 <sup>a</sup>	.328	.305	49.383061466	.328	14.144	1	29	<.001
2	.777 <sup>b</sup>	.604	.576	38.577039487	.276	19.522	1	28	<.001
3	.830 <sup>c</sup>	.690	.655	34.781859711	.086	7.444	1	27	.011

a. Einflußvariablen : (Konstante), BMI

b. Einflußvariablen : (Konstante), BMI, Pelvic Tilt

c. Einflußvariablen : (Konstante), BMI, Pelvic Tilt, Tampa

d. Abhängige Variable: BS-Time

## OP068

### Pilotstudie: Schultergelenkszentrumsbestimmung mittels 3D Ultraschall – Reproduzierbarkeit und Validität

B. Pobatschnig<sup>1,2</sup>, F. Unglaube<sup>2</sup>, S. Durstberger<sup>3</sup>, A. Kranzl<sup>2</sup>, M. Gföhler<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Ottobock Healthcare Products GmbH, Clinical Research & Services, Wien, Österreich

<sup>2</sup>Orthopädisches Spital Speising, Gang- und Bewegungsanalyselabor, Wien, Österreich

<sup>3</sup>FH Campus Wien, Health Assisting Engineering, Wien, Österreich

<sup>4</sup>Technische Universität, Konstruktionswissenschaften und Produktentwicklung, Wien, Österreich

**Einleitung:** Die Bestimmung des Schultergelenkzentrums (GJC) für die Bewegungsanalyse beschreibt eine Lokalisierung mithilfe von Algorithmen oder bildgebenden Verfahren. Aufgrund der komplexen Struktur kann eine genaue Bestimmung herausfordernd sein, ist jedoch essenziell, um Schulterbewegungen mittels eines optoelektronischen 3D Messsystems (3DM) zu analysieren.

**Ziele:** Die Evaluierung der Validität und Reproduzierbarkeit verschiedener Methoden: prädiktive - PJC, funktionelle – FJC und Bestimmung über 3D Ultraschalltechnik (US).

**Materialien & Methoden:** Das GJC wurde prädiktiv [1], funktionell [2] mit einem 3DM und mit US (sitzend-USs und liegend-USr) bestimmt (5 uneingeschränkten Personen (ND), 4 mit subakromialen Impingement Syndrom (PG)). Das PJC wurde statisch mit anatomischen Markern bestimmt, das FJC mit dynamischen Schulterkreisbewegungen. Die Reproduzierbarkeit (E) wurde über den mittleren quadratischen Fehler von 3 Versuchen berechnet. Für den US wurde ein Ultraschallkopf mit Markern über den Humeruskopf bewegt, dessen 3D Koordinaten in das 3DM transferiert und das GJC mittels Sphere-Fitting bestimmt. Um die Validität über die euklidische Distanz (ED) zu bewerten, wurde für PG zusätzlich MRT verwendet. Für den Inter-Rater Vergleich wurden der Standardfehler (SEM) und der kleinste relevante Unterschied (MDC) zu einem zweiten Untersucher berechnet.

**Ergebnis:** US-Methoden zeigten eine bessere Reproduzierbarkeit als FJC in ND (Tab. 1). In PG war US in liegender Position am besten (Tab. 2). Das FJC zeigte die größte Abweichung im Vergleich zur Bestimmung mit MRT. Die kleinste Distanz zwischen MRT und US wurde in USr gefunden. Im Inter-Rater Vergleich zeigten sich nur minimale Unterschiede. Der SEM beträgt 2,67 mm, der MDC 7,67 mm.

**Zusammenfassung:** Trotz der limitierten Anzahl an Personen, zeigen die ersten Ergebnisse, dass die Bestimmung des GJC durch US genauer, reproduzierbarer und verlässlicher ist.

#### Literatur:

[1] Meskers et al.,1998.

[2] Gamage & Lansby,2002.

#### Abb. 1

ND - E (mm)	Linke Schulter Mean(STD)		Rechte Schulter Mean(STD)	
	Rater 1	Rater 2	Rater 1	Rater 2
USs	4,40(0,46)	4,59(2,99)	4,43(2,05)	4,93(2,03)
USr	4,19(1,50)	2,61(1,27)	3,37(1,22)	2,93(2,04)
FJC	9,40(4,15)		13,47(4,91)	

**Tab 1:** Reproduzierbarkeit (E) von Personen ohne Einschränkungen (ND) gemessen von zwei Ratern. USs-Ultraschallmethode sitzend, USr-Ultraschallmethode liegend, FJC-funktionelle Bestimmung des Schultergelenkzentrums.

#### Abb. 2

ED (mm) PG	Mean(STD)	E (mm) PG	Mean(STD) )
MRT-FJC	40,42(15,89)	FJC	-
MRT-PJC	27,93(2,25)	PJC	-
MRT-USs	14,59(5,26)	USs	8,04(1,36)
MRT-USr	12,25(4,50)	USr	4,11(4,03)

Tab 2: Genauigkeit (euklidische Distanz-ED) und Reproduzierbarkeit (E) der verschiedenen Methoden der Patientengruppe (PG). MRT-Bestimmung des Schultergelenkzentrums mit MRT, PJC-Bestimmung anhand einer Regressionsmethode, FJC, USs und USr sind in Tab 1 beschrieben.



## MATLAB-to-Python translation and performance evaluation of a gait sequence detection algorithm using lower-back IMU sensor data of different clinical cohorts

*M. Abedinifar<sup>1,2</sup>, R. Romijnders<sup>1,2</sup>, J. Welzel<sup>1,2</sup>, C. Hansen<sup>1,2</sup>, W. Maetzler<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>Kiel University, Department of Neurology, Kiel, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital Schleswig-Holstein, Department of Neurology, Kiel, Deutschland

**Introduction:** The increasing prevalence of mobility-limiting diseases, such as Parkinson's disease (PD), poses a serious burden on healthcare systems. Wearable inertial measurement units (IMUs) allow for long-term monitoring of disease progression and could, therefore, be used to track changes in gait. To assess gait, raw IMU data needs to be processed to obtain clinically relevant parameters. While many studies have focused on a single IMU worn on the lower-back, they often used unavailable software to extract data. However, open-source code implementations for extracting clinically relevant parameters are inevitable to allow data extraction at large scale and, in every clinical setting.

**Aim:** The current study aimed to translate an already validated MATLAB-based algorithm for detecting gait sequences [1] into Python [2], and to test its performance in healthy adults and five mobility-affected cohorts.

**Materials & Methods:** We analyzed the data from 100 participants each having 2.5 hours of recordings from a lower-back IMU sensor [3]. The outcomes of the algorithm were compared with reference gaits obtained through insole pressure sensors. Then, we calculated various indices, including sensitivity (True positive gaits divided by the sum of True and Negative gaits), using sliding 0.1s windows, as comprehensively discussed in [1].

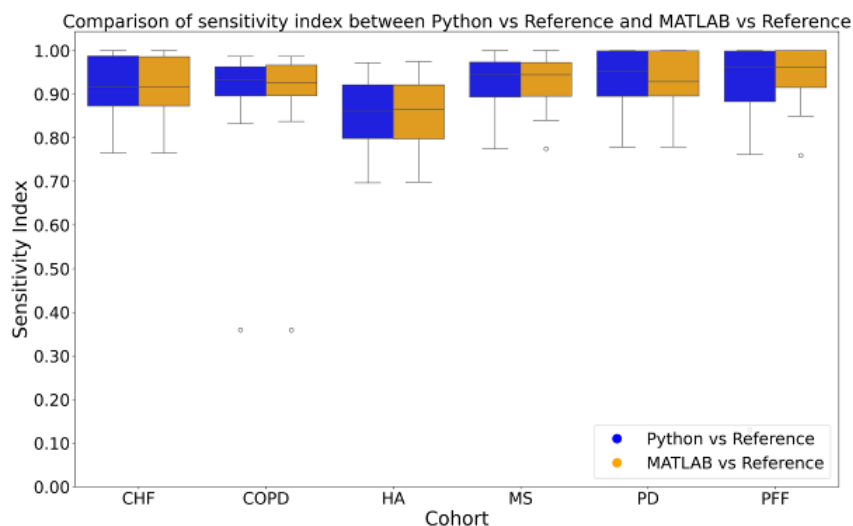
**Results:** We presented sensitivities between Python and MATLAB versus reference gaits for various groups in Fig. 1. The mean sensitivity for different clinical cohorts in the Python-based algorithm is [0.85 0.93], while for the MATLAB-based, is [0.85 0.94].

**Summary:** The performance of the GSD in Python is comparable to the MATLAB one, across all different clinical cohorts. In our view, this marks an important initial step towards the development of an open-source toolbox for the analysis of human motion data.

### References:

1. Micó, et al. JNER. 20(1), (2023).
2. <https://neurogeriatricskiel.github.io/NGMT>
3. Mazzà, et al. BMJ O. 11(12), (2021).

### Abb. 1



## OP070

### Effekte eines aktiven rückenunterstützenden Exoskeletts auf die körperliche Beanspruchung bei arbeitsbezogenen Tätigkeiten

*H. Wackerle<sup>1,2</sup>, C. Greve<sup>1,3,4</sup>, A. Al-Munajjed<sup>4</sup>, P. Augat<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich

<sup>3</sup>BG Unfallklinik Murnau, Ergotherapie, Murnau, Deutschland

<sup>4</sup>IU Internationale Hochschule, Department of IT & Engineering, Erfurt, Deutschland

Häufige Kraftanstrengungen und repetitive Tätigkeiten stehen im kausalen Zusammenhang mit der Entwicklung von Muskel- und Skeletterkrankungen [1]. Von rückenunterstützenden Exoskeletten wird behauptet, dass sie körperliche Beanspruchungen bei der Arbeit reduzieren [2], ohne dass dies bisher umfangreich wissenschaftlich nachgewiesen wurde.

In dieser Studie werden die Effekte eines aktiven Exoskeletts auf die Muskelaktivität, kardiovaskuläre und subjektive Beanspruchung bei arbeitsbezogenen Tätigkeiten untersucht.

10 Probanden (41 ± 12 Jahre, 180 ± 6 cm, 81 ± 11 kg) führten mit und ohne aktives rückenunterstützendes Exoskelett (Cray X 5th Gen, German Bionic Systems, DE) mehrere arbeitsbezogene Aufgaben in einer standardisierten Arbeitsumgebung durch. Für die Beanspruchungsbeurteilung bei steigender Belastung (5-35 kg) wurden die Bewegungsabläufe analysiert und die Muskelaktivität (Myon m320, Myon AG, CH) der Mm. Erector spinae, M. gluteus maximus, M. rectus femoris und M. biceps femoris gemessen.

Mit Exoskelett wurde eine signifikant reduzierte Muskelaktivität (7-35 %) der Rücken- und Glutealmuskulatur bei Hebetätigkeiten ermittelt ( $p < 0.05$ ). Dem gegenüber steht die zum Teil signifikant erhöhte Aktivität der Oberschenkelmuskulatur. Die Herzfrequenz und die subjektive Beanspruchung waren bei hohen Gewichten mit Exoskelett um rund 7 % geringer. Die Ausführungsdauer der Gleichgewichtsaufgaben und die subjektive Beanspruchung waren mit Exoskelett nicht signifikant erhöht.

Bei den meisten Aufgaben nahm die Aktivität der Rücken- und Glutealmuskulatur ab. Es ist anzunehmen, dass die Entlastung der Rückenstrecker den Nebeneffekt Belastungsumverteilung und die damit verbundene höhere Oberschenkelaktivität aufwiegt. Es wird angeregt, Exoskelette an realen Arbeitsplätzen über den gesamten Arbeitstag zu testen und zu untersuchen, ob mit Exoskeletten eine verzögerte Ermüdung auftritt.

1 Steinhilber et al., 2020. AWMF Leitlinie.

2 von Glinski et al. 2019. J Clin Neurosci.

## OP071

### Validierung eines IMU basierten 2-Segmenten Fußmodells gegen ein optisches markerbasiertes Multi-Segmenten Modell

*L. Bauer<sup>1</sup>, T. Vitoonpong<sup>2,3</sup>, P. Yotnuengnit<sup>2</sup>, K. Seehaboot<sup>3</sup>, W. Böcker<sup>1</sup>, H. Polzer<sup>1</sup>, S. F. Baumbach<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Muskuloskelettales Universitätszentrum München (MUM), Klinikum der Universität München, Munich, Deutschland

<sup>2</sup>Chulalongkorn University, Department of Rehabilitation Medicine, Faculty of Medicine, Bangkok, Thailand

<sup>3</sup>King Chulalongkorn Memorial Hospital, Department of Rehabilitation Medicine, Bangkok, Thailand

**Einleitung:** Der derzeitige Goldstandard für eine instrumentierte, klinische Ganganalyse ist ein optisches Bewegungserfassungssystem (OMC) unter der Verwendung eines Multi-Segmenten Fußmodell. Eine zeit- und kosteneffiziente Alternative könnte ein System basierend auf Inertialen Messeinheit (IMUs) sein. Diese sind jedoch auf ein einziges Segment für Fuß und Sprunggelenk beschränkt. Daher wurde ein 2-Segmenten Fußmodell entwickelt, das eine separate Auflösung von Rück- und Mittelfuß, analog zu den Multi-Segment Modellen, ermöglicht.

**Ziele:** Ziel der Studie war es, die Validität das neu entwickelte 2-Segmenten Fußmodell gegen ein optisches, markerbasiertes System zu untersuchen.

**Materialien & Methoden:** 12 gesunden Proband\*innen (Alter: 26 ( $\pm$  5) Jahren; BMI: 21,8) wurden rekrutiert. Für das IMU-basierte, 2-Segmente Fußmodell wurden 9 IMUs (Ultium, Noraxon U.S.A., Inc., Scottsdale, AZ, USA) an Pelvis, Oberschenkel, Unterschenkel, Ferse und dorsalem Fußrücken angebracht. Verglichen wurde die Kinematik des IMU-Systems mit dem Oxford Foot Model (OFM) unter Verwendung eines OMC Systems (Optitrack prime 17W, NaturalPoint, Inc., Corvallis, USA). Alle Proband\*innen absolvierte 5 Touren auf einem 10-Meter Laufsteg. Die Daten wurden über alle 5 Durchläufe auf 100% Gangzyklus gemittelt.

**Ergebnisse:** Die Kinematikkurven über 100% Gangzyklus zeigten für die Sagittalebene für Tibia-Rückfuß, Tibia-Vorfuß und Rückfuß-Vorfuß gute Übereinstimmungen zwischen dem IMU basierten 2-Segmenten Fußmodell und dem OFM. In der Frontal- und Transversalebene konnte für Tibia-Rückfuß kein Unterschied zwischen den beiden Messsystemen festgestellt werden.

**Zusammenfassung:** Zusammengefasst zeigte sich für die Sagittalebene eine hohe Validität des IMU-basierte 2-Segmenten Fußmodells im Vergleich zu dem aktuellen Goldstandard. Daher sehen die Autor:innen die Anwendbarkeit des neuen 2-Segmenten Fußmodells für die klinische Ganganalyse gegeben.

# Materialien und Tribologie

OP072

**Welche Faktoren beeinflussen die Konuskorrosion am modularen Revisionshüftschaft? Eine Explantatstudie**

T. Bormann<sup>1</sup>, M. Schonhoff<sup>1</sup>, H. Yan<sup>1</sup>, J. P. Kretzer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

In der Revisionshüftendoprothetik werden modulare Schäfte verwendet, um eine bessere Anpassung der Prothese an die patientenseitige Situation zu ermöglichen. Der Femurschaft wird dabei meist über eine Konussteckverbindung mit dem Halsstück gekoppelt. Brüche an der Konusverbindung treten hier als Komplikation zwar selten aber regelmäßig auf. Als Ursache werden erhöhte Biegespannungen im Bereich der Verbindung angenommen. Darüber hinaus wurden auch korrosiv induzierte Mikrorisse beobachtet. Korrosive Prozesse könnten also eine Rolle bei der Konusbruchentstehung spielen, Daten zur Korrosion an dieser modularen Schnittstelle gibt es jedoch kaum. Ziel der Studie ist es, die Konusverbindungen verschiedener explantierter, modularer Revisionshäfte auf Korrosion und Fretting zu untersuchen und folgende Fragen zu beantworten: Welche Faktoren beeinflussen die Ausprägung der korrosiven Prozesse bzw. die Stabilität der Konusverbindung? Dazu wurden 56 explantierte modulare Hüftsäfte aus dem Explantatregister der orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg untersucht. Verbindungen, die noch im gefügten Zustand vorlagen, wurden zunächst getrennt und die dazu notwendige Kraft bestimmt. Anschließend wurden die Konusoberflächen jeweils in 8 Quadranten eingeteilt, auf Korrosion, Fretting und Verschmutzung hin untersucht und mit einem modifizierten Goldberg-Score auf einer Skala von 0 bis 3 bewertet. Erhöhte Werte (Median>1) für Korrosion und Fretting wurden an 40% der Explantate beobachtet. Eine multiple lineare Regressionsanalyse ergab, dass die Faktoren Standzeit und Konusverschmutzung einen signifikanten Einfluss auf die Konuskorrosion haben. Die Faktoren Offset, Halsteillänge und Patientengewicht zeigten hingegen keinen Einfluss. Die Festigkeit der Verbindungen nahm mit zunehmender Verschmutzung ab. Die Vermeidung der intraoperativen Verschmutzung der Konusverbindung kann helfen, die Ausprägung der Korrosion zu verringern und so möglicherweise weiteren Konusbrüchen vorbeugen.

## OP073

### **In vitro Untersuchung der Fretting-Korrosion in modularen Hüftendoprothesen mit festgewalzten Konusoberflächen**

*V. Voropaï<sup>1</sup>, T. Bormann<sup>2</sup>, C. H. Lohmann<sup>3</sup>, J. Bertrand<sup>1</sup>, J. P. Kretzer<sup>2</sup>, J. Döring<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Experimentelle Orthopädie, Magdeburg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Universitätsklinikum Magdeburg, Orthopädische Universitätsklinik, Magdeburg, Deutschland

Die Konussteckverbindung zwischen Hüfterschaft und -Kopf einer Hüfttotalendoprothese ist eine der Stellen mit einem erhöhten Verschleiß- und Korrosionspotential. Unter dynamischer Belastung entstehende Mikrobewegungen führen zur Beschädigung der Passivschicht an Konusoberflächen und Freisetzung von Verschleiß- und Korrosionsprodukten sowie deren Metallionen, die negative Reaktionen im umgebenden Gewebe hervorrufen können. Mit Hilfe des Festwalzens der Konusoberfläche einer CoCrMo-Hüftkugel soll die Verschleißfestigkeit erhöht und somit die mechanische Beschädigung und Korrosionsanfälligkeit reduziert werden.

Im Rahmen dieser Studie wurden CoCrMo-Innenkonen mit der konventionell gedrehten sowie festgewalzten Oberfläche hergestellt. Oberflächeneigenschaften wurden durch optische (3D-Konfokalmikroskop), mechanische (Härtemessung, Verschleißtest) und Gefügeuntersuchungen evaluiert. In einem Fretting-Korrosionstest wurden Baugruppen aus CoCrMo-Innenkonus und TiAl6V4-Schaftkonus in Ringerlösung mit FeCl<sub>3</sub> und H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> bei 37°C dynamisch beansprucht, um Belastungen im menschlichen Körper nachzubilden. Während des Versuchs wurde das Ruhepotential gemessen. Anschließend wurden die Komponentenoberflächen, der Materialverlust sowie die Ionenkonzentration in der Testflüssigkeit untersucht.

Die festgewalzten Konen haben eine niedrigere Rauheit Rz von 0,5 µm im Vergleich zu gedrehten Oberflächen (1,6 µm) gezeigt. Die Phasenumwandlung (kfz zu hdp) und eine um 25 % erhöhte Härte der festgewalzten Oberflächen führten zur Steigerung der Verschleißbeständigkeit im Verschleißtest um 70 %. In dem Fretting-Korrosionstest haben die festgewalzten und gedrehten Konen ein sehr ähnliches Schadensbild gezeigt, welches sich mit einem besonderen Verschleißmechanismus (Balachandran et al. 2020) beschreiben lässt.

Die festgewalzten Oberflächen zeigten ein hohes Potential zur Verschleißreduktion, welches durch weitere Forschungsarbeiten weiterentwickelt werden soll.

**Strength of the taper junction of modular revision hip stems**

J. M. Böttcher<sup>1</sup>, K. Sellenschloh<sup>1</sup>, A. Strube<sup>1</sup>, G. Huber<sup>1</sup>, M. M. Morlock<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Universität Hamburg, Institut für Biomechanik, M3, Hamburg, Deutschland

**Introduction:** In revision surgery, modular implant components allow the surgeon to tailor the characteristics of the implant to the bone situation [Ellman, J ARTHROPLASTY 2013]. Relative motion can occur at the tapered modular junction, causing fretting corrosion and subsequent biological reactions – especially due to insufficient assembly and contamination of the taper junction [Krull, J ARTHROPLASTY 2017].

**Aim of the study:** Aim was to exhibit whether incomplete assembly and unwanted contamination of the modular taper cause a change in junction strength.

**Methods:** Modular taper junctions between neck and stem (n = 48) were divided into seven groups differing in contamination (native, contaminated, cleaned) and assembly conditions (secured, pretensioned&secured). Contamination was achieved using a combination of porcine bone particles together with bovine blood (fig. 1). For each group, the number of rotations of the torque limiter while securing the taper junction was recorded. Implants were subjected to cyclic loading. DIC was used to determine rotation of the neck piece, micromotion and axial subsidence. Loosening torque of the locking screw as well as pull-off forces were measured as an equivalent for the remaining strength of the taper junction.

**Results:** Contamination of the taper junction, especially in combination with improper assembly of the components, significantly increased the rotation ( $35.3 \pm 13.7^\circ$  vs.  $2.4 \pm 4.4^\circ$ ;  $p < 0.001$ , fig. 2A), micromotion ( $67.8 \pm 16.9 \mu\text{m}$  vs.  $5.1 \pm 12.1 \mu\text{m}$ ,  $p < 0.001$ , fig. 2B) and axial subsidence ( $-34.1 \pm 16,9 \mu\text{m}$  vs.  $4.3 \pm 10.9 \mu\text{m}$ ;  $p < 0.001$ ) of the neck piece relative to the stem.

**Conclusion:** Intra-operatively, contamination of the taper surface can be identified by the need for multiple rotations when tightening the locking screw. Correct cleaning with the new taper cleaning instrument and complete assembly potentially reduces the risk of early failure and fatigue fracture of the modular taper junction.

Abb. 1

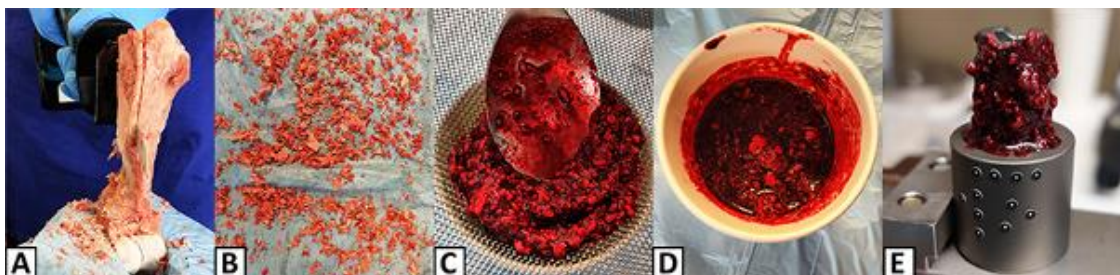


Fig. 1 Preparation of the suspension for taper junction contamination. (A) Generation of porcine bone particles using a reciprocating saw. (B) Resulting cortical and cancellous bone particles. (C) Sieving of particles mixed with bovine blood (D) Resulting blood-particle suspension. (E) Contamination applied to a taper.

Abb. 2

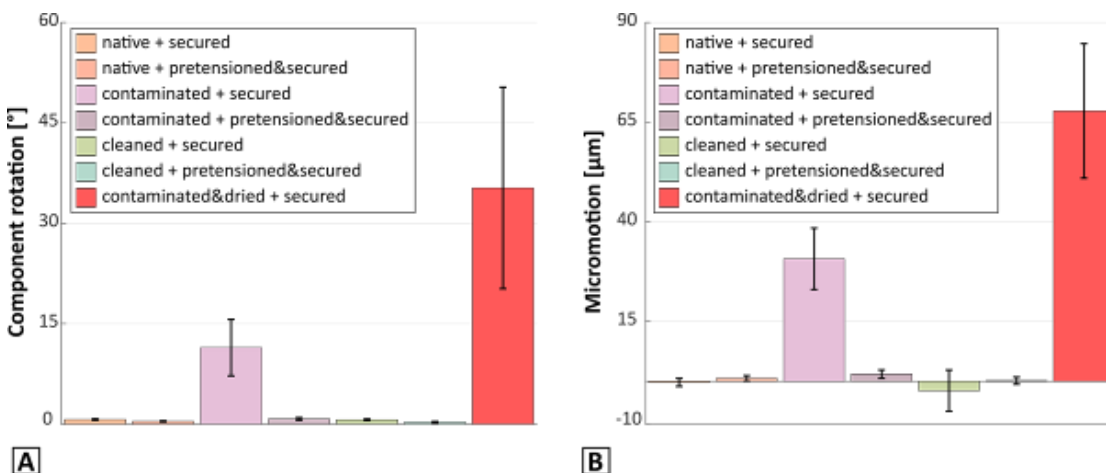


Fig. 2 (A) Rotation of the neck piece on the stem and (B) micromotion as a result of cyclic loading.

## OP075

### Characterization and comparative analysis of artificial and physiological CoCrMo wear particles

*A. Buchholz<sup>1</sup>, R. Höpfer<sup>1</sup>, J. Schmelzer<sup>2</sup>, M. Krüger<sup>2</sup>, J. Bertrand<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Experimentelle Orthopädie, Magdeburg, Deutschland

<sup>2</sup>Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Werkstoff- und Fügetechnik (IWF), Werkstofftechnik, Magdeburg, Deutschland

**Introduction:** The interaction between wear particles and the periprosthetic tissue is not fully understood yet as it is difficult to mimic the in vivo process using in vitro techniques. Therefore, in vitro experiments with artificial wear particles are an important tool for a better understanding of cellular interactions. However, authentic in vivo wear particles are difficult to generate in vitro and the available techniques are expensive. A tailored milling process could provide a promising option to generate artificial wear particles at significantly lower costs.

**Aim:** Commercially available CoCrMo-particles are compared to artificially produced particles and particles obtained from periprosthetic tissue in terms of shape and biological function.

**Method:** The periprosthetic particles from a MoPE-THI were extracted according to ISO 17853:2011. Three particle types were examined using SEM and laser diffraction in terms of size (distribution) and morphology (aspect ratio, roundness). To investigate the cell interaction, osteoblast-like and fibroblast-like cells were incubated with physiological particle concentrations and evaluated using the WST-1-assay, TUNEL-assay, and fluorescence microscopy to investigate the particle uptake.

**Results:** All particle types are within the same size range (0.1 to 30  $\mu\text{m}$ ). The size distribution, however, increases for both artificial particles when compared to the isolated particles. All particle types predominantly consist of spheric, regular particles with rounded edges. The particle uptake is for all tested particle types at a comparable level. Viability and cell death still need to be examined.

**Conclusion:** The CoCrMo particles produced by milling correspond to the commercial and physiological reference in terms of morphology. Interestingly, their size distribution is closer to the in vivo generated particles. Therefore, milling seems to be an appropriate method to produce wear particles mimicking in vivo generated wear particles.

## OP076

### Einfluss von Druckrichtung und Einfärbung auf die biaxialen Biegefestigkeiten von 3D-gedrucktem Zirkoniumdioxid

*A. Zenthöfer<sup>1</sup>, S. Rues<sup>1</sup>, A. Ilani<sup>1</sup>, C. Schmitt<sup>1</sup>, P. Rammelsberg<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Zahnärztliche Prothetik, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Der 3D-Keramik-Druck von Zahnersatz ermöglicht gegenüber subtraktiven Verfahren mehr Designfreiheit und die Fertigung filigraner Strukturen. Für neue druckbare Zirkoniumdioxidmaterialien (ZrO<sub>2</sub>) mit Medizinproduktezulassung fehlen bislang unabhängig ermittelte Materialkennwerte.

**Ziele:** Ermittlung der biaxialen Biegefestigkeit von gedrucktem ZrO<sub>2</sub> bei Variation der Druckausrichtung und Einfärbung.

**Material und Methoden:** Die Biaxialprüfkörper aus ZrO<sub>2</sub> wurden mit einem DLP-Drucker erstellt (ZD; ZIRPO-D). Insgesamt 60 Proben wurden vertikal genestet (Flächennormale in der xy-Ebene) wobei jeweils n=20 Proben mit x-Ausrichtung (ZD-X) und y-Ausrichtung (ZD-Y) gedruckt und gebrannt wurden. Weitere 20 Proben mit x-Ausrichtung wurden vorgesintert, eingefärbt (ZD-XF) und anschließend dicht gesintert. Weitere 20 Prüfkörper wurden horizontal gedruckt (Flächennormale in z-Richtung, ZD-Z). Zum Vergleich mit einem schon länger genutzten System (CF: CeraFab 7500) wurde eine zusätzliche Serie mit x-Ausrichtung (CF-X) hergestellt. Prüfung und Festigkeitsauswertung erfolgten gemäß ISO 6872. Mögliche Einflüsse der Faktoren wurden mit Welch Anovas ( $\alpha=0,05$ ) beurteilt.

**Ergebnisse:** Für ZD-Prüfkörper waren die mittleren biaxialen Biegefestigkeiten bei vertikaler Orientierung (ZD-X: 862±122MPa, ZD-Y: 811±197MPa) signifikant niedriger als bei horizontaler Ausrichtung (ZD-Z: 1107±144MPa). Durch das Einfärben der Proben mit x-Ausrichtung ergaben sich geringfügig, aber nicht signifikant, niedrigere Werte (ZD-XF: 838±182MPa). Im Vergleich der beiden 3D-Drucksysteme wies das schon länger genutzte System eine signifikant höhere mittlere Festigkeit auf (CF-X: 1238±327MPa), dafür aber eine deutlich höhere Streuung / geringere Verlässlichkeit.

**Zusammenfassung:** Alle Gruppen übertrafen im Mittel die nach ISO 6872 geforderten Biegefestigkeiten für Klasse 4 (>500 MPa) bzw. Klasse 5 (>800 MPa). Für geringe Ausfallwahrscheinlichkeiten waren die kritischen Spannungen beider Drucksysteme vergleichbar.



**Knotenlos in die Zukunft: Eine biomechanische Analyse verschiedener Sehnenplastiken mit und ohne knotenlosen Nahtsystem**

H. V. Bürger<sup>1</sup>, A. Jahnke<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Biomechanik, Gießen, Deutschland

Zahlreiche Studien untersuchen die bestmögliche Kombination von Nahtmaterial und Nahttechnik. Hier wird teils extensiv Material eingebracht, um die Primärstabilität zu maximieren. In-Vivo lässt sich allerdings nicht endlos augmentieren. Besonders degenerativ verändertes Sehngewebe bietet kaum halt für das Verwendete Nahtmaterial. Ziel ist es daher mit einem knotenlosen selbstsichernden Nahtsystem und ohne weiteres Nahtmaterial eine höhere Primärstabilität zu erreichen.

Hierzu wurde die Stratafix-Naht von Ethicon oder reguläres Polydioxanon Nahtmaterial verwendet. Die Stratafix verfügt über feine Widerhaken entlang des Verlaufs, die die Zugkräfte gleichmäßig verteilen. Hierdurch wird das Knoten Obsolet und Druckmaxima entfallen. Zur biomechanischen Testung wurden 50 Sehnen des porcinen M. flexor digitorum superficialis vermessen und mit den Nahttechniken Z-Plastik oder der Umkipplastik nach Silfverskjöld versorgt. Bestimmt wurden die Parameter Kriech- und zyklische Dehnung sowie die maximale Kraft, Spannung und Dehnung in einer Universalprüfmaschine.

Die Z-Plastik war der Umkipplastik hinsichtlich der Maximalkraft deutlich überlegen (Umkipplastik mit Polydioxanon 52,4±14,6N, Z-Plastik mit Polydioxanon 108,5±22,2N, p<.001). Außerdem wurde die Z-Plastik durch das Stratafix-Nahtmaterial weiter signifikant verbessert. Für die maximale Kraft (Z-Plastik mit Polydioxanon 108,5±22,2N, mit Stratafix 142,3±23,5N, p<.01), für die maximale Spannung (Z-Plastik mit Polydioxanon 5. 5±1,2 N/mm<sup>2</sup>, mit Stratafix 7,15±1,1N/mm<sup>2</sup>, p<.01), für die maximale Dehnung (Z-Plastik mit Polydioxanon 62,6±38,4%, mit Stratafix 107,2±40,4%, p <.001)

Die Z-Plastik bietet im In-vitro-Modell eine bessere Primärstabilität und Steifigkeit. Eine weitere signifikante Verbesserung um bis zu 32% kann durch das knotenlose Nahtmaterial Stratafix erreicht werden. Knotenlose Nahtsysteme können also schneller, einfachere und je nach Technik biomechanisch stabiler sein.

Abb. 1

Abbildung 38: Messprotokoll einer zyklischen Testung



Anmerkung: Die roten Klammern zeigen die Vor – und Nachlastphasen. Die schwarze Klammer zeigt die Messungen der variierenden Last von 2- 30 N. Die grüne Klammer zeigt Relaxationsphase bis 10 N erreicht sind.

## 4.6 Übersicht aller Messergebnisse

Tabelle 11: Vergleich der Mittelwerte aller Gruppen

Gruppe / Parameter	Umkipplastik & PDS	Umkipplastik & Stratafix	Z-Plastik & PDS	Z-Plastik & Stratafix	native Sehne	p-Werte
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	
Kriechdehnung [%]	1.73±(1.33-7.98) <sup>a,b,e</sup>	2.23±0.50 <sup>a,c,e</sup>	1.87±0.54 <sup>b,d,e</sup>	1.7±0.28 <sup>c,d,e</sup>	409,90±157,16 <sup>e</sup>	a > 0.05; b > 0.05; c > 0.05; d > 0.05; e < 0.001
Dehnung [%] (zyklische Testung)	17.80±4.59 <sup>a,b,e</sup>	18.99±5.75 <sup>a,c,e</sup>	12.92±3.40 <sup>b,d,e</sup>	15.78±6.58 <sup>c,d,e</sup>	37.77±20.9 <sup>e</sup>	a > 0.05; b > 0.05; c > 0.05; d > 0.05; e < 0.001
Maximale Spannung [N/mm <sup>2</sup> ]	3.00±0.54 <sup>a,b,e</sup>	3.42±0.83 <sup>a,c,e</sup>	5.50±1.22 <sup>b,d,e</sup>	7.15±1.05 <sup>c,d,e</sup>	69.19±13.9 <sup>e</sup>	a > 0.05; b < 0.001; c < 0.001; d = 0.008; e < 0.001
Maximale Kraft [N]	52.36±14.6 <sub>1</sub> <sup>a,b,e</sup>	58.91±16.52 <sup>a,c,e</sup>	108.50±22. <sub>21</sub> <sup>b,d,e</sup>	142.30±23. <sub>55</sub> <sup>c,d,e</sup>	1448±322.4 <sup>e</sup>	a > 0.05; b < 0.001; c < 0.001; d = 0.006; e < 0.001
Maximale Dehnung [%]	49.26±28.9 <sub>4</sub> <sup>a,b,e</sup>	53.61±46.32 <sup>a,c,e</sup>	62.60±38.4 <sub>3</sub> <sup>b,d,e</sup>	107.20±40. <sub>44</sub> <sup>c,d,e</sup>	1047±375.7 <sup>e</sup>	a > 0.05; b > 0.05; c = 0.008; d = 0.029; e < 0.001

## OP078

### Finite-Elemente-Analyse hybrider Keramik-Titan-Materialien für die Knieendoprothetik

J. O. Sass<sup>1</sup>, C. Lork<sup>2</sup>, M. Kebbach<sup>1</sup>, R. Bader<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Rostock, Deutschland

<sup>2</sup>ZM Präzisionsdentaltechnik GmbH, Rostock, Deutschland

Bei Knieendoprothesen besteht die Femurkomponente in den meisten Fällen heutzutage aus einer CoCr-Legierung. Im postoperativen Verlauf können Metallionen freigesetzt werden, die zu adversen biologischen Reaktionen führen können [1]. Vollkeramische Femurkomponenten stellen eine Alternative dar [2], jedoch besteht die Gefahr des Sprödbrechens bei hochenergetischen Beanspruchungen [3]. Daher wurden ein Werkstoffverbund aus einer Oxidkeramik für die Artikulationsfläche und einer Titanlegierung für den direkten Knochenkontakt beschrieben, um die Limitation der jeweiligen Werkstoffe zu überwinden [4].

Ziel war es, eine Femurkomponente, bestehend aus einem hybriden Werkstoffverbund aus Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-verstärkter ZrO<sub>2</sub> (ATZ) und unterschiedlichen Titanlegierungen (Ti-6Al-4V vs. Ti-35Nb-6Ta) unter der intraoperativen Belastung einer zementfreien Implantation mittels Finite-Elemente-Analyse zu untersuchen.

Dafür wurde das Modell einer Femurkomponente einer kreuzbänderhaltenden Knieendoprothese herangezogen, welches virtuell in ein biphasiges Design umgewandelt wurde (Abb. 1A). Es wurde ein Finite-Elemente-Modell der zementfreien Implantation aufgebaut (Abb. 1B). Dem Knochen wurden linear-elastische, heterogene Materialeigenschaften zugewiesen. Die Materialeigenschaften der Femurkomponente wurden zwischen: ATZ und Hybridwerkstoff aus ATZ und Ti-6Al-4V bzw. Ti-35Nb-6Ta variiert.

Die maximale Spannung in der ATZ-Femurkomponente betrug 1353,9 MPa. Bei den hybriden Femurkomponenten aus ATZ und Ti-6Al-4V bzw. Ti-35Nb-6Ta traten geringere maximale Spannungen in der ATZ Komponente auf (359,3 MPa bzw. 484,4 MPa).

Durch die hybride Werkstoff-Kombination kann die mechanische Beanspruchung innerhalb der ATZ verringert und somit das intraoperative Bruchrisiko keramischer Femurkomponenten reduziert werden.

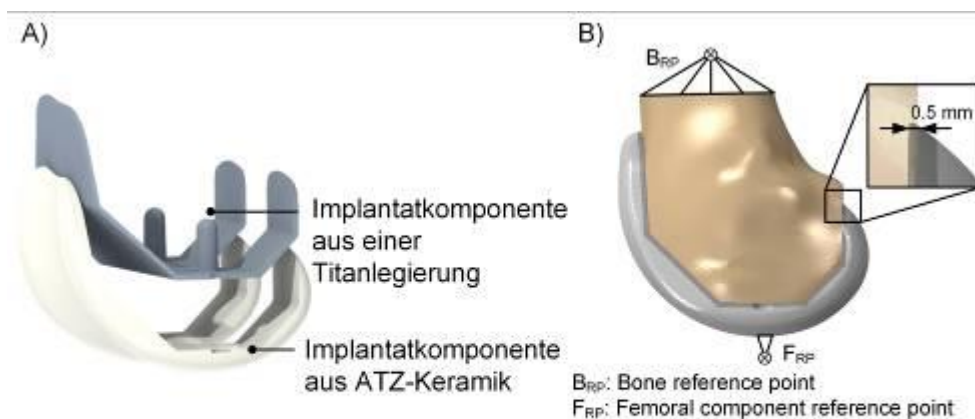
[1] Cruisen et al., EFORT Open Rev., 2022

[2] Bergs Schmidt et al., Knee, 2016

[3] Kluess et al., Knee, 2012

[4] Mitrovic, Patent: DE 10 2025 016 895 B3

#### Abb. 1



**Abbildung 1:** A) Explosionsansicht der hybriden Femurkomponente einer Knieendoprothese bestehend aus einer ATZ-Keramik (tribologische Fläche) und einer Titanlegierung (Knocheninteraktion), B) Randbedingungen des Finite-Elemente Modells während der intraoperativen Belastung durch die zementfreie Implantation.

**Der Impaktor bestimmt die Kraftübertragung**

*P. J. Schlieker<sup>1</sup>, M. M. Morlock<sup>1</sup>, G. Huber<sup>1</sup>*

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

**Einleitung:** Bei der Implantation von zementfreien Implantaten und dem Fügen einzelner Komponenten muss ein ausreichender Pressfit am Interface erreicht werden, welcher maßgeblich durch die maximale aufgebrachte Kraft bestimmt wird. Die Kraft im Interface entspricht aufgrund von Massenträgheit und Steifigkeiten des verwendeten Instrumentariums jedoch nicht der aufgebrachten Hammerkraft [1, 2].

Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Kraftübertragung zwischen Hammer und Interface beim Fügen von Prothesenköpfen auf Hüftschafstkomen in Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften des Impaktors.

**Material & Methoden:** Basierend auf einem validierten numerischen Modell [2] wurden drei mechanische Eigenschaften des Impaktors variiert (Abb. 1): Stielsteifigkeit (13 Werte, 10 N/mm bis 10<sup>5</sup> N/mm), Steifigkeit der PEEK-Spitze (13 Werte, 10 N/mm bis 10<sup>5</sup> N/mm) und Impaktormasse (8 Werte, 0,1 kg bis 1,0 kg). Die Dämpfung der Spitze wurde mit 15 % der zugehörigen Steifigkeit berücksichtigt. Die Auswirkung der Designvariationen wurde anhand der an der Spitze wirkenden und somit am Prothesenkopf ankommenden Kraft (normiert auf die Hammerkraft) verglichen.

**Ergebnisse:** Die Kräfte an der Impaktorspitze lagen zwischen 0,2 % und 102,5 % der Hammerkraft (Abb. 2). Die höchsten Kräfte wurden bei geringer Masse (0,2 kg) und hohen Steifigkeiten der Spitze erzielt. Bei hoher Stielsteifigkeit wurden Werte bis zu 67,2 % der Hammerkraft erreicht. Eine höhere Masse führte tendenziell zu niedrigeren Kräften. Dieser Einfluss der Masse nahm mit Zunahme beider untersuchter Steifigkeiten deutlich zu.

**Zusammenfassung:** Hersteller können die mechanischen Eigenschaften von Impaktoren nutzen, um die Form des übertragenen Impulses zu gestalten. Hierbei ist insbesondere die Impaktorspitze von Bedeutung.

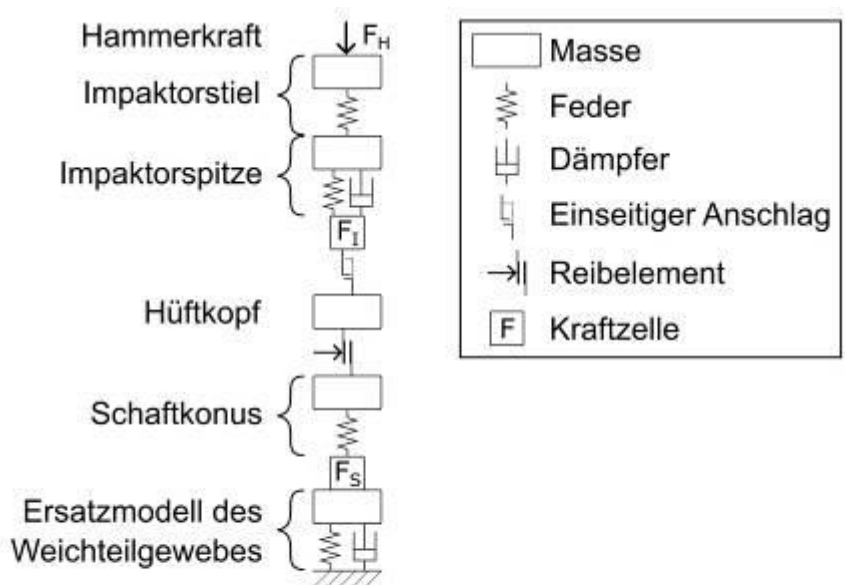
**Danksagung:** DePuy Synthes stellte freundlicherweise die Köpfe, Konen und Instrumente bereit.

**Literatur:**

[1] Krull et al., BONE JOINT RES, 2018

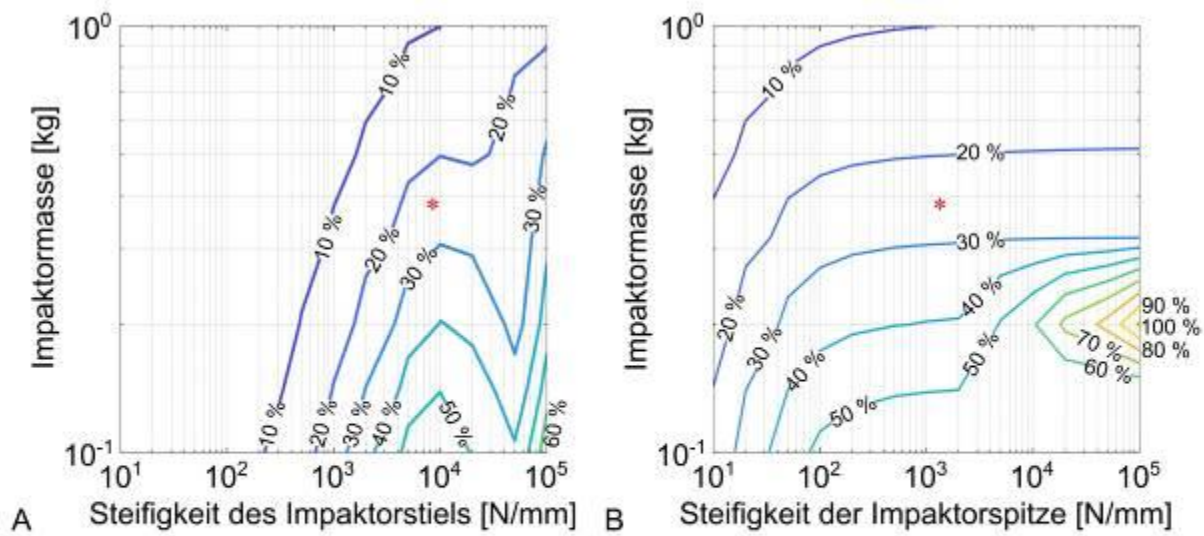
[2] Schlieker et al., ISTA, 2022

**Abb. 1**



**Abbildung 1:** Aufbau des numerischen Modells bestehend aus Massen, Federn, Dämpfern, einem einseitigen mechanischen Anschlag und einem Reibelement.

Abb. 2



**Abbildung 2:** Auf die maximale Kraft des Hammerschlags normierte Kraft an der Spitze des Impaktors in Abhängigkeit der Impaktormasse und der Steifigkeit des Impaktorstiels (A) sowie der Impaktormasse und der Steifigkeit der Impaktorspitze (B). Die Werte des für die Validierung verwendeten Impaktors sind mit Sternchen markiert.

# Young Investigator Award

OP080

## The trade-off between running economy and cumulative knee joint loading in running when systematically altering trunk lean angle

L. Braun<sup>1</sup>, M. Hipper<sup>1</sup>, Y. Denis<sup>1</sup>, J. Helwig<sup>1</sup>, B. Anedda<sup>1</sup>, S. Willwacher<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Hochschule Offenburg, Institute for Advanced Biomechanics and Motion Studies, Offenburg, Deutschland

**Introduction:** Altering anterior trunk leaning (ATL) may be a particularly interesting variable to redistribute lower extremity joint loading because the trunk has the largest segmental mass. There is some evidence that running with ATL reduces cumulative knee joint loading (cKJL), but a potential trade-off with running economy (RE) is currently uncertain.

**Objectives:** Establishing dose-response relationships by investigating the effects of a systematic modification of ATL on cKJL and RE in running.

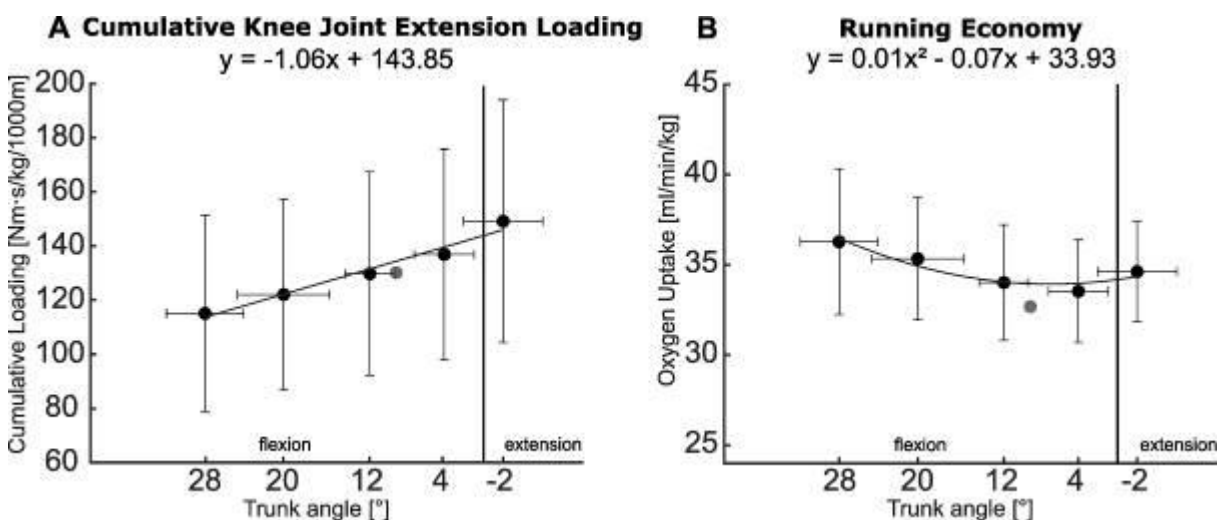
**Methods:** Twenty-nine recreational runners underwent a series of six treadmill runs (2.5 m/s) with five predefined (from -4° extension to 28° flexion) and one self-selected ATL condition for five minutes each. Motion capturing was used to determine joint biomechanics. cKJL was calculated by multiplying the time integral of the dominant direction of the joint moment curve by the number of strides required to complete a 1000-m distance. 3D marker data were live-streamed using a custom-made model to provide real-time feedback on ATL angle to the participants. RE was quantified using spirometry.

**Results:** The modification in ATL systematically altered cKJL ( $p < .001$ , rmANOVA) in all conditions. Linear regression revealed that each degree of ATL reduced cKJL by 1.06 Nm·s/kg/1000 m (Fig.1A). However, the results of RE indicate that running outside the preferred running style increases oxygen uptake. ATL28° is characterized by a reduction of 11.01% ( $p_{\text{bonferroni}} < .001$ ) in RE compared to the self-selected ATL condition (Fig.1B).

**Summary:** Increasing ATL leads to a linear decrease in cKJL. Deviating from self-selected ATL worsens RE. Designing load-management interventions based on ATL seems promising because of the potential real-world quantification with IMUs. However, when implementing this intervention in clinical practice the trade-off between cKJL and RE must be considered.

Fig 1. cKJL was negative, but is presented in absolute terms. The grey dot is the self-selected condition.

Abb. 1



**OP081**

**Leg mechanics during single leg hop landing 2 years after InternalBrace-augmented ACL repair compared with ACL reconstruction and controls**

L. Böhler<sup>1,2</sup>, S. Müller<sup>1,2</sup>, C. Nüesch<sup>1,2,3,4</sup>, C. Egloff<sup>1,2</sup>, A. Mündermann<sup>1,2,3,4</sup>

<sup>1</sup>Universitätsspital Basel, Klinik für Orthopädie und Traumatologie, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Universität Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>Universität Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>Universitätsspital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

**Introduction:** Leg mechanics are altered after anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R)<sup>1</sup>. Although proponents of ACL-preserving InternalBrace-augmented repair (ACL-IB) believe that knee mechanics can be restored with this technique<sup>2</sup>, there is currently no evidence.

**Aim:** To compare landing mechanics between the legs in ACL-IB and ACL-R, and between patients (involved) and controls (non-dominant leg).

**Method:** Twenty-nine ACL-IB (sex 13m; age 36.8 years; BMI 24.7kg/m<sup>2</sup>; 25 months post surgery), 27 ACL-R (hamstring autograft; 13m; 37.0 years; 25.0 kg/m<sup>2</sup>; 24 months post surgery) and 29 controls (13m; 37.0 years; 23.4 kg/m<sup>2</sup>) completed single-leg hops for maximum forward distance. Maximum sagittal joint angles, moments and vertical ground reaction forces, and joint work contributions during landing (initial contact to peak knee flexion) were analyzed using motion capture. Leg differences within patients and between groups were tested using t-tests and analysis of variance (Tukey post hoc; p=.05, respectively). Only significant differences with a 95% confidence interval (CI) not overlapping with the 95%CI of the leg difference within controls (i.e., greater than expected in healthy subjects) were deemed meaningful and reported.

**Results:** Only in ACL-IB the operated knee had a meaningful lower maximum flexion angle (-8.3°; P=.001) and moment (-0.6 Nm/kg; P<.001) than the uninvolved knee, and a meaningful lower maximum knee flexion moment than controls (-0.5 Nm/kg; p=.020; Tab.1). There were no differences in the involved legs between ACL groups (Tab.1).

**Conclusion:** The lack of meaningful differences between ACL patients does not preclude that some patients have abnormal landing mechanics in the involved leg. In addition, ACL-IB does not appear to achieve normal landing mechanics. It is still unclear how the observed differences after ACL-IB relate to the risk of (re)injury or joint disease.

<sup>1</sup>Kotsifaki et al. Br J Sports Med 2020

<sup>2</sup>Rilk et al. Arthrosc Tech 2023

**Abb. 1**

Table1: Leg differences in maximum sagittal kinematics and kinetics of the leg joints, and in maximum vertical ground reaction force within the legs of ACL-IB and ACL-R, and between ACL patients and controls, including a reference confidence interval for meaningful leg differences (last column).

Parameter	Leg difference within patients		Leg difference between groups (involved patients and non-dominant controls)			Healthy reference for meaningfulness
	ACL-IB	ACL-R	ACL-IB vs Controls	ACL-R vs Controls	ACL-IB vs ACL-R	Controls
	95% CI	95% CI	95% CI	95% CI	95% CI	95% CI
<i>Max. sagittal plane angles (°)</i>						
Hip flexion	[-5.6;1.9]	[-1.3;4.2]	[-11.2;5.7]	[-6.5;10.8]	[-13.6;3.8]	[-1.0;4.7]
Knee flexion	<b>[-13.0;-3.7]*</b>	[-5.0;3.2]	<b>[-15.1;-1.1]</b>	[-8.6;5.6]	[-13.8;0.5]	[-1.7;4.2]
Ankle dorsiflexion	<b>[-6.9;-1.3]</b>	[-3.6;3.9]	[-10.2;0.5]	[-7.7;3.2]	[-8.1;2.9]	[-2.4;3.8]
<i>Max. sagittal plane moments (Nm/kg)</i>						
Hip flexion	<b>[0.04;0.56]</b>	[-0.27;0.23]	[-0.67;0.24]	[-0.45;0.47]	[-0.69;0.24]	[-0.12;0.40]
Knee flexion	<b>[-0.72;-0.31]*</b>	[-0.49;0.13]	<b>[-1.00;-0.07]*</b>	[-0.80;0.15]	[-0.69;0.27]	[-0.06;0.35]
Ankle dorsiflexion	[-0.20;0.19]	<b>[0.01;0.32]</b>	[-0.33;0.21]	[-0.27;0.28]	[-0.34;0.21]	[-0.20;0.08]
<i>Joint work contribution to overall absorption (%total work)</i>						
Hip	<b>[3.7;10.3]</b>	<b>[1.2;8.5]</b>	[-1.0;8.2]	<b>[0.7;10.1]</b>	[-6.5;2.9]	[-2.8;5.7]
Knee	<b>[-15.3;-3.8]</b>	<b>[-12.2;-2.0]</b>	[-9.1;3.6]	[-10.9;2.0]	[-4.8;8.2]	[-6.0;2.3]
Ankle	[-3.2;8.2]	[-2.1;6.6]	[-7.3;5.6]	[-7.5;5.6]	[-6.5;6.7]	[-2.8;3.7]
<i>Max. ground reaction force (body weight)</i>						
Vertical	[-0.02;0.26]	[-0.24;0.03]	[-0.25;0.24]	[-0.33;0.17]	[-0.17;0.33]	[-0.16;0.09]

ACL-IB, patients after InternalBrace-augmented ACL repair; ACL-R, patients after ACL reconstruction; CI, confidence intervals  
 bold printed values indicate significant differences revealed by paired t-test in comparisons between the legs in patients, or in comparison of legs between groups using one-way analysis of variance with post hoc Tukey, p < .05  
 \* significant differences considered meaningful, as 95% CI does not overlap with the reference 95% CI of leg (side-to-side) difference in controls



**Sensitivity of musculoskeletal model parameters during gait simulations**

*M. Gambietz<sup>1</sup>, M. Nitschke<sup>1</sup>, J. Miehl<sup>1</sup>, A. M. Liphardt<sup>2</sup>, A. D. Koelewijn<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Erlangen & Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

**Introduction:** Personalized gait simulations enable the creation of individualized interventions [1]. This includes personalization of the musculoskeletal model, which is challenging as even a simple two-dimensional model contains more than 250 empirical parameters that could be personalized [2]. Furthermore, also simulation parameters such as movement objectives could be personalized. Our goal was to explore which parameters affect simulated gait most and thus should be personalized.

**Methods:** We assessed the sensitivity of musculoskeletal parameters via a Morris sensitivity analysis [3]. In Morris' method, a single parameter is changed per function evaluation while keeping others constant. Each function evaluation corresponds to one predictive 2D optimal control gait simulation. For every simulation parameter, we ran 80 simulations to obtain the mean absolute ( $\mu^*$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) of gait variations. We then evaluated to which extent simulation and musculoskeletal parameters affect simulated gait parameters, for example walking speed and knee range of motion.

**Results & Conclusion:** Figs. 1 & 2 show the average effect of a parameter deviation and its standard deviation. We found that muscle parameters had the largest influence on the gait speed (Fig. 1). When looking at muscle parameters separately, we found that contractile element and tendon lengths affected the knee range of motion most (Fig. 2). The results for variations in cadence are similar to both. In conclusion, we showed that muscle-related elements, particularly contractile element and tendon lengths, have the highest effect on simulated gait parameters.

**References:**

[1] De Groote et al., Proc Royal Soc B (2021)

[2] Delp et al., IEEE Trans Biomed Eng (2007)

[3] Morris, Technometrics (1991)

Fig. 1: Parameter screening screening results regarding walking speed.

Fig. 2: Parameter screening screening results regarding muscle parameters" influence on knee range of motion.

**Abb. 1**

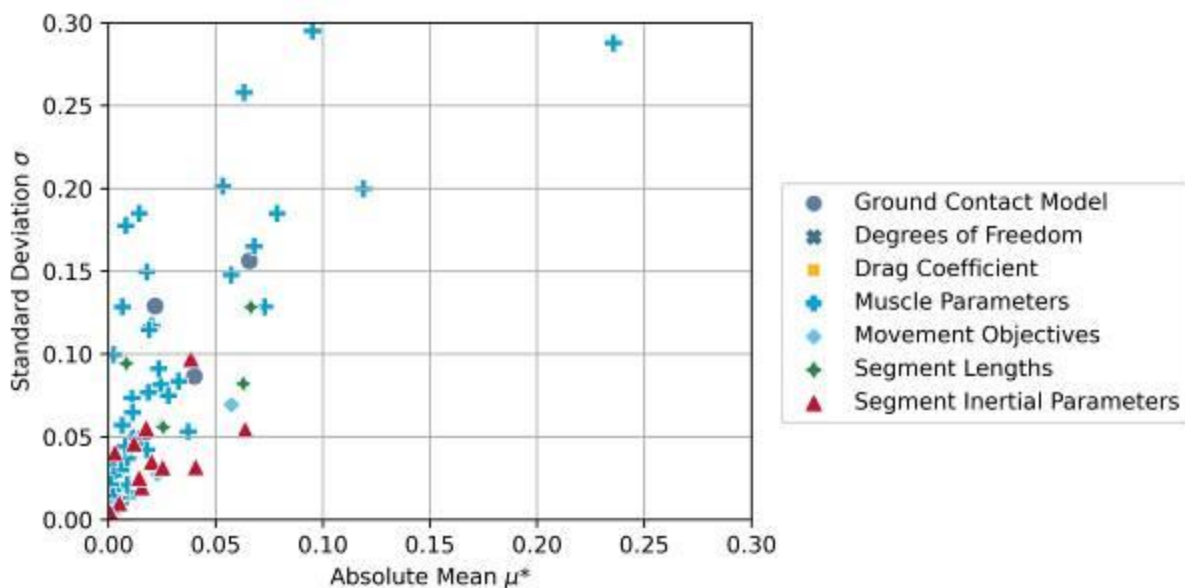
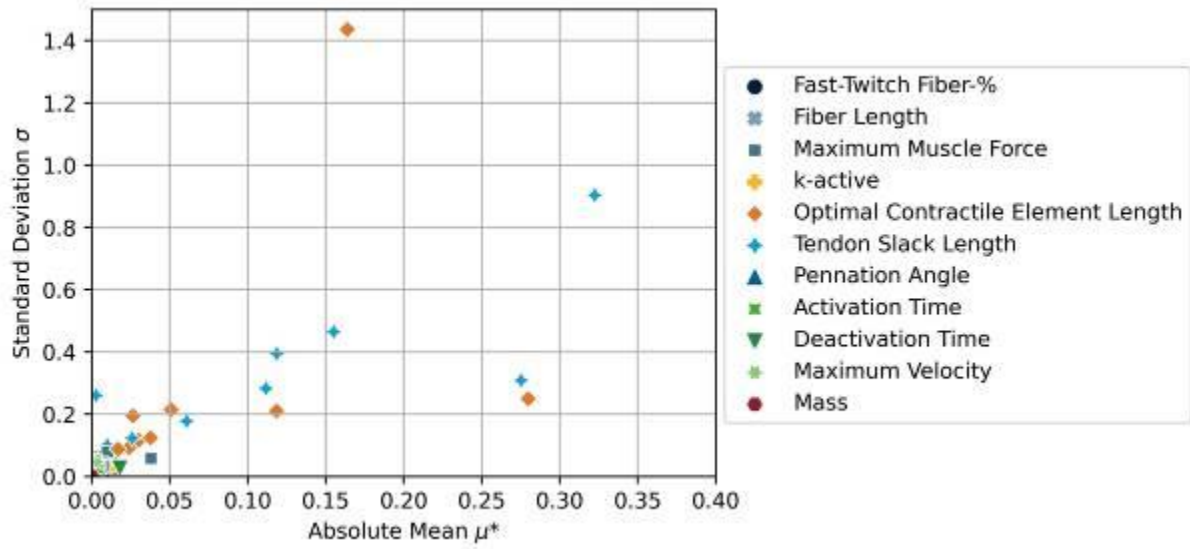




Abb. 2



## OP083

### The effect of forced running exercise on the knee joint articular cartilage in *Col9a1* deficient mice

M. Weyers<sup>1</sup>, D. Mählich<sup>1</sup>, C. Lorenz<sup>1</sup>, M. Dreiner<sup>1</sup>, T. Li<sup>2</sup>, L. Han<sup>2</sup>, B. Brachvogel<sup>3,4</sup>, F. Zaucke<sup>5</sup>, A. Niehoff<sup>1,6</sup>

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

<sup>2</sup>Drexel University, School of Biomedical Engineering, Science and Health Systems, Philadelphia, PA, Vereinigte Staaten

<sup>3</sup>Universität zu Köln, Klinik und Poliklinik für Kinder- und Jugendmedizin, Experimentelle Neonatologie, Köln, Deutschland

<sup>4</sup>Universität zu Köln, Zentrum für Biochemie, Köln, Deutschland

<sup>5</sup>Universitätsklinikum Frankfurt, Dr. Rolf M. Schwiete Forschungsbereich für Arthrose, Abteilung für Orthopädie (Friedrichsheim), Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>6</sup>Universität zu Köln, Cologne Center for Musculoskeletal Biomechanics, Köln, Deutschland

**Introduction:** The mechanosensitive protein collagen IX (Col9) is located on the surface of collagen II-containing fibrils and involved in their interaction with each other and with other extracellular matrix (ECM) components<sup>1</sup>. *Col9a1* deficient mice (*Col9a1*<sup>-/-</sup>) have an abnormal growth plate structure and an increased incidence of osteoarthritis (OA)<sup>2</sup>. Our study aimed to analyze the effect of forced running exercise on articular knee joint cartilage in *Col9a1*<sup>-/-</sup> mice.

**Methods:** 12-week-old female wildtype C57BL/6N (WT) and *Col9a1*<sup>-/-</sup> mice<sup>2</sup> were divided into control (CON) and exercise (EXE) groups (n=10/group/genotype). The EXE group was trained on a treadmill (20% incline, 20 m/min) five times a week for 40 min/day for 6 weeks. At an age of 18 weeks, knee cartilage degeneration was assessed using a modified OARSI score. Mechanical properties were analyzed by AFM-nanoindentation and the ECM was evaluated using immunohistochemistry and immunoblotting.

**Results:** None of the groups showed obvious cartilage degeneration. However, the articular cartilage of *Col9a1*<sup>-/-</sup> EXE mice had an increased elastic modulus while in the cartilage of *Col9a1*<sup>-/-</sup> CON mice MMP-13 staining intensity was significantly (p<0.05) increased compared to WT CON mice. Significantly (p<0.05) reduced COMP staining intensity and protein levels were detected in both *Col9a1*<sup>-/-</sup> groups compared to the WT groups. Interestingly, running exercise led to stronger reduced COMP staining intensity in *Col9a1*<sup>-/-</sup> EXE mice compared to *Col9a1*<sup>-/-</sup> CON mice.

**Discussion:** In *Col9a1*<sup>-/-</sup> mice, biomechanical and biochemical properties of articular cartilage are affected by running exercise. Increased MMP13 staining in *Col9a1*<sup>-/-</sup> CON mice might explain the increased susceptibility for OA and a first sign of beginning OA that is further enhanced in the EXE group indicated by more pronounced COMP loss.

<sup>1</sup>Zaucke F & Grässel S, Histol. Histopathol. 24: 1067-79, 2009

<sup>2</sup>Fässler R et al. Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A. 91: 5070-4, 1994

**Oberflächenstrukturierung zur Reduzierung von Reibung & Verschleiß niedrig-kongruenter keramischer Gleitpaarungen für Endoprothesen**

M. Uhler<sup>1</sup>, T. Wonerow<sup>2</sup>, F. Mantwill<sup>2</sup>, J. Nuppenau<sup>2</sup>, J. P. Kretzer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Sektion für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Helmut-Schmidt-Universität Hamburg, Maschinenelemente und Rechnergestützte Produktentwicklung, Hamburg, Deutschland

In klassischen Gelenken wie der Hüfte stellen Keramik-Keramik-Gleitpaarungen eine verschleißarme Variante zu Polyethylen dar. Beim zunehmend jünger werdenden Patienten könnten diese auch in niedrigkongruenten Gelenken wie der Schulter ein Alternative darstellen. In vielen technischen Systemen werden strukturierte Oberflächen zur Reibminderung eingesetzt. Neben der Förderung eines tragfähigen Schmierfilms kommen diese der Reduzierung des Dreikörperverschleißes zugute. Diese Studie zielt darauf ab, Oberflächenstrukturen hinsichtlich ihres Reibverhaltens und der Förderung eines tragfähigen Schmierfilms für diesen Einsatz zu entwickeln und zu bewerten.

Zur Reibreduktion wurden verschiedene Dimple-Strukturen auf keramische Hüftköpfe aufgebracht, welche sich im Durchmesser und der Strukturabstände unterschieden (vgl. Abb1). Das ermittelte Reibmoments basiert auf der Dämpfung eines Pendels in dessen Drehzentrum die zu untersuchenden Gelenke artikulieren. Hierbei wurden Radial Mismatches von 0, 2 und 4mm durch Variation der Insertgröße realisiert. Auf Basis der Versuche wurde ein valides Simulationsmodell zur Abbildung des Schmierfilms erstellt. Hierbei wurde die Schmierfilmentwicklung unter Einbeziehung der Flussfaktoren bewertet.

Durch das Einbringen von Strukturen in keramische Gleitpartner konnte im in-vitro Modell eine deutliche Abnahme des Reibmoments von bis zu 48% erzielt werden. Dieser Effekt verstärkt sich zusätzlich bei abnehmender Kongruenz (vgl. Abb2). Die Bewertung des Schmierfilmverhaltens im Simulationsmodell bestätigt diese Erkenntnisse durch den Nachweis eines Schmierfilms mit positivem Tragdruck durch das Einbringen von Strukturen.

Dimple-Strukturen bei keramischen Gleitpaarungen können entsprechend auch in niedrigkongruenten Implantaten sehr vorteilhafte Reibeigenschaften in niedrigkongruenten Implantaten aufweisen. Deren Einsatz in der Endoprothetik könnte wegweisend für die Verbesserung der Haltbarkeit sein.

Abb. 1

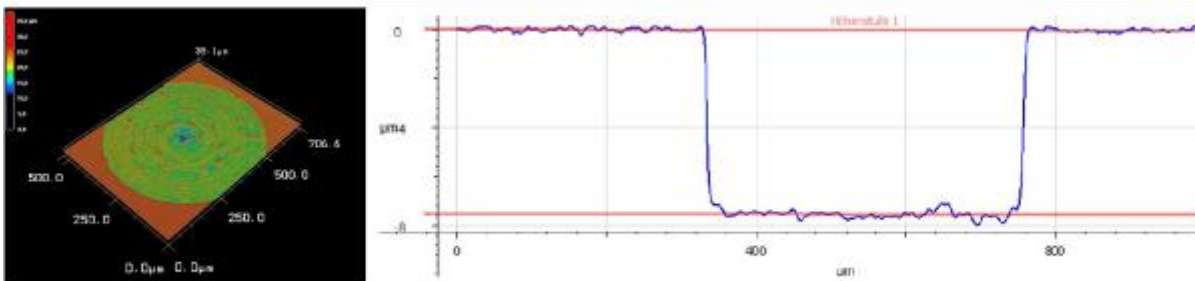


Abb.2: Beispielhafte Darstellung einer Dimple-Struktur

Abb. 2

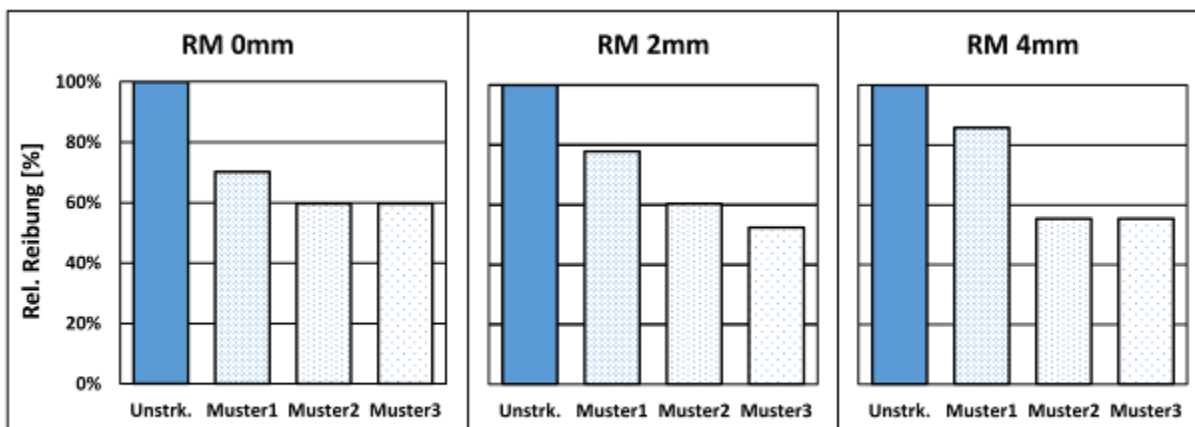


Abb.2: Relative Reibungsreduktion der Oberflächenstrukturierung in Relation zur unstrukturierten Gleitpaarung bei unterschiedlichen Radial Mismatches (RM)

**OP085**

**Die Reibungseigenschaften von degeneriertem Knorpel korrelieren nicht mit dessen biomechanischen Eigenschaften**

*L. de Roy<sup>1</sup>, J. Metzger<sup>1</sup>, A. Ignatius<sup>1</sup>, A. M. Seitz<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

**Fragestellung:** Für gesunde, tierische Knorpelproben wurde gezeigt, dass auf Basis biomechanischer Eigenschaften Rückschlüsse auf die Reibung gezogen werden können<sup>1</sup>. Ob dies auch bei humanem, degeneriertem Knorpel der Fall ist wurde bisher nicht untersucht. Ziel dieser Studie war es deshalb die Druck- und Reibungseigenschaften degenerierter humaner Knorpelproben zu korrelieren.

**Methoden:** Mittels Indentationsmapping wurde die Knorpeldicke (t in mm), die Maximalkraft (Fmax in N), die initial elastische (IM in MPa bei t=1 s) und viskose (Et20s in MPa bei t=20s) an sechs humanen Tibiaplateaus (72±6 Jahre; KL:3-4; IRB 228/20) an vier standardisierten Stellen bestimmt (Abb. 1A). Nachfolgend wurden zylindrische Proben (Ø6mm) entnommen und die Reibung in einem Pin-on-Plate Prüfstand gegen Glas untersucht (Abb. 1B). Als Lubrikant diente 0,1 ml der spenderspezifischen Synovialflüssigkeit. Der Reibungskoeffizient  $\mu$  wurde zu den Zeitpunkten t=1s ( $\mu_{t1s}$ ) und t=20s ( $\mu_{t20s}$ ) berechnet. Abschließend wurden die biomechanischen und tribologischen Parameter mittels Spearman-Korrelationskoeffizient statistisch analysiert (Signifikanzniveau 0,05).

**Ergebnisse:** Mit Ausnahme von  $\mu_{t1s}$ ,  $\mu_{t20s}$  und t (r:-0,53 p<0,05; r:-0,48 p<0,05) konnten keine Zusammenhänge zwischen der Reibung und den biomechanischen Parametern festgestellt werden (Abb. 2).

**Schlussfolgerungen:** Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass die tribologischen und biomechanischen Eigenschaften degenerierter Knorpelproben nicht korrelieren. Grund dafür könnte die komplexe Pathologie der Arthrose sein, die zu unterschiedlichen Veränderungen im Gewebe führt. Allerdings wurden die biomechanischen Untersuchungen im Gewebsverbund, die Reibungsuntersuchungen an extrahierten Proben durchgeführt. Zukünftige Reibungsuntersuchungen sollten den Gewebsverbund berücksichtigen.

<sup>1</sup>Kupratis et al. (2022) Acta Biomater.; <sup>2</sup>Warnecke et al. (2019) Sci Rep; <sup>3</sup>Neu et al. (2010) Arthritis Rheum; <sup>4</sup>Caligaris et al. (2009) Osteoarthr. Cartil

**Abb. 1**



Abb. 1: A) Prüfparameter der Indentationstests, B) Belastungsprofile mit Axiallast und Geschwindigkeit der Reibungsuntersuchungen

**Abb. 2**

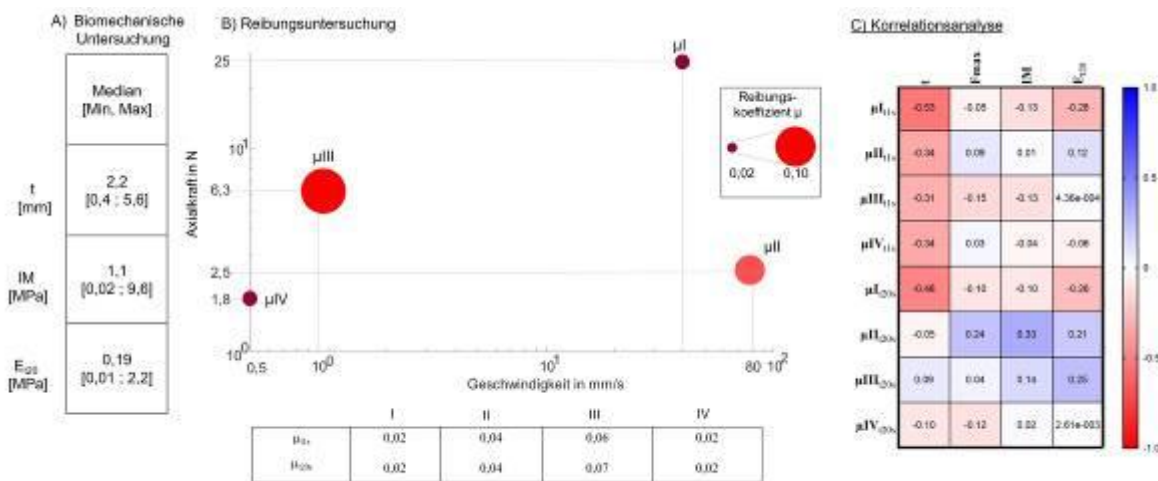


Abb. 2: A) Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung, B) Ergebnisse der Reibungsuntersuchung für die vier getesteten Belastungsprofile, C) Korrelationsmatrix mit Spearman-Korrelationskoeffizienten r

## OP086

### Reduziertes Frakturrisiko bei der Verwendung von Kragenprothesen

*K. Glismann<sup>1</sup>, G. Dakhili<sup>1</sup>, M. M. Morlock<sup>1</sup>, G. Huber<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>TUHH – Institut für Biomechanik, Hamburg, Deutschland

Zementfreie Kragenprothesen (KP) zeigen in Registern gegenüber den Standardformen (SP) ein geringeres Revisionsrisiko besonders bei periprothetischen Frakturen (PPF) [1,2]. Es wird vermutet, dass ein Kalkar-Kragen-Kontakt (KKK) ein weiteres Einsinken und Aufsprengen des Femurs durch den keilförmigen Schaft verhindert [2]. Demnach müsste bei KP der kortikale Knochen unter Last eine stärkere axiale Stauchung [3] und geringere tangentielle Streckung erfahren.

Ziel war es festzustellen, ob KP den Kraftfluss im Femur verändern und dieser deswegen höheren Frakturlasten widerstehen kann.

Die Implantate wurden quasistatisch in 14 porcine Femora implantiert (Corail Standard vs. Kragen, DePuy Synthes, GB) und bis zum Versagen (optisch sichtbare PPF) bzw. bis zum Auslenken des Kraftapplikationspunktes um 40 mm belastet (0,25 mm/s, Z010, Zwick Roell, DE). Gleichzeitig wurde mit digitaler Bildkorrelation (25 fps, Aramis 3D, MV 100; Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, DE) die mittlere Dehnung des anteriomedialen kortikalen Knochens bestimmt und die maximalen Streckungen und Stauchungen (Hauptdehnungen) identifiziert [4].

KP frakturieren bei einer um 131% höheren Kraft ( $p=0,001$ ) wobei sich die max. Streckungen bei der Fraktur zwischen den Prothesenarten nicht unterscheiden ( $p=0,456$ ; Abb.1). Die max. Stauchung des Knochens bei KP ist um 1045% höher ( $p=0,007$ ). KP zeigen unterschiedliches Frakturverhalten abhängig von der Kontaktsituation zwischen Kragen und Knochen (Abb.2).

Die Studie zeigt einen veränderten Kraftfluss durch den KKK, da höhere Kräfte über den Kragen den Knochen stauchen, bis eine Streckung zur Fraktur ("Aufsprengen") führt. SP erreichen durch das Einsinken der Prothese die kritische Streckung schon bei niedrigeren Kräften. Der Kragen verringert das Risiko von PPF durch das Verhindern des Einsinkens der Prothese.

Dank an DePuy Synthes für die Prothesen

[1]Konow et al.,BJJ:103-B,2021

[2]AOANJRR Report,2023

[3]Torre et al.,AAHKS:2023

[4]Hoffmann, Hottinger:1987

Abb. 1

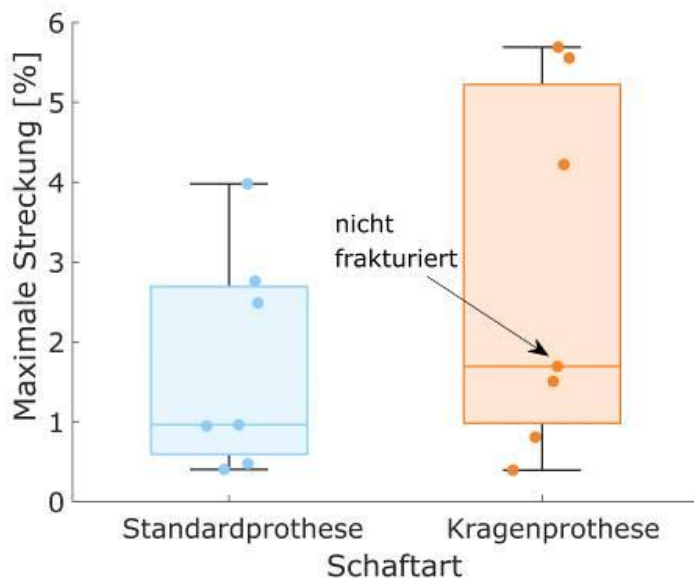


Abb. 1: Die maximalen Streckungen (1. Hauptdehnung) zeigten keine Unterschiede zwischen den beiden Schaftarten. Ein Knochen mit Kragenprothese frakturierte nicht, aber die erreichten Werte bei Abbruch wurden verwendet.

Abb. 2

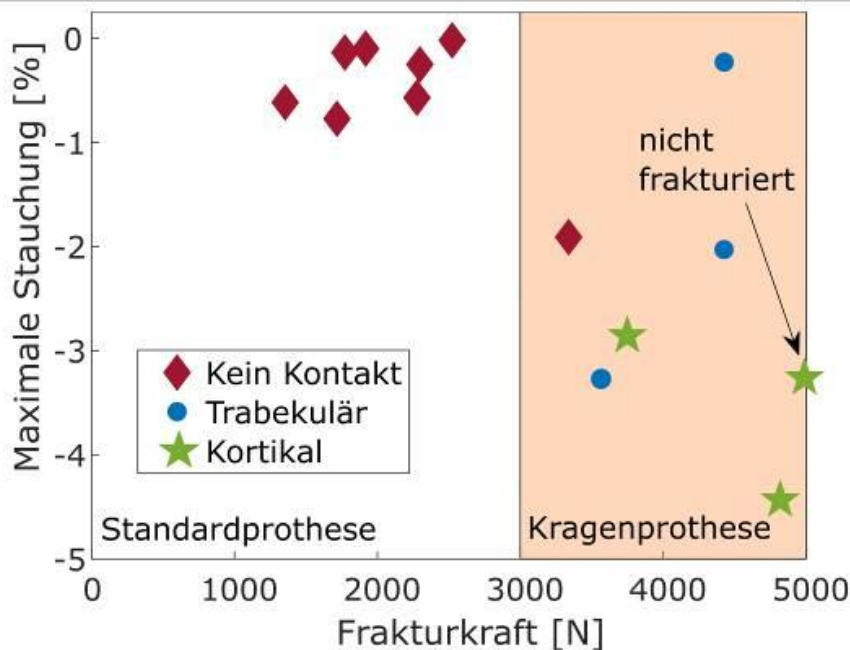


Abb. 2: Kragenprothesen erzielten unterschiedliche Kontaktsituationen: Kein Kontakt, trabekulärer (valgisch) oder kortikaler Kontakt. Es wurden durchgängig höhere Frakturkräfte als beim Standardschaft beobachtet, selbst wenn der Kragen weder Kontakt mit kortikalem noch trabekulärem Knochen hatte.

## OP087

### The biomechanics of shoulders with rotator cuff tears are influenced by the critical shoulder angle: an *in situ* simulator study

J. Genter<sup>1,2,3</sup>, E. Croci<sup>2,3</sup>, A. M. Müller<sup>3</sup>, A. Mündermann<sup>2,3,4</sup>, D. Baumgartner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zürch University of Applied Sciences, Institute of Mechanical Systems, Winterthur, Schweiz

<sup>2</sup>University of Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>3</sup>University Hospital Basel, Department of Traumatology and Orthopaedics, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University Hospital Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

**Introduction:** Glenohumeral (GH) biomechanics after rotator cuff (RC) tears are not fully understood. The critical shoulder angle (CSA) is related to RC tear risk<sup>1</sup>, but its impact on shoulder biomechanics (GH translation, center of force (CoF), muscle and joint reaction force (JRF)) in RC-tear and weight-bearing shoulders is unclear. Here, we investigate the effect of the CSA on joint biomechanics.

**Methods:** A GH simulator (Fig.1) with muscle-mimicking cables<sup>2</sup> was used to simulate motion of 0–30° scaption. An artificial humerus and five sets of scapular anthropometries of cadaver specimens were used to test the effect of six RC tear types, weight-bearing loads (0–2kg), and CSA by changing the deltoid origin sites of each anthropometric set (CSA range: 28°–45°). Linear mixed-effects models (CSA, RC tear type, and weight bearing) with random effects were used to assess differences in GH biomechanics.

**Results:** GH translation increased by 0.1mm per 1° CSA increase; JRF decreased by 2.1N per 1° CSA increase, and CoF shifted slightly inferiorly with CSA increase (Fig.2). Compared to the healthy condition, RC tears did not significantly affect GH translations but shifted the CoF up to 5.3mm more superiorly and increased RC and deltoid forces by up to 61.6N. Weight bearing significantly increased GH translation by 0.9mm per 1kg additional weight.

**Discussion:** Greater CSAs increased GH translation and decreased JRF, potentially making RC-tear shoulders more susceptible to subluxation. Surprisingly, RC tears themselves were not linked to greater GH translation, probably because of the compensation by the remaining synergistic muscles (greater force) to maintain translations comparable to the healthy condition. The superior shift of the CoF concurs with areas of glenoid erosion (superior) in RC arthropathy patients.<sup>3</sup>

**Funding:** SNF 189082

<sup>1</sup>Moor et al., J Bone Joint Surg Am, 2013

<sup>2</sup>Genter et al., at-automatisierungstechnik, 2023

<sup>3</sup>Ozel et al., BMC Musculoskelet. Disord., 2020

## Abb. 1

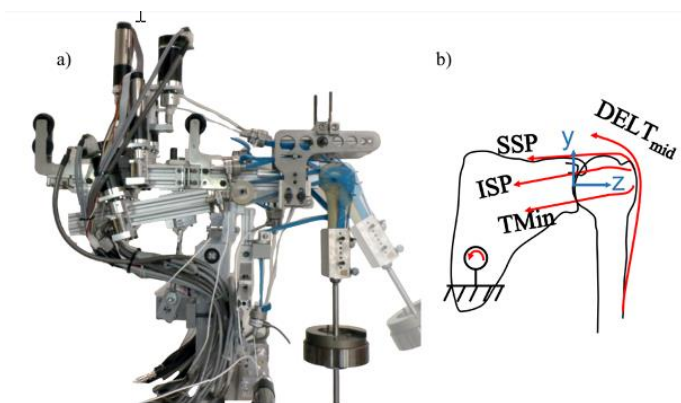


Figure 1: a) Photograph of the glenohumeral simulator; b) Illustration of the muscle forces — deltoid (anterior and posterior portions), subscapularis, latissimus dorsi, and pectoralis major are not shown for simplicity. The glenoid coordinate system is represented in blue. Legend: DELT<sub>ant</sub> – anterior deltoid muscle; SSP – supraspinatus muscle; ISP – infraspinatus muscle; TMin – teres minor muscle.

Abb. 2

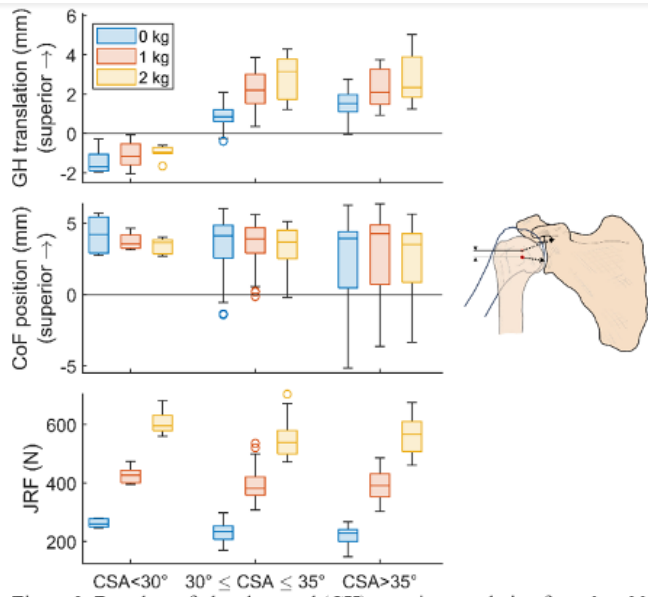


Figure 2: Boxplots of glenohumeral (GH) superior translation from 0 to 30° abduction, center of force (CoF) superior translation, and joint reaction forces (JRF) grouped for visualization purposes into small, healthy, and large critical shoulder angle (CSA), and weight-bearing loads (0 kg, 1 kg and 2 kg).



# Sportbiomechanik

## OP088

### **Einfluss von milder hyperbarer Sauerstoffanwendung und milder Cyrotherapie auf die Leistungsfähigkeit unter synchroner motorisch-kognitiver Belastung bei Personen mit Covid-Spätfolgen**

*K. Peikenkamp<sup>1</sup>, A. Menzel-Begemann<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>FH Münster, Labor Biomechanik, Steinfurt, Deutschland

**Einleitung:** Der Wirkungsnachweis von Therapien zur Verminderung von Long- und Post-Covid-Symptomen erweist sich als schwierig und notwendig (Lemhöfer et al. 2021).

**Ziel:** Wirkanalyse von kombinierter milder Sauerstoff- und Kälteanwendung (mHBO/mCT) auf kognitive und motorische (hier: statisches Gleichgewicht) Aspekte nach milder SARS-CoV-2-Infektion.

**Methodik:** 20 Versuchspersonen (VP) nahmen unter folgenden Einschlusskriterien teil: bestehende Berufsfähigkeit; nachgewiesene (PCR), mindestens sechs Monate zurückliegende SARS-CoV-2-Infektion, milder Verlauf. Zu zwei Zeitpunkten (T0 und T1) erfolgte motorische Belastung auf weicher Unterlage durch möglichst ruhiges Halten eines (A1) weiten Linienstands, (A2) geschlossenen Linienstands und (A3) geschlossenen Parallelstands. Zeitgleich bearbeiteten die VP kognitive Aufgaben zur selektive Aufmerksamkeit (während A1), Verarbeitungstempo und Merkleistung (A2) sowie Flexibilität (A3). Abb. 1 zeigt den Aufbau exemplarisch für A1. Über Druckverteilungseinlegesohlen (T & T Medilogic Medizintechnik GmbH, Berlin) wurde die durchschnittliche Bewegungsgeschwindigkeit des KSP (v-KSP) berechnet und durch den Wilcoxon-Test auf signifikante ( $p < 0,05$ ) Unterschiede zwischen T0 und T1 untersucht. Zwischen T0 und T1 nahmen die VP über einen Zeitraum von vier Wochen je zehn Anwendungen mHBO und mCT in Anspruch.

**Ergebnisse:** Abb. 2 zeigt signifikant geringere v-KSP für die motorisch-kognitive Belastungsform A2 für den Zeitpunkt T1, zu dem die Mehrzahl der VP (13 VP) eine geringere v-KSP aufwiesen als zum Zeitpunkt T0 (3 VP). Dieselbe, allerdings nicht-signifikante, Tendenz zeigt sich auch für A1 und A3.

**Zusammenfassung:** Die Machbarkeitsstudie deutet an, dass die Anwendung von mHBO und mCT eine Verbesserung des statischen Gleichgewichts erzielen kann. Auf der Tagung werden zusätzlich die entsprechenden Ergebnisse für die o. a. kognitiven Leistungsaspekte dargestellt.

#### **Literatur:**

Lemhöfer et al., Phys Med Rehab Kuror., 2021

#### **Abb. 1**



Abb. 1: synchrone Belastung durch weiten Linienstand auf weicher Unterlage und Aufgaben zur selektiven Aufmerksamkeit (über großen Bildschirm). Der Laptop zeigt das Druckverteilungsbild.

Abb. 2

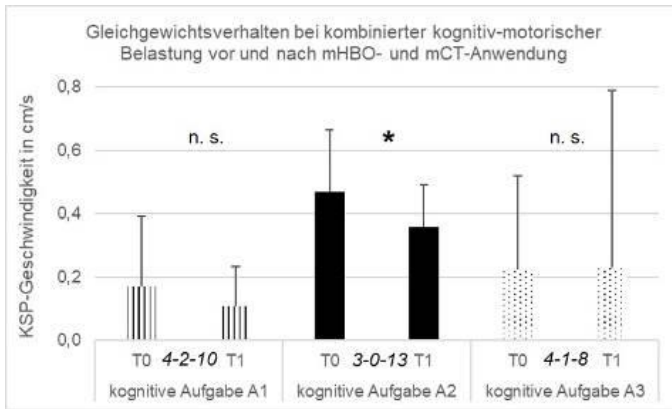


Abb. 2: Vergleich der KSP-Geschwindigkeit (v-KSP) bei drei kombiniert motorisch-kognitiven Belastungen (A1-A3) vor (T0) und nach (T1) dem Anwendungsblock(mHBO/mCT). Zahlentripel zwischen T0 und T1: geringere v-KSP bei T0 – kein Unterschied zwischen T0 und T1 – geringere v-KSP bei T1. (\*:  $p < 0,05$  / n. s.: nicht signifikant).

## OP089

### Influence of padding thickness on saddle pressure parameters in triathlon cycling

J. Ebbecke<sup>1</sup>, J. Viellehner<sup>1,2</sup>, W. Potthast<sup>1</sup>

<sup>1</sup>German Sport University Cologne, Institute of Biomechanics and Orthopaedics, Cologne, Deutschland

<sup>2</sup>German Sport University Cologne, Institute of Outdoor Sports and Environmental Science, Cologne, Deutschland

**Introduction:** Approximately 85% of cyclists and triathletes experience pain, often due to overuse injuries in the seat area<sup>1</sup>. Understanding the interaction between saddle, padding, and anatomical structures is crucial in developing load-reducing saddles and seat paddings. The aim of this study was to analyze and understand the influence of padding thickness on saddle pressure parameters in triathlon cycling.

**Methods:** 11 male cyclists (age: 32.1±7.5 years; height: 183.3±8.1cm; weight: 77.2±8.9kg) cycled on their bikes at 200W for 30 seconds per condition. The saddle was standardized, whereas the seat padding was varied: thick, medium, and thin (Fig. 1). Saddle pressure distribution was measured using the Novel Pliance system. The three padding conditions were examined for any differences in the parameters mean pressure, peak pressure, peak pressure position, loaded area, and normal force using a repeated measures ANOVA and subsequent post-hoc tests with Bonferroni correction.  $\eta_p^2$  was calculated as effect sizes.

**Results & Discussion:** As shown in Fig. 2, the thickness of the pad has a significant influence on the mean saddle pressure ( $p(\text{GG}) < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.82$ ). This appears to be attributable to the loaded area ( $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.83$ ), while the normal force acting on the saddle does not change. Unlike in comparable studies<sup>2</sup>, however, the peak pressures and their position on the saddle are not influenced by the pad thickness.

**Conclusion:** With the help of a thicker seat pad, average saddle pressures can be reduced, but peak pressures remain the same. These findings are crucial for designing cycling saddles and pads that balance pressure distribution and peak pressures, enhancing comfort and injury prevention for cyclists and triathletes.

#### References:

1. Bini & Di Alencar (2014). Non-traumatic Injuries in Cycling. In: Biomechanics of Cycling.
2. De Bruyne et al. (2019). Efficiency of Cycling Pads in Seat Pressure Reduction. In: Advances in Ergonomics in Design

#### Abb. 1



**Fig 1:** Different paddings used: A) Thick [Signature Bike Bib Shorts Men, Ryzon, Cologne, Germany]; B) Medium [Signature Sleeve Tri Suit Men, Ryzon, Cologne, Germany]; C) Thin [custom made, Ryzon, Cologne, Germany]

Abb. 2

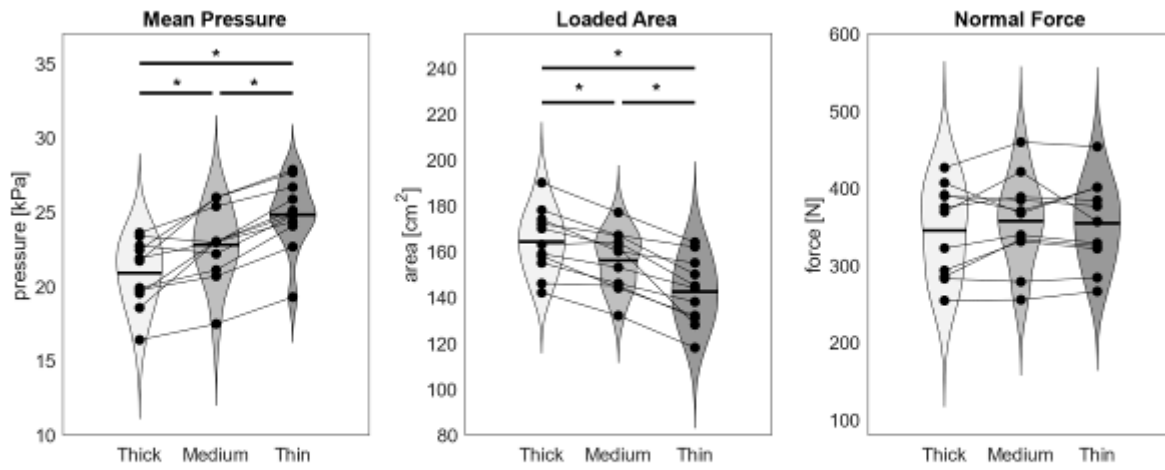


Fig. 2: Mean pressure, loaded area, and normal force acting upon the saddle with three different padding thicknesses. \* indicates significant differences with  $p < 0.01$ .

## OP090

### Joint contact forces of the lower extremity during straight and curve sprinting

M. Gerlach<sup>1</sup>, M. de Graaf<sup>1</sup>, K. Boström<sup>1</sup>, H. Wagner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Münster, Münster, Deutschland

**Introduction:** While kinematic analysis of sprinting is ubiquitous, the kinetics remain understudied, even though they could be used to target injury prevention [1].

**Study Aim:** We investigate differences in shear joint contact forces ( $F_{xy}=\sqrt{F_x^2+F_y^2}$ ) of the hip, knee, and ankle between curved and straight-line sprinting. Additionally, the effect of curve radius and left/right leg differences are examined.

**Methods:** Twelve experienced track & field athletes sprinted 100m in a straight line, the inner curve and the outer curve. Each condition was performed twice. Kinematics were recorded using a full-body motion capture suit (Xsens Link, version 2021.2, Movella Inc., Henderson, U.S.A). The musculoskeletal model Myonardo<sup>®</sup> (version 6.2.9, Predimo GmbH, Münster, Germany) was used to estimate peak  $F_{xy}$  of the joints. Data was normalised to subjects body weight and examined using a generalised linear mixed model.

**Results:** Analysis revealed sig. differences in  $F_{xy}$  of the ankle between conditions, with  $F_{xy}$  being higher during curved compared to straight sprinting (Fig.1). Hip and knee showed no sig. differences between the conditions.

**Fig.1:**  $F_{xy}$  of the ankle joint; comparison of the three conditions. Braces with asterisks indicate a significant difference (\* $p<.05$ , \*\* $p<0.01$ , \*\*\* $p<0.001$ ).

Additionally, there are sig. differences in  $F_{xy}$  for the hip and knee between the left and right leg, with  $F_{xy}$  being higher for the outside leg during curve sprinting (Fig.2). No sig. differences were found for the ankle joint.

**Fig.2:**  $F_{xy}$  of the hip (top) and knee joint (bottom); comparison of the two body sides.

**Conclusion:** We find sig. different shear forces in the ankle joint, but not in the hip and knee joints, during curve sprinting compared to straight-line sprinting. Additionally, there are sig. differences between left and right shear forces in the hip and knee joints, but not in the ankle joint. Results can be used for training adaptation and thus possible injury prevention.

#### References:

1. Edwards, W. B., Modeling Overuse Injuries in Sport as a Mechanical Fatigue Phenomenon. Exercise and Sport Sciences Reviews, 46(4), 224–231, 2018.

#### Abb. 1

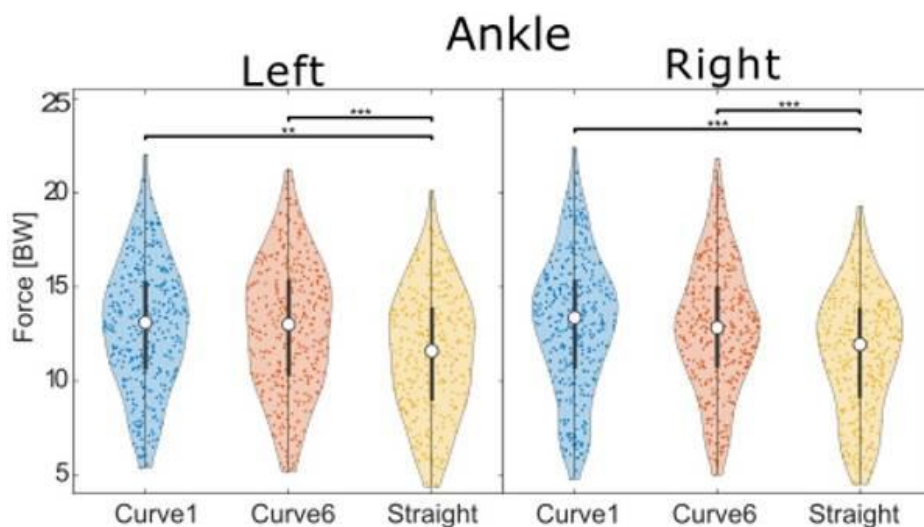
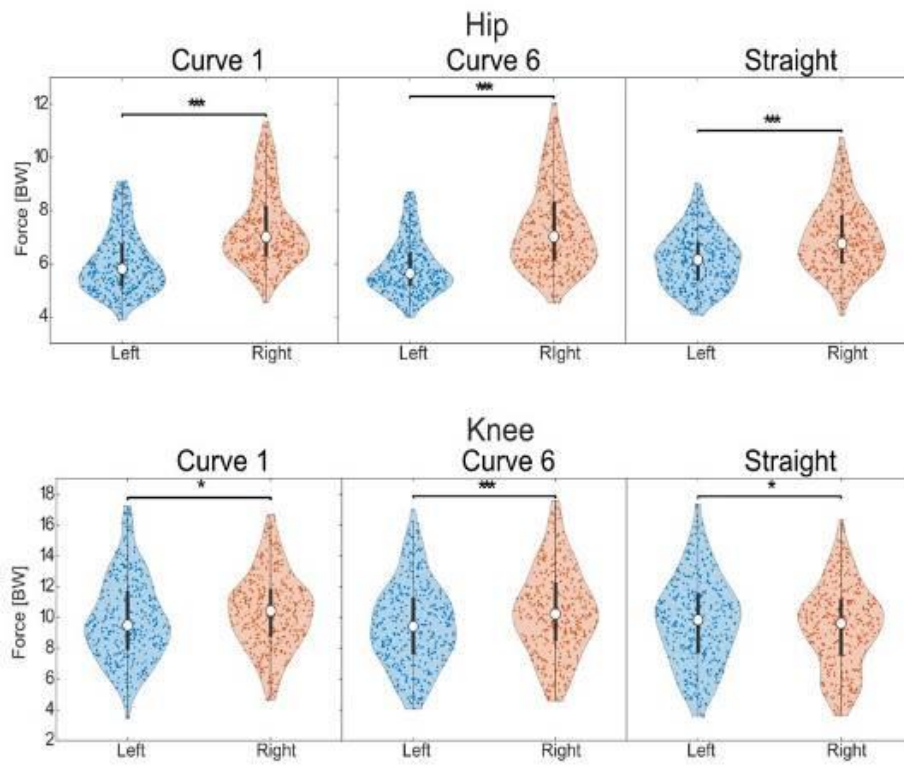


Abb. 2



**OP091**

**Kinetic requirements of sudden slip-like anteroposterior perturbation recovery: a joint level perspective**

*M. Hipper<sup>1</sup>, L. Braun<sup>1</sup>, Y. Denis<sup>1</sup>, B. Anedda<sup>1</sup>, J. Helwig<sup>1</sup>, S. Willwacher<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Offenburg University of Applied Sciences, Institute for Advanced Biomechanics and Motion Studies, Offenburg, Deutschland

**Introduction:** Sudden slip-like anteroposterior perturbations (SLAPs) during running pose a significant challenge to dynamic stability and joint loading. Joint kinematics and kinetics in SLAPs and the following recovery steps have not been studied much. However, studies focusing on perturbations during walking show that joint loading increases during perturbation recovery.

**Objectives:** To investigate how a SLAP in running affects the lower limb kinematics and kinetics during several steps within the perturbation compared to a non-perturbed baseline.

**Methods:** Fifteen recreational runners (12 males) underwent a series of two treadmill runs (2.5 m/s) with ten SLAPs each. Three-dimensional motion capturing and ground reaction forces were used to calculate joint biomechanics. SLAPs started at midstance and ended two steps later (Fig. 1). Before each perturbation, it was ensured that the participants maintained a regular running style.

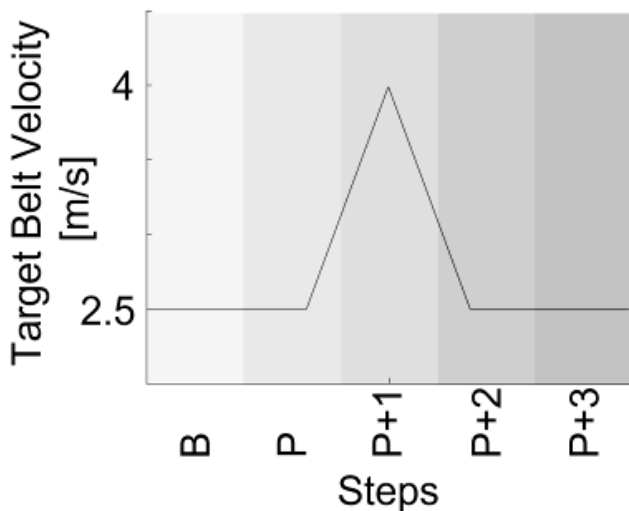
**Results:** During the accelerated step (P+1), an increased maximum ankle plantarflexion (Tab. 1) and decreased maximum knee extension moment (Tab. 1) compared to baseline were necessary. During the decelerated step (P+2), increased maximum ankle dorsiflexion (Tab. 1) and maximum hip extension moments (Tab. 1), while reduced maximum ankle plantarflexion moments (Tab. 1) were required to recover from the perturbation. At P+1, positive ankle power was increased (Tab. 1), whereas at P+2, positive hip power was increased (Tab. 1).

**Summary:** SLAP recovery occurs over multiple steps and requires increased joint moments and power output of the hip and ankle joints. The biomechanical mechanisms that underlie these increases will be investigated in future research.

**Figure 1:** Predefined belt velocity for a SLAP, separated into four steps. Baseline step (B), initial Perturbation step (P), first post perturbation step (P+1), second post perturbation step (P+2), third post perturbation step (P+3).

**Table 1:** Statistical results.

**Abb. 1**



**Abb. 2**

Parameters	Schritte			
	B	P	P+1	P+2
<b>Moment Parameters (Nm/kg)</b>				
Max. ankle plantarflexion moment	2.28 ± 0.29	2.30 ± 0.29	2.71 ± 0.32 ***	2.15 ± 0.28
Max. knee extension moment	2.05 ± 0.32	2.07 ± 0.33	1.8 ± 0.25 ***	2.07 ± 0.31
Max. ankle dorsiflexion moment	0.25 ± 0.11	0.25 ± 0.1	0.29 ± 0.12	0.68 ± 0.33 ***
Max. hip extension moment	1.35 ± 0.47	1.367 ± 0.45	1.26 ± 0.43	2.21 ± 0.46 ***
<b>Power Parameters (W/kg)</b>				
Max. pos. ankle power	6.42 ± 1.13	6.96 ± 1.31	12.23 ± 1.92 ***	5.68 ± 1.39
Max. pos. hip power	2.47 ± 1.06	2.62 ± 1.1	3.32 ± 1.54	5.89 ± 3.22 ***

\*\*\* indicates  $p_{\text{bonf}} < .001$



## OP092

### EMG und Biegeverhalten beim Gehen und Joggen in zwei Schuhen unterschiedlicher Biegesteifigkeit

*K. Peikenkamp<sup>1</sup>, T. Holterhus<sup>1</sup>, N. Grabowski<sup>2,3</sup>, L. Linder<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>FH Münster, Labor Biomechanik, Steinfurt, Deutschland

<sup>2</sup>vebitosolution GmbH, Steinfurt, Deutschland

<sup>3</sup>Sanitätshaus Helmut Haas GmbH, Borna, Deutschland

**Einleitung:** Kontroverse Untersuchungsergebnisse zum Einfluss verschiedener Schuhsteifigkeiten auf muskuläre Aktivität und Kinematik (z. B. Chen et al. 2014) können darin begründet liegen, dass häufig verschiedene auf dem Markt erhältliche Schuhe verwendet, ohne dass eine gezielte Veränderung der Steifigkeit vorgenommen wird.

**Ziel:** Analyse einer gezielten Variation der Biegesteifigkeit des Schuhs auf muskuläre Aktivität und Abrollverhalten im MTP-Bereich beim Gehen und Joggen.

**Methodik:** 12 Versuchspersonen führten auf einem Laufband Gang- und Joggingsequenzen mit selbstgewählter Geschwindigkeit mit zwei Paar Schuhen des Puma Smash v2 durch. Bei einem Paar wurde oberhalb der Sohle eine Acryl-Glasfaser Versteifung eingeklebt. Die Biegesteifigkeiten wurden über einen laboreigenen Prüfstand ermittelt. EMG-Aufzeichnungen (Cometa srl, Bareggio, Italien / TEMPLO Software, Contemplas GmbH, Kempten, Deutschland) erfolgten für den M. Gastrocnemius Medialis (GM) und M. Tibialis Anterior (TA). Weiterhin wurde das Biegeverhalten des Fuß-Schuhkomplexes erfasst (vebitoMIDDLE, vebitosolution GmbH, Steinfurt, Deutschland).

**Ergebnisse:** Der zusätzlich versteifte Schuh (um 20% erhöhte Biegesteifigkeit) erzeugte beim Gehen eine signifikant ( $p=0,030$ ) höhere (12%) maximale Aktivität des GM, während beim Joggen kein signifikanter Unterschied bestand (Abb. 1). Beim TA konnten für beide Bedingungen kein signifikanter Unterschied zwischen den Schuhbedingungen festgestellt werden. Die Biegung im MTP-Bereich fiel bei zusätzlicher Versteifung beim Gehen (12%) und beim Joggen (10%) signifikant ( $p=0,001$  bzw.  $p=0,032$ ) geringer aus.

**Zusammenfassung:** Die erhöhte Aktivität des GM konnte den höheren Biege Widerstand des versteiften Schuhs im Vorfußbereich nicht vollständig kompensieren, sodass die Biegung im MTP1-Bereich geringer ausfiel. Beim Joggen konnte diese muskuläre Strategie zur Teilkompensation des erhöhten Biege Widerstands nicht nachgewiesen werden.

#### Literatur:

Chen, C.-H. et al., Human Movement Science, 2014.

#### Abb. 1

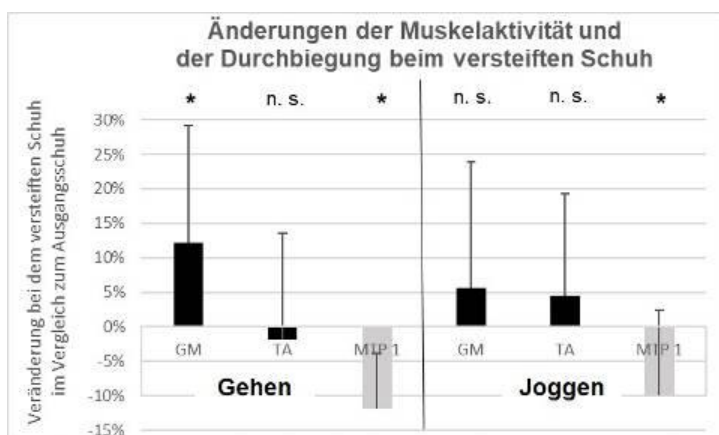


Abb. 1: Prozentuale Zunahme (positive Werte) und Abnahme (negative Werte) der Aktivität des M. Gastrocnemius Medialis (GM) und M. Tibialis Anterior (TA) sowie der Durchbiegung im Vorfußbereich (MTP 1) bei zusätzlicher Versteifung des Schuhs. (\*:  $p < 0,05$  / n. s.: nicht signifikant).

**Validität und Reliabilität sensorbasierter Messungen der Beweglichkeit der unteren Extremität bei Fußballern: Eine Querschnittstudie**

S. Huber<sup>1</sup>, M. Alfuth<sup>2,1</sup>

<sup>1</sup>Universitäre Weiterbildung M.Sc. Sportphysiotherapie, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland

<sup>2</sup>Hochschule Niederrhein, Fachbereich Gesundheitswesen, Krefeld, Deutschland

**Einleitung:** Ein Defizit der Beweglichkeit gilt als Risikofaktor für Verletzungen der unteren Extremität im Fußball. Zur Messung des Bewegungsausmaßes [Range of Motion (ROM)] eines Gelenks werden analoge Goniometer verwendet. Zunehmend entwickelte sensorbasierte Verfahren wurden hinsichtlich ihrer Testgüte noch nicht ausreichend untersucht.

**Ziele:** Bestimmung der Übereinstimmungsvalidität sowie der Intratester- und Intertesterreliabilität sensorbasierter Messungen der Beweglichkeit der unteren Extremität bei Fußballspielern.

**Materialien und Methoden:** 36 Amateur-Fußballer (Alter =  $26,3 \pm 4,7$  Jahre) wurden in die Studie eingeschlossen. Aus 5 Physiotherapeuten wurden 3 zufällig bestimmt, um die Messungen durchzuführen. Zwei Tester führten die Messungen (1. ROM Knie aus Langsitz; 2. Streckdefizit Knie aus Langsitz; 3. ROM Knie aus Stand; 4. ROM Sprunggelenk Dorsalflexion (DF) während Ausfallschritt; 5. ROM Sprunggelenk Plantarflexion (PF) aus Sitz auf dem Stuhl) mit dem digitalen Sensor durch (Index-Test). Der dritte Tester übernahm die Messungen mit dem analogen Goniometer nach Neutral-Null-Methode mit den Probanden in Rückenlage (Referenzstandard). Zur statistischen Analyse wurden der Pearson-Korrelationskoeffizient  $r$ , Bland-Altman-Analysen (BAA) und der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) verwendet ( $p \leq 0,05$ ).

**Ergebnisse:** Nur bei den Messungen 4. und 5. zeigten sich in der BAA geringe mittlere Differenzen von  $8,4^\circ$  (DF) und  $-10,2^\circ$  (PF). Bei Messung 1. lag eine moderate Korrelation ( $r = 0,582$ ) vor. Die sensorbasierten Messungen offenbarten hinsichtlich der Intra- und Intertesterreliabilität ausgezeichnete Werte (ICC =  $0,949-0,986$ ; ICC =  $0,895-0,968$ ).

**Zusammenfassung:** Die sensorbasierten Messungen der Beweglichkeit von Knie und Sprunggelenk sind reliabel, zeigen jedoch mit dem hier verwendeten etablierten Referenzstandard nur bedingt Übereinstimmungen, was mit den unterschiedlichen Ausgangsstellungen zwischen Index-Test und Referenzstandard erklärt werden kann.

## OP094

### Entwicklung und Anwendung eines maschinellen Lernalgorithmus zur Klassifikation des diabetischen Fußsyndroms DFS

*A. Berhorst<sup>1</sup>, L. Linder<sup>1</sup>, K. Peikenkamp<sup>1</sup>, S. Trinschek<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>FH Münster, Labor für Biomechanik, Steinfurt, Deutschland

**Einleitung:** Die Einführung neuer Merkmale zur Klassifikation zwischen Probanden mit und ohne vorliegender DFS-Erkrankung für maschinelle Lernalgorithmen ist das Kernstück des Forschungsprojekts. Dadurch soll nicht nur eine präzisere Klassifizierung erreicht, sondern auch das Verständnis der Interaktion verschiedener Risikofaktoren erweitert werden.

**Ziele:** Ziel des Forschungsprojekts ist das Training unterschiedlicher Lernalgorithmen zur Klassifizierung zwischen fußgesunden Personen und DFS-Patienten basierend auf Merkmalen, die aus dynamischen Druckdaten berechnet werden [1].

**Materialien & Methoden:** Der Datensatz für das Training und die Validierung der Lernalgorithmen umfasst die dynamischen Innenschuhdruckmessungen (GeBioM mbH, Münster) von 45 Füßen (31 gesunde Füße und 14 DFS-erkrankte Füße). Die Umsetzung erfolgte mit der Software MATLAB und der Machine Learning Toolbox.

Folgende Merkmale wurden für die Modelle aus den Daten extrahiert, wobei jeweils ein Schritt für die Berechnung betrachtet und das arithmetische Mittel über drei Schritte verwendet wurde:

- Verhältnis des Druck-Maximums zum Median
- maximaler Gradient um das Druck-Maximum
- Anzahl der lokalen Maxima des Summendruckverlaufs
- Prominenz der lokalen Druck-Maxima

**Ergebnisse:** Mit den Merkmalen konnte neben unterschiedlichen Modellen ein kNN-Klassifikator trainiert werden, der bei der Unterscheidung von DFS-Patienten und fußgesunden Personen eine Genauigkeit von 98%, eine Relevanz von 93% und eine Sensitivität von 100% erreichte.

**Zusammenfassung:** Die erreichte hohe Genauigkeit weist darauf hin, dass die verwendeten Merkmale Spitzendruck, Spitzendruckgradient, Anzahl lokaler Maxima im Summendruckverlauf des Gangs und die zugehörigen zwei größten Prominenzen wirksame Indikatoren zur Unterscheidung zwischen fußgesunden Personen und solchen mit DFS darstellen können.

[1] G. M., N. M. P. Shiva Shankar Reddy, "Exploiting Machine Learning Algorithms to Diagnose Foot Ulcers in Diabetic Patients" EAI, 2021

**Einfluss verschiedener virtuell-basierter Störungen der Lokomotion auf die Übertragung und Beibehaltung in der physischen Welt**

*J. Werth<sup>1</sup>, G. Epro<sup>1</sup>, A. Weber<sup>2</sup>, M. Placido<sup>1</sup>, U. Hartmann<sup>3</sup>, K. Karamanidis<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>London South Bank University, School of Applied Sciences, Sport and Exercise Science Research Centre, London, Vereinigtes Königreich

<sup>2</sup>Universität Koblenz, Fachbereich Mathematik und Naturwissenschaften, Institut für Sportwissenschaft, Koblenz, Deutschland

<sup>3</sup>Hochschule Koblenz, Fachbereich Mathematik und Technik, Remagen, Deutschland

Die Anwendung virtueller Realität (VR) zur Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle bei funktionellen Bewegungen findet vermehrt Einsatz in der Rehabilitation von neuro-muskuloskelettalen Erkrankungen<sup>1</sup>. Jedoch existieren unzureichende Erkenntnisse über lokomotorische Adaptationen in VR, sowie Übertragung als auch Beibehaltung in der physischen Welt. Ziel dieser Studie war es die Adaptation der Bewegungskinetik und dynamischen Stabilität an wiederholte virtuelle Stolpersimulationen und Hindernisse sowie die Übertragung und Beibehaltung der Adaptationen bei physischen Gangstörungen zu untersuchen. Zweiundfünfzig Erwachsene (20-34 Jahre) wurden zwei Trainingsgruppen (STO: visuell-induzierte Stolpersimulationen vs. HIN: virtuelle Hindernisse auf dem Laufband) und jeweils einer Kontrollgruppe (ungestörter Gang in VR) zugeordnet. Anschließend und eine Woche später wurden alle Teilnehmer der Gruppe STO einem mechanisch-induzierten Stolpern und der Gruppe HIN einem physischen Hindernis auf dem Laufband ausgesetzt. Die STO-Gruppe zeigte mit wiederholtem Üben in VR eine erhöhte Toleranz der Stabilität auf Grund einer vergrößerten Unterstützungsfläche ( $p < 0.05$ ). Die verbesserte Stabilitätskontrolle konnte auf das mechanische Stolpern übertragen werden (vgl. mit Kontrollgruppe,  $p < 0.05$ ), und zeigte keine Abnahme eine Woche später. Die HIN-Gruppe wies ähnliche Adaptationen der Bewegungskontrolle in VR auf ( $p < 0.05$ ; reduzierter Zehenabstand vom Hindernis), zeigte jedoch eine limitierte Übertragbarkeit zum Überqueren des physischen Hindernisses im Vergleich zur VR-Bedingung ( $p < 0.01$ ). Die Studie zeigt, dass eine verbesserte Stabilitätskontrolle durch visuelle Störungen auf mechanisch-induziertes Stolpern übertragen und beibehalten werden kann. Dies scheint beim Überqueren von physischen Hindernissen limitiert zu sein, womöglich durch eine Diskrepanz von visueller Wahrnehmung und motorischer Antwort zwischen virtueller und physischer Welt. <sup>1</sup>Janeh & Steinicke, 2021, *Front Hum Neurosci*

# Zahn- und Kieferbiomechanik

OP096

## Taktilometrie seromuköser Oberflächen der Mundhöhle zur Detektion maligner Tumorregionen

*J. Mockenhaupt<sup>1</sup>, D. Meixner<sup>2</sup>, J. Schwarzer<sup>3</sup>, N. Wiesmann-Imilowski<sup>4</sup>, S. Kaya<sup>5</sup>, P. W. Kämmerer<sup>5</sup>*

<sup>1</sup>Bonn-Rhein-Sieg University of Applied Sciences, Hennef, Deutschland

<sup>2</sup>GTE Industrieelektronik GmbH, Entwicklungsabteilung, Viersen, Deutschland

<sup>3</sup>Systemberatung Schwarzer, Köln, Deutschland

<sup>4</sup>Universitätsmedizin, Hals-, Nasen-, Ohrenklinik und Poliklinik, Mainz, Deutschland

<sup>5</sup>Universitätsmedizin, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Mainz, Deutschland

**Einleitung:** Die zunehmende Inzidenz bösartiger Tumore der Mundhöhle weckt den Bedarf nach einer einfach zu handhabenden Methode zur frühzeitigen Identifizierung gut- und bösartiger Läsionen, um einerseits Patienten mit gutartigen Befunden nicht zu beunruhigen und andererseits die adäquate Therapie im Falle maligner Anzeichen unverzüglich einleiten zu können.

**Ziele:** Es wird ein Verfahren zur Detektion maligner Zellbereiche in Läsionen der Mundschleimhaut entwickelt, das in der Klinik mit geringem zeitlichen Zusatzaufwand in der Routineuntersuchung angewandt werden kann.

**Materialien & Methoden:** Der Kontaktdruckerhebung mit Sensor geht eine FEM-Analyse vereinfachter Zungenmodelle voraus, die maligne Bereiche oberflächennaher Läsionen durch höhere Gewebesteifigkeiten simulieren und im Druckprofil hervorheben kann. Im Weiteren wird eine optische und eine drucksensitive Sensorik verwendet, die das Lichtspektrum und die Druckverteilung auf der Läsion abbildet. Eine modifizierte Helmert-Transformation bringt die Signalmatrizen zur Deckung und führt sie zu einer ortstreuen vergleichenden Analyse mit Klassifizierung der benignen und malignen Objekte.

**Ergebnisse:** Sowohl FEM Simulationen als auch erste Kontaktdruckmessungen mit einem Standardsensor zeigen brauchbare Druckprofile, die eine Detektion maligner Bereiche in den Läsionen in Aussicht stellen.

**Zusammenfassung:** Die Vorarbeiten zeigen die prinzipielle Eignung des geplanten Verfahrens und unterstreichen die Notwendigkeit einer Förderung bis zur Anwendungsreife.

Abb. 1

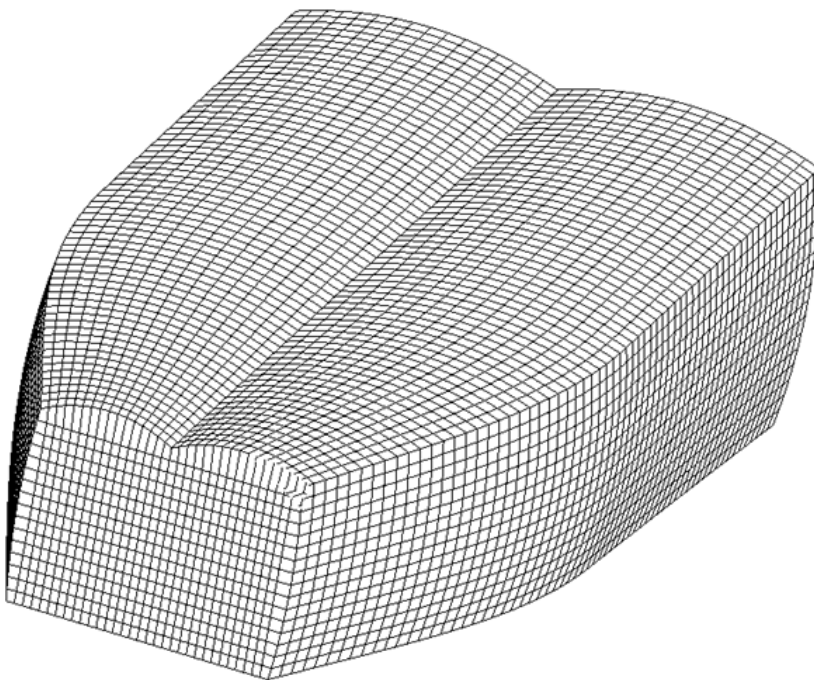
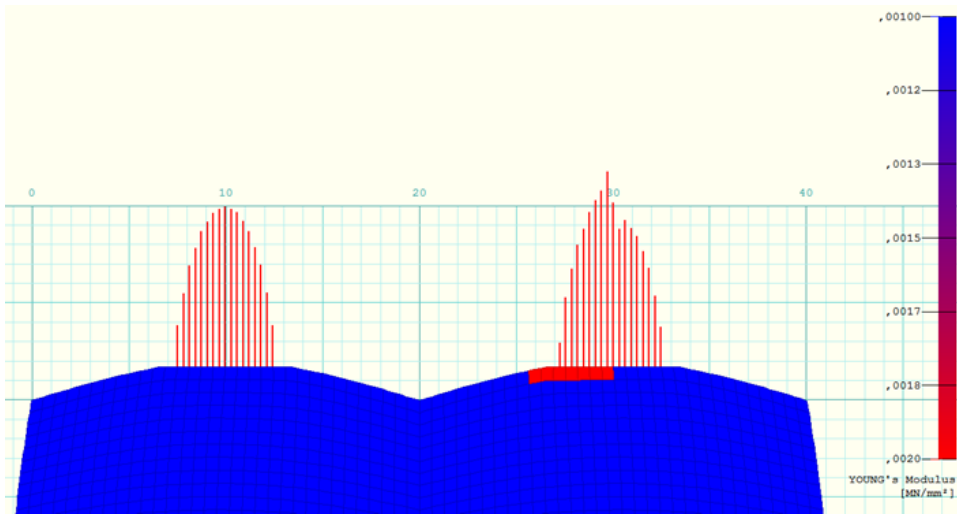


Abb. 2



## OP097

### **Einfluss parodontaler Schädigungen auf die Belastung des Zahnhalteapparates – eine numerische Untersuchung**

J. Flatten<sup>1</sup>, T. Gedrange<sup>2</sup>, C. Bouraue<sup>1</sup>, L. Keilig<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Univesitätsklinik Bonn, Oralmedizinische Technologie, Bonn, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Carl Gustav Carus an der Technischen Universität Dresden, Poliklinik für Kieferorthopädie, Dresden, Deutschland

<sup>3</sup>Universitätsklinik Bonn, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Bonn, Deutschland

**Einleitung:** Parodontitis ist eine Entzündung des Zahnhalteapparats, die unbehandelt zu erheblichem Knochenabbau bis zum Zahnverlust führen kann. Besonders bei bereits bestehender Wurzelresorption kann dies die Stabilität des Zahnes reduzieren.

**Ziel:** Der Einfluss von parodontitis-bedingtem Knochen- und Wurzelabbau auf die Belastung des Zahnhalteapparates beim Kauen sollte mittels FEM untersucht werden.

**Material und Methoden:** Finite-Elemente-Modelle der Unterkiefer-Front- und Eckzähne mit unterschiedlichem Schädigungsgrad wurden erstellt: 1) keine Wurzelresorption (WR0), mit 20 und 50 % Wurzelresorption (WR20, WR50), 2) kein Knochenabbau (KA0), mit 50 % und 80 % zirkulärem Knochenabbau (KA50, KA80) sowie mit vestibulärem Knochenabbau von 80 % bei lingual regulärer Knochenhöhe (KA80v). Eine Belastung von 100 N pro Zahn erfolgte in zwei Simulationsreihen: direkt auf die Zahnkrone in Richtung der Zahnachse sowie indirekt über eine schiefe Ebene auf die Krone, um den Kontakt mit dem jeweiligen Antagonisten widerzuspiegeln. Auslenkungen der Zahnkronen sowie Verzerrungen im Parodontalligament (PDL) wurden bestimmt.

**Ergebnis:** Direkte Belastung im Referenzmodell (WR0-KA0) erzeugte Auslenkungen von bis zu 50 µm. Vestibulärer Knochenabbau veränderte die Auslenkungen nicht. Zirkulärer Knochenabbau erhöhte die Bewegung auf bis zu 120 µm (WR0-KA50) beziehungsweise 280 µm (WR0-KA80). Maximale Verzerrungen im PDL lagen zwischen 5 % (Referenzmodell) und 17 % (WR0-KA80). Indirekte Belastung führte im Referenzmodell zu Bewegungen von bis zu 180 µm, bei vestibulärem Abbau bis zu 280 µm (WR50-KA80v). Zirkulärer Knochenabbau steigerte die Bewegung auf bis zu 2180 µm (WR20-KA80).

**Schlussfolgerungen:** Attachmentverlust in Folge einer Parodontitis beeinflusst die biomechanische Belastung unter funktionaler Last stark. Insbesondere bei nicht-axialer Krafteinleitung hat der zirkuläre Knochenabbau unabhängig von der Wurzelresorption einen deutlichen Einfluss auf die Beweglichkeit der Zähne.

**Automatische Anpassung von Verbindern bei mehrgliedrigen Brücken und Finite-Elemente-Analyse**

H. Jemaa<sup>1</sup>, M. Eisenburger<sup>2</sup>, A. Greuling<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Zahnärztl. Prothetik und Biomed. Werkstoffkunde, Hannover, Deutschland

<sup>2</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde, Hannover, Deutschland

**Einleitung:** Bei mehrgliedrigen Brücken treten trotz Befolgung der Herstellerempfehlungen häufig Brüche im Bereich der Verbinder auf. In dieser Studie wurde untersucht, wie eine automatische patientenindividuelle Anpassung dieser Verbinder mit vertretbarem Aufwand erreicht werden kann.

**Ziele:** Ziel der Studie ist die Entwicklung einer robusten Methodik, die eine parametrisierte Anpassung der Verbinderregion bei n-gliedrigen Brücken mittels parametrischer Modellierung ermöglicht. Dies soll eine Anpassung der Verbinderquerschnittsfläche von verschiedenen Seiten ermöglichen.

**Materialien & Methoden:** Um die Anpassung der Verbinderquerschnittsfläche zu erreichen, wurden die Positionen der Verbinder zunächst automatisiert detektiert und anschließend die Netzknoten, die sich in der Verbindungsregion befinden, auf Basis der Gleichungen (1) und (2) angepasst. Abbildung 1(c) veranschaulicht ein Beispiel für die Verringerung der Verbinderquerschnittsfläche von der okklusalen Seite durch die Berechnung einer neuen x-Koordinate für jeden Punkt  $x_{new}(i)$ .

$$x_{new}(i) = x(i) - k(d_{yz(i)} \times B(d_{xy(i)})) \cdot x(i) \tag{1}$$

$$B(t) = ((w-t)^3 \times w) + (3t(w-t)^2 \times 0.9w) + (3t^2(w-t) \times 0.1w) \tag{2}$$

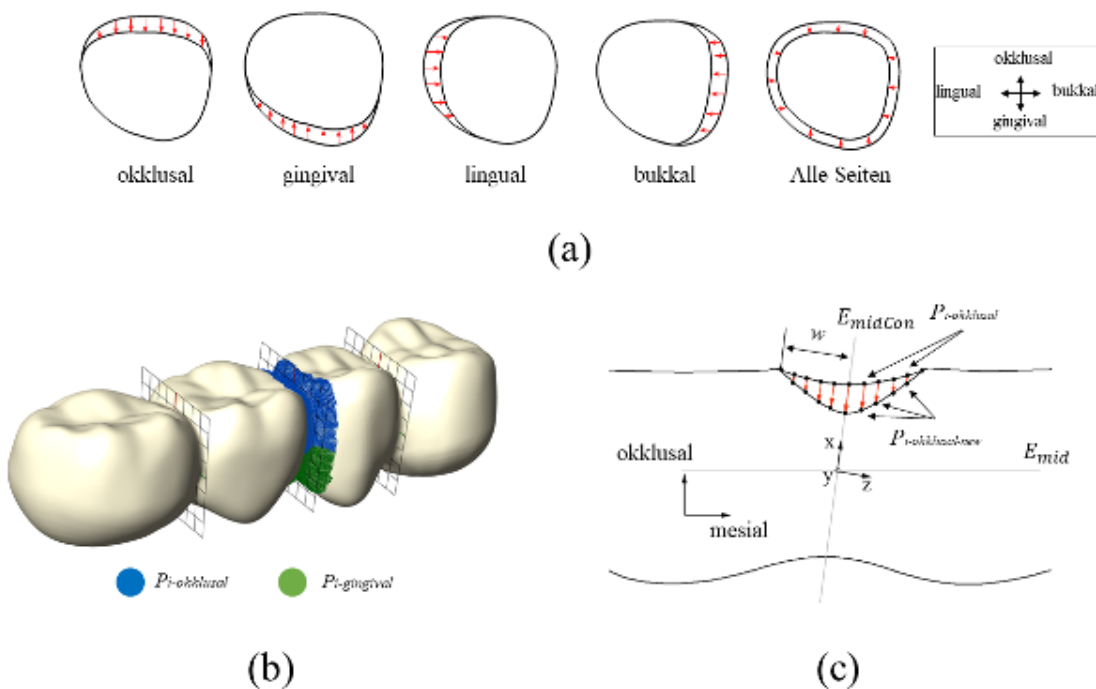
Es wurden verschiedene Anpassungsszenarien für eine viergliedrige Brücke generiert und die sich bei mechanischer Belastung ergebende Spannungsverteilung mittels FEM untersucht.

**Ergebnisse:** Die FE-Analyse zeigte, dass eine Reduzierung des Querschnitts des Verbinders von der gingivalen Seite einen großen Einfluss auf die Zugspannung hat, während eine Reduzierung von der okklusalen Seite einen signifikanteren Einfluss auf die Druckspannung hat.

**Zusammenfassung:** Die angestrebte parametrisierte Anpassung der Verbinder ließ sich erfolgreich umsetzen. Der Algorithmus stellt einen der nötigen Bausteine für künftig automatisch generierte patientenindividuelle CAD-Modelle für mehrgliedrige Brücken dar.

**Abbildung.1:** Unterschiedliche Szenarien der Anpassung von Verbindern und Übersicht über die Methodik.

**Abb. 1**







**Kopplung von muskuloskelettaler Mehrkörpersimulation und Finite-Elemente-Analyse zur Modellierung des menschlichen Kausystems**

A. K. Becker<sup>1</sup>, I. Soodmand<sup>1</sup>, J. O. Sass<sup>1</sup>, C. Jabs<sup>1</sup>, M. Kebbach<sup>1</sup>, M. Dau<sup>2</sup>, R. Bader<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsmedizin Rostock, Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie (FORBIOMIT), Rostock, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsmedizin Rostock, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Rostock, Deutschland

Die Kopplung der Finite-Elemente-Analyse (FEA) mit der muskuloskelettalen Mehrkörpersimulation (MMKS) ermöglicht eine nicht-invasive Betrachtung biomechanischer Parameter des Kausystems und verringert dabei die Limitationen der jeweiligen Modellierungsansätze. Während die FEA mechanische Feldgrößen (Verschiebung, Spannung) auf Gewebeebene berechnet, aber häufig auf statischen Lastfällen und nicht-personalisierten Muskelkräften beruht [1], kann die MMKS dynamische Randbedingungen während aktiver Bewegungen bereitstellen [2].

Ziel ist die Kopplung dieser beiden numerischer Ansätze zur Analyse des Einflusses personalisierter dynamischer Randbedingungen beim Beißen auf mechanische Feldgrößen im Unterkieferknochen.

Daher wurde in der MMKS ein validiertes, invers-dynamisches Modell (AnyBody™ Modeling System v.7.4.4) mit drei Freiheitsgraden und einer vertikalen Beißkraft von 441 N auf den ersten Molar verwendet. Der generische Unterkiefer wurde an die rekonstruierte Geometrie eines CT-gescannten Unterkiefers angepasst. In der FEA (Abaqus Standard v.2022) wurde diese Unterkiefergeometrie mit Tetraederelementen vernetzt und heterogene Materialeigenschaften zugewiesen. Die Bewegung, Beißkraft und Muskelkräfte aus der MMKS dienten als personalisierte Randbedingungen für die FEA.

Die Datenanalyse der Feldgrößen zeigt einen wesentlichen Unterschied bei der Verwendung aktiver Lastfälle mit Unterkieferbewegung und heterogenen Materialeigenschaften im Vergleich zu bisherigen Studien. Die gegenläufige Verschiebung zweier Schnittflächen beträgt beispielsweise bei Fixierung der Kondylen [1] 0,15 mm und steigt im Rahmen des gekoppelten Modells auf 0,51 mm.

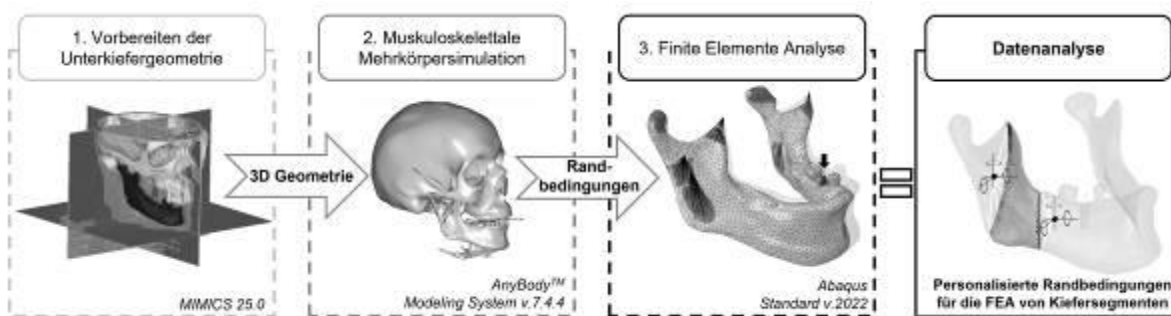
Diese Arbeit verdeutlicht, dass die Integration dynamischer Randbedingungen aus der MMKS eine realitätsnahe Abschätzung der Feldgrößen in der FEA ermöglicht.

**Abb.1:** Gekoppelte MMKS-FEA

[1] Orassi et al., *Front. bioeng. biotechnol.*, **9** (672176), 2021.

[2] Saini et al., *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, **23** (261–270), 2020.

**Abb. 1**



## OP100

### Über Kontaktberechnungen ermittelter Einfluss von Scanfehlern und Zahnbeweglichkeit auf die Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz

*M. Waldecker<sup>1</sup>, S. Hetzler<sup>1</sup>, P. Rammelsberg<sup>1</sup>, W. Bömicke<sup>1</sup>, S. Rues<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Die Eignung von Ganzkieferscans zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz ist aktuell Gegenstand intensiver Forschung. Die Interpretation der Auswirkung von Scanungenauigkeiten auf die Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz ist dabei bislang nur eingeschränkt möglich.

**Ziel:** Mittels einer Kontaktberechnung sollte die Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz, konstruiert auf Basis von Intraoralscans, ermittelt werden.

**Material und Methoden:** Ein teilbezahntes Oberkiefermodell mit einem Restzahnbestand von 6 präparierten Zähnen (16, 13, 11, 21, 23 und 26) zur Aufnahme einer mit Vollkronen verankerten Ganzkieferbrücke wurde 30-mal mit einem Intraoralscanner gescannt. Für jeden Scan wurden mit einer dentalen Designsoftware eine Ganzkieferbrücke konstruiert. Die STL-Oberflächen der Brücken wurden unverändert in eine Finite-Elemente-Software übertragen und der Zementvorgang auf das virtuelle Referenzmodell mit einer Gesamtkraft von 300 N und einer Zementfilmdicke von 25 µm mittels Kontaktberechnung simuliert. Für die gefundene Endposition wurden Spaltmaße ermittelt. Im Rahmen zusätzlicher Berechnungen wurde die Ganzkieferbrücke a) im Frontzahnbereich geteilt und b) als Best-Case-Szenario Einzelzahnkronen simuliert. Die Berechnungen wurden für Brücken mit (mZB) und ohne (oZB) Zahnbeweglichkeit und für Einzelzahnkronen oZB durchgeführt.

**Ergebnisse:** Bei Ganzkieferbrücken und geteilten Ganzkieferbrücken konnte kein klinisch akzeptables Spaltmaß von maximal 120 µm an allen Pfeilerzähnen gleichzeitig gefunden werden. Bei den Ganzkieferbrücken betrug das maximale Spaltmaß im Randbereich 195 µm oZB und 138 µm mZB. Bei geteilten Ganzkieferbrücken betrug es 172 µm mZB und 119 µm oZB, bei Einzelzahnkronen 84 µm.

**Zusammenfassung:** Mit Spaltmaßen im Randbereich von bis zu 195 µm kann die Herstellung von Ganzkieferbrücken und geteilten Ganzkieferbrücken auf Basis von Intraoralscans noch nicht empfohlen werden.

## OP101

### Automatische Anpassung von Okklusalflächen implantatgetragener Kronen durch Laplacian Mesh Editing

*O. Roffmann<sup>1</sup>, M. Stiesch<sup>1</sup>, A. Greuling<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde, Hannover, Deutschland

Die Implantatversorgung ist heutzutage eine gängige Behandlungsmethode in der Zahnmedizin. Bei der Gestaltung der Okklusalfläche einer implantatgetragenen Krone ist die Erstellung eines funktionalen Kaukontakts mit den Antagonisten für den Patienten relevant. Im Rahmen der Gestaltung der Okklusalfläche muss diese so angepasst werden, dass Kontakte in vorgegebenen Bereichen entstehen. Dabei dürfen Ästhetik und Kaufunktion nicht beeinträchtigt werden. Ein computergestützter, automatisierter Modellierungsansatz kann bei der Gestaltung helfen und kann die Notwendigkeit für Nacharbeiten an der Krone reduzieren.

Ziel dieser Studie war es, einen Modellierungsansatz zu entwickeln, der die automatische Anpassung einer Okklusalfläche an bestimmte Okklusionskonzepte ermöglicht.

In dieser Studie wurde die Okklusalfläche einer eingescannten, implantatgetragenen Krone angepasst. Auf Basis von Okklusionskonzepten aus der Literatur wurden zuerst nominelle Kontaktpunkte bestimmt. Die Lage der nominellen Kontaktpunkte auf der Krone wurde danach mithilfe eines Optimierungsverfahrens verbessert. Anschließend wurde die Form der Okklusalfläche hinsichtlich der gewünschten Kontaktpunkte mittels Laplacian Mesh Editing angepasst. Die Ergebnisse der Modifizierung wurden durch eine Kontaktanalyse mit der Finite Elemente Methode validiert.

Erste Ergebnisse zeigen, dass sich bei der Kontaktanalyse Orte mit hoher maximaler Hauptspannung an den gewünschten Kontaktpunkten einstellen. Dies deutet darauf hin, dass an diesen Orten ein Kontakt zwischen der Krone und den Antagonisten zustande kommt.

Die vorgestellte Methode ermöglicht die automatisierte Anpassung einer implantatgetragenen Krone. Es ist geplant, die Methode als Basis für weitere Optimierungen einzusetzen. Hierbei sind Kontaktsituationen interessant, die zu geringen lateralen Reaktionskräften führen und die nicht zu übermäßigen Spannungskonzentrationen auf der Okklusalfläche führen.

## OP102

### In-vitro- und Finite-Elemente Modelle zur Simulation der Kraftübertragung am Beispiel von Retainerversorgungen

*S. Hetzler<sup>1</sup>, S. Rues<sup>1</sup>, A. Zenthöfer<sup>1</sup>, P. Rammelsberg<sup>1</sup>, C. Lux<sup>2</sup>, C. Roser<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Poliklinik für Kieferorthopädie, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Die Lastabtragung bei zahnmedizinischen Restaurationen und Apparaturen hängt meist stark von den Steifigkeitsverhältnissen aller beteiligten Strukturen ab. Hier sollten verschiedene kieferorthopädische Retainervarianten im Unterkiefer untersucht werden.

**Ziel:** Erstellung CAM-gefertigter in-vitro Modelle mit einstellbarer Zahnbeweglichkeit (ZB) und eines Finite-Elemente (FE)-Modells zur Belastungssimulation von Retainern.

**Material & Methoden:** Das CAM-gefertigte in-vitro Modell bestand aus einer 3D-gedruckten Basis (Biomed Clear Resin) und sechs künstlichen Zähnen (Eckzahn zu Eckzahn) aus glasfaserverstärktem Epoxidharz (Trinia). Die Zahnwurzeln wurden adhäsiv mit den über Stützbalken nachgiebig in der Modellbasis gelagerten Sockeln verbunden. Für die Belastungstests wurden verschiedene Retainervarianten modellbasiert hergestellt und auf der oralen Seite verklebt. Bei mechanischer Alterung und Bruchlastprüfung wurde Zahn 31 belastet. In einem FE-Modell (ANSYS R22) mit identischer Zahngeometrie wurden standardisierte, elastisch gebettete Wurzeln modelliert über welche die gewünschten ZB eingestellt werden konnte. Diese lag analog zum in-vitro Modell in einem Bereich von 1-3  $\mu\text{m}/\text{N}$  in axialer Richtung mit einem Verhältnis von horizontaler zu axialer ZB von 3-4. Retainer mit Kreis-Querschnitt wurden mit jedem Zahn über einen zylindrischen Klebeverbund angebracht. Variierende Biegesteifigkeiten wurden über den Retainer-Durchmesser und dessen E-Modul realisiert. Analog zum in-vitro Modell wurde Zahn 31 belastet.

**Ergebnisse:** Die FE-Simulationen zeigten, dass die Kraftübertragung über den Klebeverbund mit zunehmender Retainer-Steifigkeit und ZB steigt, was ein Versagen des Klebeverbundes begünstigt. Analog stieg die Versagenswahrscheinlichkeit tendenziell für steife Retainervarianten in den in-vitro Testungen.

**Zusammenfassung:** Anhand der erstellten Modelle können neuartige Retainervarianten vor einem klinischen Einsatz realitätsnah untersucht werden.

## OP103

### Neue biomechanische Aspekte der Ohrtrompete

*R. Schuon<sup>1</sup>, G. Paasche<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>MHH, HNO, Hannover, Deutschland

**Fragestellung:** Die Dysfunktion der Ohrtrompete - Tuba Eustachii (ET) ist eine häufige medizinische Herausforderung, die oftmals ätiologisch unklar bleibt, da für die ET bislang weder die biomechanischen Einsichten noch diagnostische Optionen hinreichend sind. Über eine dreidimensionale Modellbildung ist eine weitere Aufschlüsselung der biomechanischen Ventilfunktion der ET beabsichtigt.

**Methoden:** Beim Einbetten eines Gewebeblockes einer Tuba Eustachii wurden Marker für die spätere Rekonstruktion gesetzt, nach Cone Beam CT-Scan (CBCT) Dünnschnittschnitte gesägt, Färbungen der Schnitte durchgeführt, die einzelnen Schnitte digitalisiert und segmentiert nach Gewebeentität, und schließlich ein kohärenter und orthotoper Datensatz erstellt.

**Ergebnisse:** Die 3D-Modellbildung erlaubte eine quantitative Analyse der segmentierten Kompartimente und Korrelation zum CBCT. Die korrekte Schnittzuordnung im Raum erbrachte neue Aspekte, wie bspw. eine leicht spiralförmige Konfiguration des Tubenknorpels und konsekutiv eine bessere Zuordnung der Tubenmuskulatur.

**Schlussfolgerung:** Das verbesserte Verständnis der ET erlaubt weitere Ansätze neuer diagnostischer Verfahren und therapeutischer Ansätze.

# Bewegungsanalyse IV

## OP104

### Orthopädisches Assessment ohne Patientengespräch?

F. Heitzer<sup>1,2,3</sup>, D. Raab<sup>2</sup>, C. Mayer<sup>1</sup>, J. C. Liaw<sup>2</sup>, F. Geu Flores<sup>2</sup>, W. Kowalczyk<sup>2</sup>, A. Kecskeméthy<sup>2</sup>, M. Jäger<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>St. Marien Hospital Mülheim, Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Mülheim an der Ruhr, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Duisburg Essen, Lehrstuhl für Mechanik und Robotik, Duisburg, Deutschland

<sup>3</sup>Universität Duisburg Essen, Lehrstuhl für Orthopädie und Unfallchirurgie, Essen, Deutschland

**Einleitung:** Orthopädische Scores stellen eine weit verbreitete Möglichkeit zur Bewertung des Gesundheitszustandes und Operationserfolges dar, die jedoch subjektiv geprägt ist und einem erfahrenen Kliniker bedarf [1][2].

**Ziele:** Durch Methoden zur instrumentellen Bewegungsanalyse und modellbasierten Vorhersage werden neue Perspektiven geschaffen, um das Assessment zu automatisieren und objektivieren [3]. Eine präzise Vorhersage der orthopädischen Scores kann Kliniker entlasten und neue Möglichkeiten im personalisierten Gesundheitswesen hervorbringen.

**Materialien & Methoden:** 19 Patienten mit künstlichem Gelenkersatz wurden  $\bar{x}$  5.3 Monate postoperativ einer klinischen Nachuntersuchung unterzogen (Score Erhebung: Harris Hip Score (HHS) oder Knee Society Score – knee score (KSS-ks); instrumentelle Ganganalyse). Anhand eines repräsentativen Gangzyklus jedes Patienten und dem vortrainierten Modell aus [3] wurde der jeweilige instrumentelle Score (iHHS oder iKSS-ks) berechnet. Zur Untersuchung der Vorhersagegenauigkeit werden Parameter der deskriptiven Statistik und die Interrater Abweichung, wie in [2] beschrieben, herangezogen.

**Ergebnisse:** Nach Cohen kann ein kleiner und großer monotoner Zusammenhang festgestellt werden (Abb. 1: Spearman's rho).

Auf Basis des 95% Referenzintervalls erzielt die Vorhersage für spät postoperativ vermessenen Patienten einen Score innerhalb von 17.5 (HHS) bzw. 19.0 (KSS-ks) Punkten Abweichung vom tatsächlichen Score, wobei in Abb. 2 erkennbar ist, dass die instrumentelle Vorhersage die Patienten in nahezu allen Fällen mit einem geringeren Score bewertet.

**Zusammenfassung:** Die Genauigkeit der Vorhersage liegt im Bereich der Messvarianz durch unterschiedliche Bewerter (Liaw [2]), bietet jedoch im Vergleich zu den in [3] erzielten Ergebnissen, für kurz post-OP vermessene Patienten, noch ein immenses Verbesserungspotential des Modells. Ein besser generalisiertes Vorhersagemodell in Kombination mit innovativen Systemen zur mobilen Bewegungserfassung könnte Kliniker entlasten und neue Möglichkeiten im personalisierten Gesundheitswesen schaffen.

### Quellen:

[1] Söderman P, et al. DOI: 10.1097/00003086-200103000-00022.

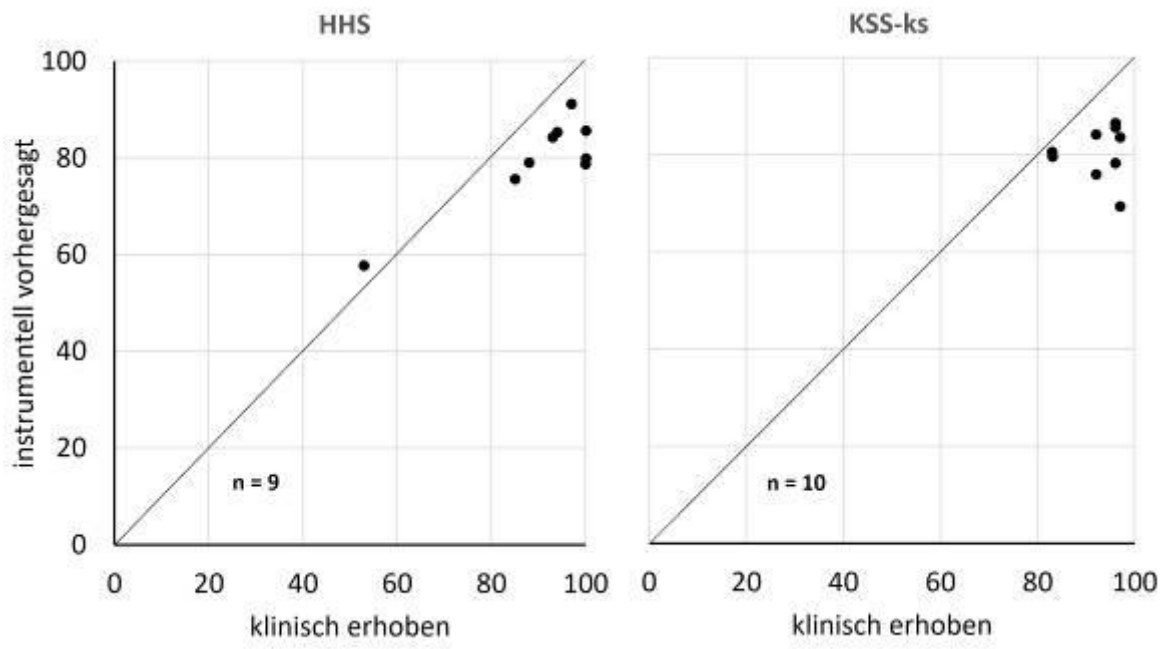
[2] Liow R. YL, et al. DOI: 10.1080/000164700317362244.

[3] Raab D, et al. DOI: 10.1007/s00264-022-05670-0.

### Abb. 1

3.5 – 7.7 Monate post-OP	Mittlere Abweichung	Median Abweichung	Min. / Max. Abweichung	SD der Abweichung	Mittlere Interrater Varianz	Interrater SD	95% Referenzintervall	Korrelation Koeffizient $\rho$
HHS	11.3	8.9	4.7 / 21.3	6.0	79.8	8.9	17.5	0.567
KSS-ks	11.8	10.0	2.4 / 27.6	7.4	94.1	9.7	19.0	0.130

Abb. 2





## OP105

### **A multicentre analysis using a cluster of inertial measurement units for remote monitoring human motion and automated detection of trips and slips**

*M. Gießler<sup>1</sup>, J. Werth<sup>2</sup>, U. Hartmann<sup>3</sup>, B. Waltersberger<sup>1</sup>, K. Karamanidis<sup>2,4</sup>*

<sup>1</sup>Offenburg University of Applied Sciences, Department of Mechanical and Process Engineering, Offenburg, Deutschland

<sup>2</sup>London South Bank University, Sport and Exercise Science Research Centre, School of Applied Sciences, London, Vereinigtes Königreich

<sup>3</sup>Koblenz University of Applied Sciences, Faculty of Mathematics and Technology, Remagen, Deutschland

<sup>4</sup>University of Koblenz, Department of Sport Science, Faculty for Mathematics and Natural Sciences, Koblenz, Deutschland

For remote monitoring and evaluation of human motion during daily life, accurate extraction of kinematic quantities of body segments is of great importance. Current approaches use inertial sensors that require numerical time differentiation to access the angular acceleration vector<sup>1</sup>, a mathematical operation that greatly amplifies noise in the acceleration coordinate values. With this multicentre research we had two objectives: i) to introduce a wearable sensor (IMC) that utilises a spatially defined cluster of inertial measurement units for directly measuring the angular acceleration vector and compare the IMC with a numerically derived angular acceleration signal using experimental data; ii) to use the IMC for analysing trunk dynamics and automatic detection of trips and slips. The latter experimental set-up involved standardised perturbations during treadmill walking and less controlled conditions, i.e. perturbed overground walking simulating real-world trips and slips more faithfully as well as various activities of daily living (ADL). The characteristics of the experimental data corresponded to those observed in the simulated sensor data, with the IMC showing a conceptual advantage to determine the angular acceleration vector compared to current inertial sensor solutions. Using a cross-institutional analysis of the various signal sequences via an automated evaluation algorithm including individual thresholds, the results demonstrated that the algorithm was capable to automatically identify all 152 slips and trips revealing 100% sensitivity. Out of 450 ADL tasks the algorithm revealed seven false-positive detections (98% specificity) confirming the feasibility for automatically and remotely detecting trip- and slip-like perturbations. The IMC therefore presents an opportunity to pioneer reliable extraction of kinematic quantities of body segments in daily life and for fall risk assessment in healthy and pathological conditions. <sup>1</sup>Bet et al. 2019, *Int J Med Inform*

## OP106

### Validierung eines 3D-gedruckten Schuhs zur Erfassung der Fußkinematik mittels markerbasierter Multisegment-Fußmodelle

F. Schulz<sup>1</sup>, M. Reiser<sup>1</sup>, T. Stief<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Justus-Liebig-Universität Gießen, Gießen, Deutschland

<sup>2</sup>(ts)<sup>2</sup> GmbH, Osnabrück, Deutschland

**Einleitung:** Die Analyse der Fußkinematik mit Hilfe von Multi-Segment-Fußmodellen (MSFM) unter Barfußbedingungen ist ein etabliertes Verfahren (Carson et al. 2001). Problematisch ist die Anwendung von MSFM unter Schuhbedingungen. Bisher muss zur Anbringung der Marker auf den vorgegebenen anatomischen Landmarken der Schuh teils zerstört werden, wodurch die Eigenschaften der so präparierten Schuhe negativ verändert sein können.

**Ziele:** Die Studie hat zum Ziel die Reliabilität des Oxford Foot Model (OFM) beim Gehen in einem speziell für die Anwendung von MSFM designten Schuh (Foot-Modell-Shoe, FMS) zu untersuchen.

**Materialien & Methoden:** Der mittels 3D-Druck gefertigte Schuh (siehe Abbildung 1) bietet trotz Aussparungen zur Anbringung der notwendigen Marker (14mm) einen guten Halt am Fuß. Mit einem 3D-Bewegungsanalyse-System (Vicon) wurden von einer gesunden Person in zwei Sessions jeweils 12 Gangzyklen des rechten Fußes unter drei Bedingungen (Barfuß, Schuh, Schuh + Einlage) erfasst und unter Verwendung des OFM die Fußkinematik analysiert. Intra- bzw. Inter-session-Reliabilität wurden anhand der Range of motion (ROM) ausgewählter Winkelverläufe überprüft.

**Ergebnisse:** Die Werte der Intraklassenkorrelation (ICC) zur Quantifizierung der Reliabilität innerhalb einer Session lagen zwischen 0,684 und 0,956. Für die Inter-session-Reliabilität ergaben sich ICC-Werte von 0,767 bis 0,997.

**Zusammenfassung:** Die Reliabilität innerhalb einer Session als auch zwischen zwei Sessions sind als sehr gut einzuschätzen. Diese ersten Messungen zeigen, dass unter Verwendung des neu entwickelten FMS, mit dem OFM auch unter Schuhbedingungen die Fußkinematik zuverlässig erfasst werden kann.

#### Literatur:

Carson, M. C.; Harrington, M. E.; Thompson, N.; O'Connor, J. J.; Theologis, T. N. (2001): Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. In: Journal of biomechanics 34 (10), S. 1299–1307. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00101-4

Abb. 1



## OP107

### Automatische Klassifikation von fehlerfreien und fehlerhaften Fußkontakten auf Kraftmessplatten bei Ganganalysen mittels Maschinellem Lernen – Eine Pilotstudie

M. L. Simak<sup>1</sup>, F. Horst<sup>1</sup>, A. Kutj<sup>1</sup>, W. I. Schöllhorn<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Johannes Gutenberg-Universität Mainz, Institut für Sportwissenschaft, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Mainz, Deutschland

**Hintergrund:** Die Einbeziehung von Kraftmessplatten in biomechanische Ganganalysen erfordert fehlerfreie Fußkontakte auf den Messplatten. Fußkontakte gelten als fehlerfrei, wenn der Fuß vollständigen und ausschließlichen Kontakt mit einer Kraftmessplatte hat, während der andere Fuß diese nicht berührt. Die Einhaltung dieser Kriterien wird in der Regel durch die untersuchungsleitende Person subjektiv (visuell) beurteilt.

**Fragestellung:** Kann ein auf maschinellem Lernen basierendes Klassifikationsmodell zwischen fehlerfreien und fehlerhaften Fußkontakten auf einer Kraftmessplatte bei Ganganalysen unterscheiden?

**Methoden:** Bei 19 gesunden Probanden wurden die 3D Bodenreaktionskraft (GRF) und der 2D Center-of-Pressure (COP) bei je 10 Fußkontakten unter 23 Untersuchungsbedingungen (Abb. 1) mit einer Kraftmessplatte (Kistler Type 9287CA) mit 1000Hz gemessen und die Bedingungen visuell kategorisiert. Die gefilterten und normalisierten GRF- und COP-Daten von 4.697 Fußkontakten wurden für das Training und die Testung von Support-Vektor-Maschine (SVM) Modellen zur Unterscheidung von fehlerfreien und fehlerhaften Fußkontakten verwendet.

**Ergebnisse:** Die Kombination aus vertikaler und anterior-posteriorer GRF zusammen mit anterior-posteriorer und medio-lateraler COP erzielte die höchste Genauigkeit von 95,6%, wohingegen die vertikale GRF allein 90,1% erzielte (Abb. 2).

**Schlussfolgerung:** Eine automatisierte Klassifikation von fehlerfreien und fehlerhaften Fußkontakten auf einer Kraftmessplatte mittels einer SVM ist möglich.

Abb. 1. Schematische Darstellung acht ausgewählter Untersuchungsbedingungen. Untersucht wurden (A) eindeutig fehlerfreie Kontakte (normal, langsam, schnell), (B-D) Doppelkontakte, sowie (E-F) fehlerfreie/fehlerhafte Kontakte an jedem Rand und (G-H) in den Ecken der Platte.

Abb. 2. Ergebnisse (MW=Mittelwert, STD=Standardabweichung) der 5-fold Kreuzvalidierung

Abb. 1

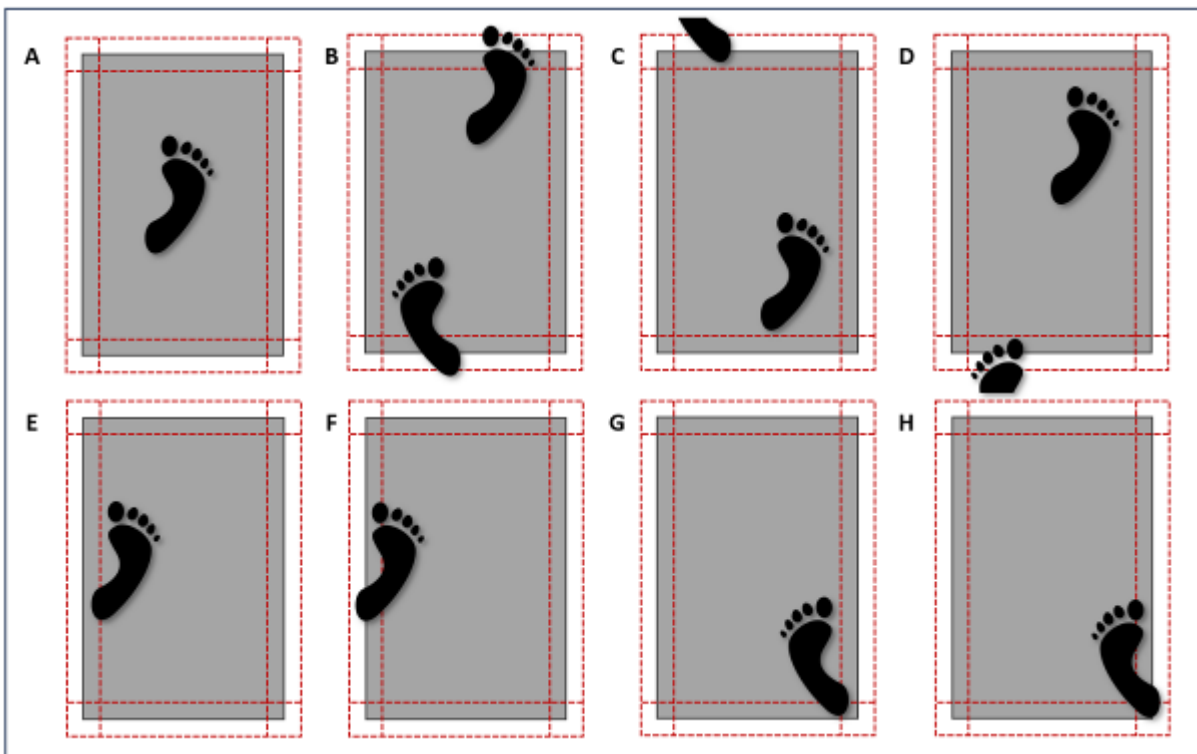


Abb. 2

Eingangsdaten		Genauigkeit [%]	Präzision [%]	Sensitivität [%]	Spezifität [%]
GRF <sub>V</sub>	MW	90.1	95.2	85.7	95.0
	STD	0.6	2.9	1.7	3.1
GRF <sub>V+AP</sub>	MW	91.9	95.6	88.9	95.2
	STD	0.2	3.2	3.7	3.9
GRF <sub>V+AP+ML</sub>	MW	91.5	94.8	89.0	94.3
	STD	0.7	2.8	2.3	2.8
COP <sub>AP</sub>	MW	90.6	93.2	89.2	92.2
	STD	1.3	5.1	3.9	6.6
COP <sub>AP+ML</sub>	MW	95.0	95.7	<b>95.0</b>	95.0
	STD	0.8	2.7	2.0	3.4
GRF <sub>V</sub> + COP <sub>AP</sub>	MW	92.5	94.9	90.9	94.4
	STD	0.9	3.4	2.5	3.9
GRF <sub>V+AP</sub> + COP <sub>AP+ML</sub>	MW	<b>95.6</b>	<b>97.7</b>	94.0	<b>97.4</b>
	STD	0.3	1.9	2.2	2.3
GRF <sub>V+AP+ML</sub> + COP <sub>AP+ML</sub>	MW	95.3	97.4	93.6	95.2
	STD	0.5	2.3	2.3	2.8

## OP108

### Belastungsanalyse der Hüfte respektive Hüftendoprothese im Fall von Beinlängendifferenzen und deren Ausgleich

R. Merfort<sup>1</sup>, S. Dinninghoff<sup>1</sup>, J. Eschweiler<sup>2,3</sup>, F. Hildebrand<sup>4</sup>, C. Rader<sup>5</sup>, C. Sauer<sup>1</sup>, J. Vorwold<sup>1</sup>, H. L. Siebers<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum RWTH Aachen, Lehr- und Forschungsgebiet Experimentelle Orthopädie und Unfallchirurgie, Aachen, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Halle, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Halle (Saale), Deutschland

<sup>3</sup>BG Klinikum Bergmannstrost, Halle (Saale), Deutschland

<sup>4</sup>Universitätsklinik RWTH Aachen, Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Aachen, Deutschland

<sup>5</sup>Franziskushospital Aachen, Praxisklinik Orthopädie Aachen, Aachen, Deutschland

**Einleitung:** Der Ersatz des Hüftgelenks mittels Totalendoprothese (Hüft-TEP) zählt zu den häufigsten Operationen in Deutschland (240.000/Jahr). Eine postoperative Beinlängendifferenz (BLD) kann jedoch zu Gangunsicherheit, erhöhtem Sturzrisiko und erhöhter Gelenkbelastung führen. Ein Verständnis über die Hüftgelenkbelastung bei Patient\*innen mit BLD (PatmBLD) könnte die Auswahl geeigneter Maßnahmen wie Schuhehöhungen (SE) erleichtern.

**Ziel:** Untersucht wurde der Effekt einer BLD und deren Versorgung mit einer SE bei Hüft-TEP-Patienten, indem die Belastung im operierten und kontralateralen Gelenk sowie die Gangsymmetrie nach der Operation und nach 7 Monaten betrachtet wurde.

**Methode:** PatmBLD (>0.5cm) und ohne (PatoBLD) wurden mit einem Inertialsensorsystem bei einem 10m-Gangtests vermessen. Zusätzlich wurden die Höhe der BLD und das Trendelenburg-Zeichen erhoben. Ebenfalls untersucht wurden PatmBLD, versorgt mit einer SE. Die Hüftgelenksbelastung wurde mittels Mehrkörpersimulation (AnyBody) analysiert. Die Modelle wurden geometrisch durch Skalierung an die BLD und SE angepasst. Die auf das Körpergewicht normierten und gemittelten max. Hüftgelenkskräfte (F<sub>res</sub>) wurden mittels ungepaartem (PatoBLD/PatmBLD) und gepaartem (PatmBLD, mit/ohne SE) t-Test verglichen.

**Ergebnisse:** Von 18 Patient\*innen wiesen acht 6-12 Wochen postoperativ eine BLD (1.29 cm ± 0.5 cm) auf. PatmBLD zeigten signifikant höhere Belastungen (26.70 %) im operierten Gelenk im Vergleich zu PatoBLD (Abb. 1). Nach BLD-Therapie mit SE reduzierte sich die Belastung im operierten Gelenk und die Belastungsdifferenz zwischen operiertem und kontralateralem Gelenk (Abb. 2). Sieben Patienten wurden bisher nach 7 Monaten vermessen, davon drei mit BLD, die sich um 0.57 cm reduzierte.

**Zusammenfassung:** Die Therapie der BLD mit SE reduziert die Belastungsdifferenz zwischen operiertem und kontralateralem Gelenk, was auf ein harmonischeres Gangbild hinweist. Die BLD-Reduktion nach 7 Monaten könnte zusätzlich positiv wirken.

#### Abb. 1

**Abb. 1: Einfluss einer Ausgleichstherapie durch Schuhehöhung auf die Belastungsverteilung im operierten und kontralateralen Hüftgelenk (6-12 Wochen postoperativ)**

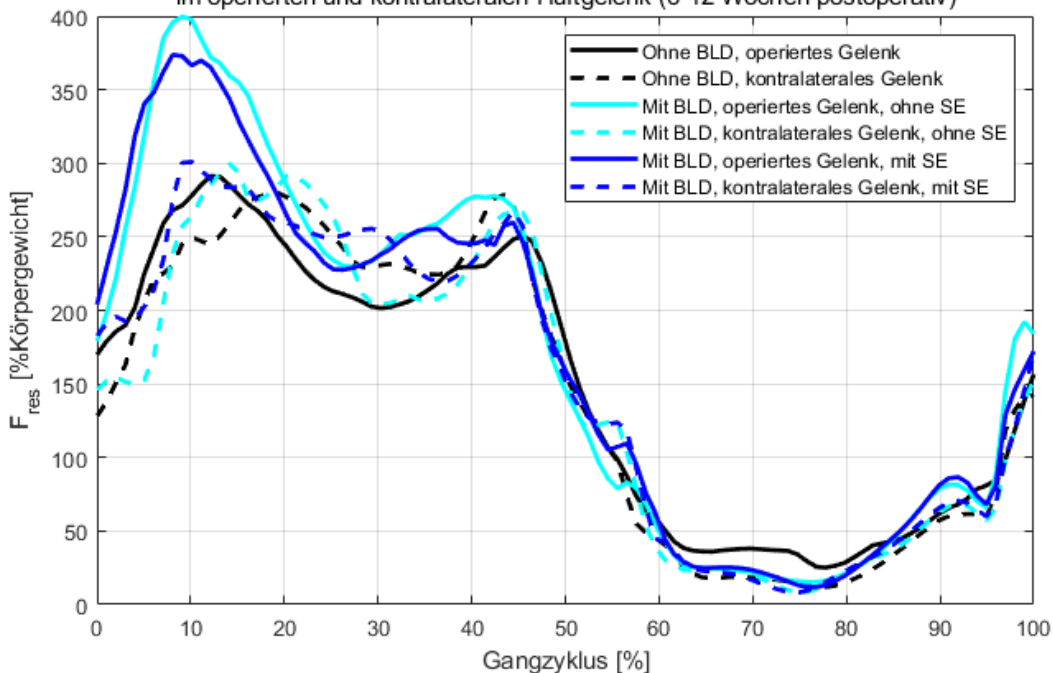
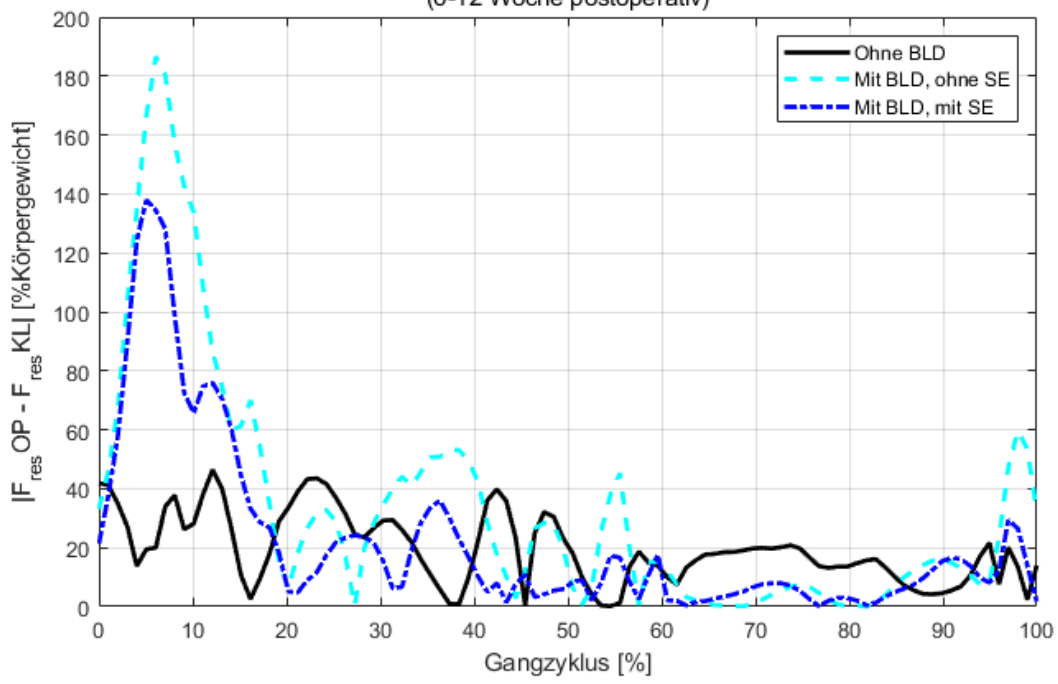


Abb. 2

Abb. 2: Belastungssymmetrie im operierten (OP) und kontralateralen (KL) Hüftgelenk (6-12 Woche postoperativ)



## OP109

### Kurzzeitstabilität der orthopädisch-biomechanischen Laufanalyseparameter nach Marquardt bei einer Laufband-Videoanalyse

J. Bartsch<sup>1</sup>, C. Schödel<sup>2,3</sup>, O. Ueberschär<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Hochschule Magdeburg-Stendal, Magdeburg, Deutschland

<sup>2</sup>Universität für Weiterbildung, Krems, Österreich

<sup>3</sup>Städtisches Klinikum, Dessau, Deutschland

<sup>4</sup>Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Leipzig, Deutschland

**Einleitung:** Biomechanische Laufanalysen, wie das Vier-Punkt-Modell nach Marquardt [1], werden zur Prävention von Fehl- und Überbelastungsschäden im Laufsport eingesetzt. Aus der Literatur ist bekannt, dass sich bestimmte Bewegungsparameter des Laufens in Abhängigkeit von Belastungsdauer und -intensität deutlich verändern können [2]. Ziel ist es daher, die Laufanalyseparameter nach Marquardt auf ihre Kurzzeitstabilität innerhalb der ersten drei Laufminuten hin zu untersuchen.

**Methoden:** Zwölf männliche Amateurfußballer wurden auf einem motorisierten Laufband in der sagittalen und dorsalen Ebene gefilmt. Der Test bestand aus drei vierminütigen Intervallen (barfuß 12 km/h; mit Schuhen 12 km/h; mit Schuhen 14 km/h) mit jeweils vier Minuten Pause, in denen u. a. die Borg-Skala erfasst wurde. Die zeitlichen und lauftechnischen Bedingungen wurden mittels zweifaktorieller ANOVA mit Messwiederholung analysiert.

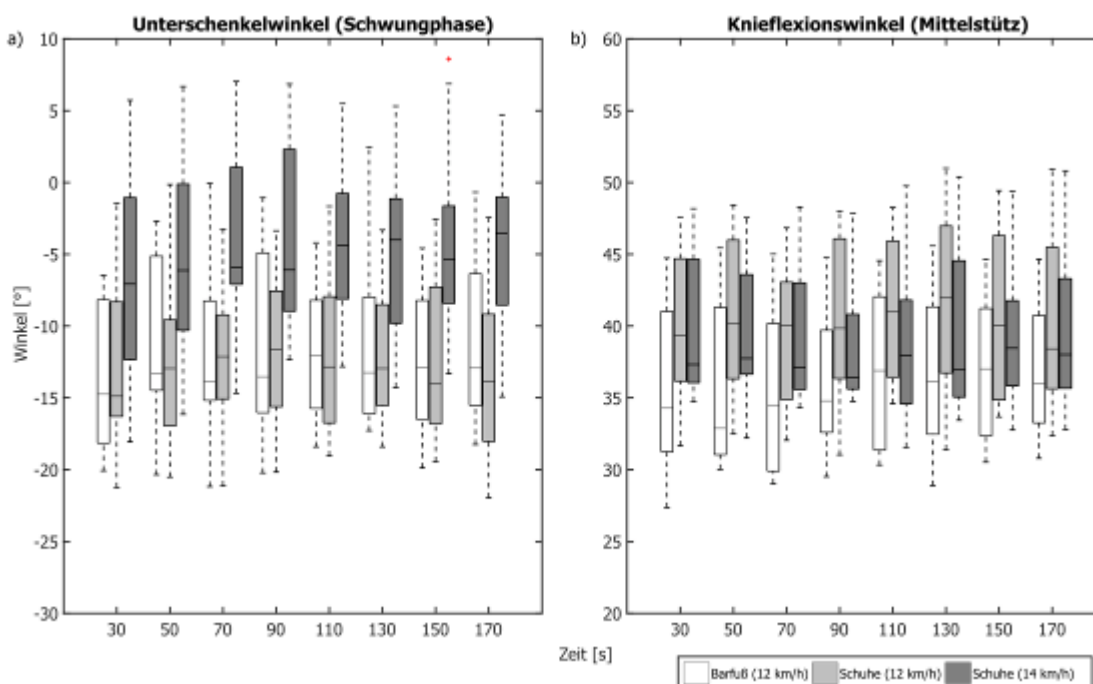
**Ergebnisse:** Im Vergleich der Laufbedingungen zeigen alle mittleren Gelenkwinkel mit Ausnahme des Fersen-Boden-Winkels signifikante Unterschiede. Im zeitlichen Verlauf zeigt die Hälfte der analysierten Winkel signifikante Veränderungen, z. B. der Knieflexionswinkel (Abbildung 1).

**Diskussion:** Aufgrund unserer Studienergebnisse ist davon auszugehen, dass bereits eine geringe Ermüdung der Muskulatur einen erheblichen Einfluss auf die Laufbewegung hat. Wir empfehlen daher, entsprechende Analyseverfahren nach Absolvierung einer einzelnen Trainingseinheit bzw. mit einer Vielzahl von Schritten zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchzuführen.

#### Literatur:

1. Marquardt, M., *Laufen und Laufanalyse. Medizinische Betreuung von Läufern*. Vol. 1. 2012, Stuttgart: Thieme Verlag. 276.
2. Zandbergen, M.A., et al., *Effects of level running-induced fatigue on running kinematics: A systematic review and meta-analysis*. *Gait & Posture*, 2023. **99**: p. 60-75.

Abb. 1



**OP110**

**Effects of functional electrical stimulation (FES) on gait function in adult patients with upper motor neuron syndrome at different phases of treatment**

*N. Bleichner<sup>1</sup>, M. Alimusaj<sup>2</sup>, H. Flor<sup>3</sup>, F. Nees<sup>4</sup>, S. Wolf<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinik Heidelberg, Bewegungsanalytik, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universityhospital Heidelberg, Technical Orthopedics, Department of Technical Orthopedics, Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Institute of Neuropsychology and Clinical Psychology, Central Institute of Mental Health Mannheim, Institute of Neuropsychology and Clinical Psychology, Central Institute of Mental Health Mannheim, Mannheim, Deutschland

<sup>4</sup>University Medical Center Schleswig Holstein Kiel University, Institute of Medical Psychology and Medical Sociology, Kiel, Deutschland

**Introduction:** Foot drop is a common impairment of patients with upper motor neuron disease [1]. Besides ankle foot orthoses FES is used as an alternative treatment. It shows the advantage of an active dorsiflexion and less joint restrictions while being more comfortable [2]. Even with minor biomechanical improvements, patients satisfaction can be high and superior to AFOs [3].

**Research question:** For a better understanding of how effects of FES evolve over time, gait function in patients starting their treatment and patients after one year of treatment are analyzed. Methods: The longitudinal and cross-sectional study consist of two groups. Newly treated patients (G1) and patients started their FES treatment at least 12 month ago (G2). Both groups run through two measurement days, 12 weeks apart, where gait analysis will be recorded with and without FES. To analyze general effects of FES, all walking conditions are grouped together. Until now, twelve patients in total have been measured for T1 (six of each group). For this intermediate analysis the effects of FES are descriptively analyzed over both groups together and for each group separately.

**Results:** General effects of FES over both groups show an increase in step length. Separated in each group, G1 shows an increase from 0.60 to 0.61 cm and for G2 from 0.61 to 0.63 cm. Walking speed over both groups increases as well. G1 stays at 1.02 m/s and G2 increases from 1.03 to 1.07 m/s. In terms of ankle kinematics, dorsiflexion during heel strike over both groups shows higher values. For G1 the increase is 1.06° and for G2 4.36°. Max. dorsiflexion during swing shows similar effects. G1 increases 1.23° and G2 2.90°.

**Discussion:** Early results show that effects of FES tend to be higher in G3, indicating effects of FES over time which might lead to an improved walking function and dynamic stability. To see how the effects of FES evolve over time in each group and during different walking conditions will be interesting to analyze.

**Abb. 1**

**Table 1: Mean spatio-temporal-parameters and ankle kinematics for FES OFF and ON for G1 and G3.**

	T1				
	G1+G3 (n=12)		G1 (n=6)		G3 (
	FESOFF	FESON	FESOFF	FESON	FESOFF
FootOff [%GC]	62.65	62.36	64.02	63.81	61.37
StepLength [m/s]	0.61	0.62	0.60	0.61	0.61
StepWidth [cm]	10.39	10.01	11.18	11.10	9.66
Cadence [steps/min]	98.29	98.31	100.80	100.24	95.96
Speed [m/s]	1.02	1.04	1.02	1.02	1.03
ankle kinematics [°]					
Dorsiflexion HS	-3.30	-0.53	1.11	2.17	-7.40
Dorsiflexion FO	-9.38	-6.70	-5.66	-3.07	-12.83
Dorsiflexion SW (Max)	0.67	2.76	4.10	5.33	-2.51
AnkleValgVar HS	2.30	1.20	-0.66	-0.87	5.05
AnkleValgVar FO	5.52	4.46	2.57	1.76	8.26
AnkleValgVar SW (Max)	3.13	2.32	0.68	0.38	5.41

FES= functional electrical stimulation; GC=gait cycle; HS= heel strike; FO=foot off; SW= swing phase;



## OP111

### Vorhersage der Gangkinetik unter Verwendung von IMU-Daten und künstlichen neuronalen Netzen

C. Gempfer<sup>1</sup>, G. F. Santos<sup>1</sup>, A. Hobein<sup>1</sup>, T. Kuhlitz<sup>1</sup>, C. Hurschler<sup>1</sup>, E. Jakobowitz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland

**Fragestellung:** Zur Vorhersage von Bodenreaktionskräften (GRF), Gelenkdrehmomenten (MOM) und Gelenkleistung (PW) mittels Inertial Measurement Units (IMUs) bieten künstliche neuronale Netze (KNN), wie das Multi-Layer Perceptron (MLP) und das Long Short-Term Memory (LSTM) vielversprechende Ergebnisse für laborungebundene Ganganalysen [1-2].

**Methoden:** 32 gesunde Probanden (P) (f = 12; Alter: 30,4 ± 8,7 Jahre) wurden mit dem Plug-In-Gait und 10 IMUs (Delsys) ganganalytisch (Vicon, AMTI) gemessen (Abb. 1). Zum Training der KNN wurden die Beschleunigungsdaten (ACC) der IMUs als Merkmale verwendet (18 Features) und jeweils die GRF, MOM und PW als Labels. Es wurden 1280 Schritte (32 P x 2 Beine x 20 Versuche) als zeitnormalisierte Standphase genutzt. 26 P wurden für die Hyperparameteroptimierung (HPO) und das Training des KNN genutzt und 6 als ungesehene Testdaten (split4). Die Leistungen des MLP und des LSTM wurden mit dem normalisierten mittleren quadratischen Fehler (nRMSE) und der Pearson Korrelation (r) für split4 quantifiziert.

**Ergebnisse:** Mit dem nRMSE zwischen 3,1% und 10,6% und r zwischen 0,79 und 0,99 waren sowohl das MLP als auch das LSTM in der Lage, die GRF, MOM und PW vorherzusagen. Die ant.-post. (AP) Komponente der GRF und das Knieflexionsmoment (KFM) zeigen hohe Korrelationen ( $r \geq 0,93$ ) (Abb. 2). Beim nRMSE zeigten sich für beide KNN die niedrigsten Werte für die AP GRF (MLP: 3,1%; LSTM: 4,1%) im Gegensatz zum Knieabduktionsmoment (MLP: 10,1%; LSTM: 10,6%).

**Schlussfolgerungen:** Die Gangkinetik kann aus IMU-Daten mit dem MLP und dem LSTM recht zuverlässig vorhergesagt werden. Mit dem MLP ist eine minimal bessere Genauigkeit als mit dem LSTM erreichbar. Für robustere und zuverlässigere Vorhersagen bedarf es weitere Messdaten. Zukünftig soll der Einfluss unterschenkelamputierter Prothesenträger auf die Leistung der KNN untersucht werden.

**Literatur:** [1] Mundt et al.(2021). Sensors:21(13):4535; [2] Moghadam et al.(2023). Scientific reports:13:5046

#### Abb. 1



Abb. 1: Instrumentierte Versuchsperson mit 10 IMUs und dem Plug-In-Gait (lower-body) Markerset

Abb. 2

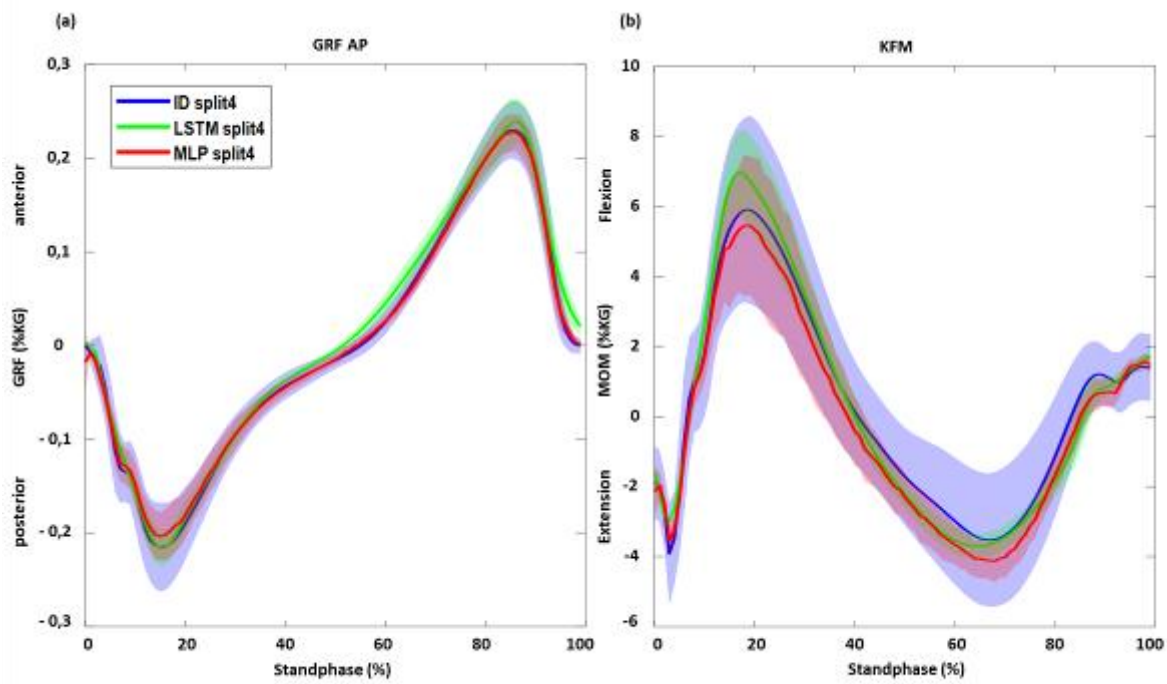


Abb. 2: Vergleich zwischen der gemessenen (ID) (blau) und der mit dem LSTM (grün) und mit dem MLP (rot) vorhergesagten (a) GRF AP bzw. (b) des KFM von 6 ungesehenen Probanden (split4)

# Biologische Gewebe

OP112

## Micromechanical characterisation of osteoarthritic subchondral bone by micropillar compression

S. McPhee<sup>1</sup>, L. Koria<sup>2</sup>, M. Mengoni<sup>2</sup>, M. Peña Fernández<sup>1</sup>, R. Beck<sup>1</sup>, J. Shephard<sup>1</sup>, C. Brockett<sup>2</sup>, U. Wolfram<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Heriot-Watt University, School of Engineering and Physical Science, Edinburgh, Vereinigtes Königreich

<sup>2</sup>University of Leeds, Institute of Medical and Biological Engineering, Leeds, Deutschland

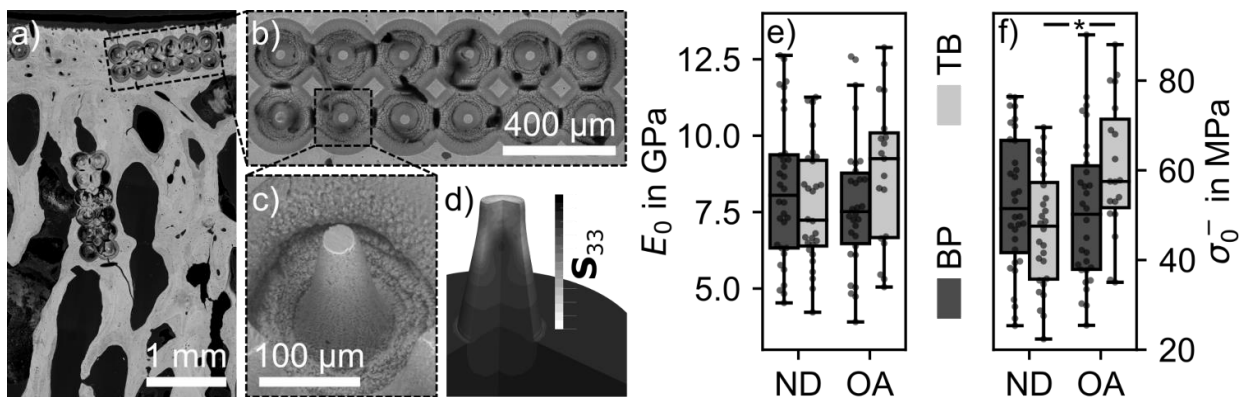
<sup>3</sup>Technische Universität Clausthal, Institut für Werkstoffkunde und Werkstofftechnik, Clausthal-Zellerfeld, Deutschland

**Introduction:** Osteoarthritis (OA) is a multifaceted joint disease primarily characterised by cartilage degeneration, causing pain and reduced mobility. Understanding the complex pathogenesis of OA is crucial for improving treatment strategies. Aside from cartilage changes, alterations in subchondral bone play a significant role in OA progression. While the macrostructural alterations are well documented, few studies explore the microscale mechanical properties of the constituent tissue. Our aim was to investigate whether microscale non-linear mechanical and compositional properties of OA subchondral bone differ from healthy bone.

**Materials:** Micropillars with an average height of 143.1  $\mu\text{m}$  and taper angle of 12.3°, were extracted by picosecond laser ablation in the subchondral bone plate (BP) and trabeculae (TB) of distal tibia specimens resected from 3 cadaveric donors (ND) and 2 arthroplasty patients (OA). Micropillars were hydrated and compressed uniaxially with a cyclic loading profile to a depth of 15  $\mu\text{m}$ . In silico micropillar compression was used to back-calculate the constituent elastic ( $E_0$ ) and yield ( $\sigma_0^-$ ) properties of each pillar. We used power law regression to evaluate whether variables attributed to the mineral and collagen phases, measured by quantitative backscattered electron microscopy (qBEI) and Raman spectroscopy, could explain the variability of the mechanical properties.

**Results & Conclusion:** ND and OA pillars exhibited a median (IQR)  $E_0$  of 7.83 (2.94) GPa and 8.23 (2.78) GPa and  $\sigma_0^-$  of 49.09 (21.88) MPa and 54.00 (25.63) MPa. Only  $\sigma_0^-$  was significantly different between the ND and OA trabeculae pillars. Power law regression revealed that the mineral density measured by qBEI was the primary explanatory compositional variable for predicting  $E_0$  and  $\sigma_0^-$ . The results suggest that microscale mechanical properties are largely unaffected by the progression of OA, especially in the context of drastic morphological changes that occur in late-stage OA.

Abb. 1



## OP113

### **Einfluss von zeitlicher Koordination und Gesamtvolumen mechanischer Belastung auf die Anpassung der Achillessehne *in vivo***

M. S. Tsai<sup>1,2</sup>, T. Domroes<sup>1,2</sup>, N. Pentidis<sup>1,2</sup>, S. Koschinski<sup>1,2</sup>, A. Schroll<sup>1,2</sup>, S. Bohm<sup>1,2</sup>, A. Arampatzis<sup>1,2</sup>, F. Mersmann<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland

**Einleitung:** Sehnen passen sich an mechanische Belastung an. In der akuten Belastungsreaktion von Sehnen ist dabei nach 24 bis 48 Stunden eine vorübergehende positive Nettokollagensynthese erkennbar, die möglicherweise ein günstiges Zeitfenster für erneute Belastungen darstellt. Zudem deutet sich bei einer Steigerung des Belastungsvolumens eine Sättigung der anabolen Zellreaktion an.

**Ziele:** Vor diesem Hintergrund wurden in dieser Längsschnittstudie die folgenden Hypothesen untersucht: (a) Eine hohe Reizdichte (24-48h zwischen Belastungen) ruft eine stärkere Anpassung der Achillessehne hervor als eine niedrigere. (b) Ein mittleres Belastungsvolumen löst zwar stärkere Effekte aus als ein niedriges, eine weitere Steigerung zeigt jedoch keine größere Wirkung.

**Materialien & Methoden:** Die beiden Beine von 39 männlichen Erwachsenen wurden jeweils zwei aus fünf Belastungsprotokollen zugeordnet, in denen die Reizdichte (2,5 bzw. 5 Einheiten pro Woche) und Gesamtbelastung (180 bis 300 s hohe Sehnenbelastung pro Woche) systematisch moduliert wurde. Vor und nach acht bzw. 16 Wochen Intervention wurden die mechanischen und morphologischen Eigenschaften der Achillessehne durch eine Kombination aus Ultraschall- bzw. MRT-Bildgebung und Kinetik bestimmt.

**Ergebnisse:** Die Datenanalyse zeigte eine signifikante Zunahme von Muskelkraft, Steifigkeit und Querschnitt der Sehne, ohne deutliche Unterschiede in der Wirksamkeit zwischen den Belastungsprotokollen. Unabhängig von Reizdichte und Gesamtvolumen zeigte die Steifigkeit der Sehne vorwiegend innerhalb der ersten acht Wochen eine deutliche Zunahme und ließ sich primär auf eine Veränderung der Materialeigenschaften zurückführen.

**Zusammenfassung:** Die Studienergebnisse legen den Schluss nahe, dass bei ausreichend hoher Belastung bereits ein geringes Gesamtbelastungsvolumen zu einer deutlichen Adaptation der Sehne führen kann. Die zeitliche Koordination von Belastung und Erholung scheint dabei jedoch sekundär zu sein.

## OP114

### Comparison of muscle path predictions using OpenSim and a novel geodesic model

*X. Chen<sup>1</sup>, M. Lavail<sup>2</sup>, S. Heinrich<sup>1</sup>, P. Pivonka<sup>2</sup>, S. Leyendecker<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Institute of Applied Dynamics, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Queensland University of Technology, Mechanical, Medical and Process Engineering, Brisbane, Australien

**Introduction:** Muscle forces in musculoskeletal modeling rely on the force-length relationship. Accurate muscle path prediction is crucial, typically assumed as straight lines and deviated using via points or wrapping surfaces. However, the modelled paths often exhibit inconsistencies and bone penetrations. To address this, we introduced a novel geodesic muscle path model[1,2].

**Objective:** Our goal is to predict realistic and consistent muscle paths over multiple bony surfaces using geodesics. We aim 1) to achieve muscle paths with zero bone penetration, 2) to prevent jumps of muscle paths and 3) to compare our predictions against those of the established OpenSim framework and against experimental muscle moment arms[3].

**Method and Result:** We approach the geodesic problem as a constrained optimisation with specified boundary conditions at the muscle origin and insertion points. Notably, our method guarantees zero penetration, contact and leave the bone surface tangentially and allow the incorporation of desired properties in the objective function, such as ensuring a smooth change in muscle length.

To test our framework, we developed several multi-body models with increasing complexity and number of muscles[1,4]. For each model, the geodesic method predicts consistent muscle paths and shows improvement compared to current solutions in OpenSim, with no bone penetration and prevent jumps. Both geodesic and OpenSim models were in close agreement with the experimental moment arm data.

**Acknowledgment:** This work was partly funded by the Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) – SFB 1483 – Project-ID 442419336, EmpkinS and the Centre for Biomedical Technologies (QUT). PP acknowledges support from the Australian Research Council (IC190100020).

[1] Penner et al. *Multibody System Dynamics* 56 (2022)

[2] Scholz et al. *Multibody System Dynamics* 36 (2016)

[3] Hik et al. *Journal of Anatomy* 234 (2019)

[4] Audenaert et al. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 92 (2008)

## OP115

### Fully automated analysis of cartilage composition based on MRI transverse relaxation time (T2) – clinical validation in ACL-injured knees in the OA-BIO eurostars project

*F. Eckstein*<sup>1,2</sup>, *N. M. Brisson*<sup>3</sup>, *S. Maschek*<sup>1</sup>, *A. Wisser*<sup>1,2</sup>, *F. Berenbaum*<sup>4,5</sup>, *G. N. Duda*<sup>3</sup>, *W. Wirth*<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Chondrometrics GmbH, Freilassing, Deutschland

<sup>2</sup>Paracelsus Medical University, Center of Anatomy, Salzburg, Österreich

<sup>3</sup>Julius Wolff Institut, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

<sup>4</sup>Moving Biotech, Lille, Frankreich

<sup>5</sup>Sorbonne University, INSERM, AP-HP; Saint-Antoine Hospital, Department of Rheumatology, Paris, Frankreich

**Introduction:** MRI cartilage transverse relaxation time (T2) was shown to reflect matrix collagen and hydration composition, histological grading, mechanical properties, and early osteoarthritis status.

**Purpose:** To compare automated vs. manual cartilage segmentation for MRI T2 analysis in terms of a) segmentation agreement, b) cross-sectional and longitudinal T2 accuracy, c) sensitivity to between-group differences of knees that sustained anterior cruciate ligament (ACL) injury.

**Methods:** We studied 20 ACL-deficient patients with dynamic instability (non-copers; 162±91d post-injury), 22 ACL-deficient without instability (copers; 162±91d), 13 with surgical ACL reconstruction (104±65d), and 16 healthy controls. Sagittal MESE MRI (1.5T, TE<sub>7</sub>: 9.7-68ms) was acquired at baseline (n=71) and 1-year later (n=55). Femorotibial cartilage plates were manually segmented by experienced readers, with quality control. The CNN algorithms were trained on MESE data from another study acquired with the same scanner (n=50). T2 was extracted from deep (50%) and superficial (50%) cartilage.

**Results:** Mean Dice Similarity Coefficients (DSCs) of automated vs. manual segmentation were 0.89 in the tibia and 0.83 in the femur. Deep layer femorotibial T2 was similar for automated (45.7±2.6ms) and manual (45.7±2.7ms) analyses, but superficial T2 was slightly overestimated by the automated (53.2±2.2ms) vs. manual (51.1±2.1ms) approach. Correlation of T2 by both approaches was  $r \geq 0.91$  for deep and  $\geq 0.86$  for superficial layers. A significant ( $p < 0.05$ ) longitudinal T2 increase was seen in the deep layer of the lateral femur, but not in other regions, using both methods. No relevant differences in baseline or longitudinal T2 were detectable between the ACL-injury groups vs. the healthy volunteers, using either method.

**Conclusions:** An automated, CNN-based approach of cartilage T2 analysis is clinically reliable at 1.5T for analyzing cartilage composition with MRI, cross-sectionally and longitudinally.

## OP116

### Entwicklung patientenindividueller 3D-gedruckter Wirbelreplikat

F. Metzner<sup>1</sup>, S. Schleifenbaum<sup>1</sup>, C. E. Heyde<sup>2</sup>, N. von der Höh<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, ZESBO – Zentrum zur Erforschung der Stütz- und Bewegungsorgane Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

**Einleitung:** Die komplexe Architektur der Spongiosa stellt aufgrund der Heterogenität eine große Herausforderung für die Entwicklung von individuellen Knochenreplikaten dar.

**Ziele:** Ziel der Studie ist die Entwicklung und Integration einer parametrisierbaren Gitterstruktur als individuelle Abstraktion der Spongiosa in lumbalen Wirbeln.

**Materialien & Methoden:** In 43 Wirbel von sechs Spendern (86.8±7.8 Jahre) wurden randomisiert auf einer Seite eine Pedikelschraube in klassischer Trajektorie instrumentiert und die maximale Auszugskraft  $F_{\max}$  bestimmt. Auf der Gegenseite wurde eine zylindrische Spongiosaprobe (Ø6x12mm) entnommen und im Druckversuch geprüft. Aus CT-Daten erfolgte die Bestimmung der Hounsfield-Einheiten (HU). Parallel wurde eine hexagonale Gitterstruktur modelliert, die durch das Verhältnis aus Stablänge  $L$  und Stabdicke  $t$  definiert ist. Die Charakterisierung des Gitters erfolgt durch 3D-Druck (Formlabs) und Druckversuche mit zylindrischen Proben. Zuletzt werden zwei Wirbel auf Basis ihrer HU rekonstruiert, je fünf Exemplare gefertigt, mit Pedikelschrauben instrumentiert und die Auszugskräfte ermittelt.

**Ergebnisse:** Es wurden signifikante Zusammenhänge sowohl zwischen der Druckfestigkeit vertebraler Spongiosa und den HU, als auch zwischen der Druckfestigkeit des Gitters und dem Verhältnis  $t/L$  nachgewiesen. Die Replikat weisen höhere  $F_{\max}$  als die entsprechenden Wirbel auf. Die Werte liegen jedoch innerhalb der Spannweite aller Humanversuche.

**Zusammenfassung:** Die Integration des Gitters in beliebige Konturen ermöglicht die Erzeugung individueller Knochenmodelle. Derartige Modelle ermöglichen nicht nur individuelle Testungen, sondern auch die reproduzierbare Erzeugung und Veränderung spezifischer Charakteristika (z.B. Osteoporose) und damit die Möglichkeit zur Simulation von Versorgungsstrategien und deren gezielte biomechanische Testung.

Abb. 1: Druckversuche mit Humanproben (links) und Gitterproben (rechts)

Abb. 2: Ergebnisse der Auszugsversuche

Abb. 1

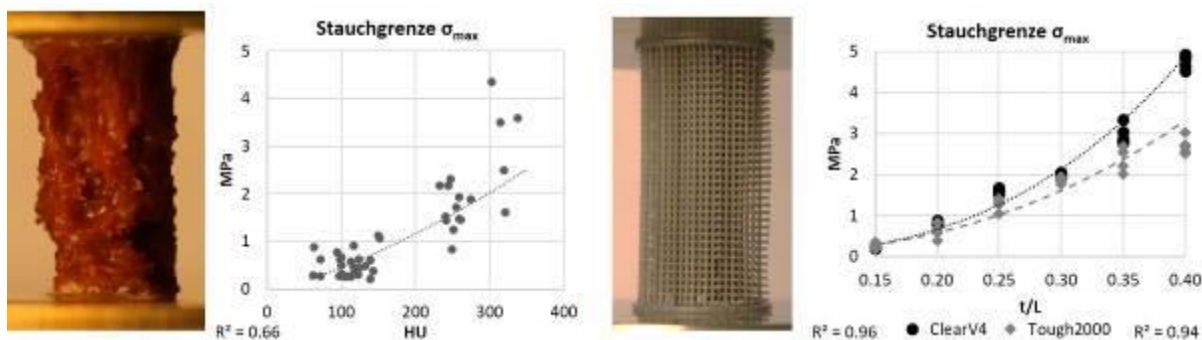
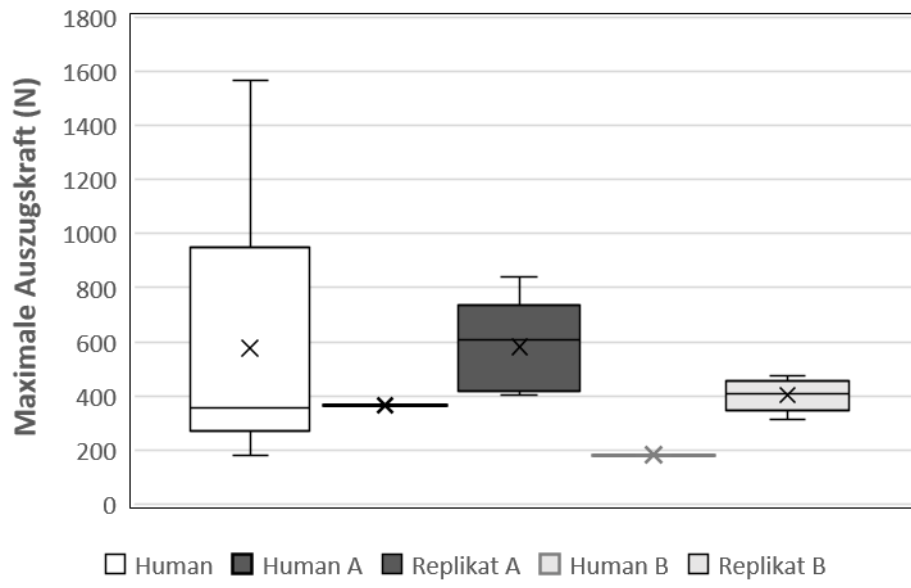


Abb. 2





**OP117****Infrared thermography as a monitoring-tool in youth elite soccer players***L. Verderber<sup>1</sup>, N. Masuch<sup>1</sup>, D. Schmidt<sup>1</sup>, A. M. C. Germano<sup>1</sup>*<sup>1</sup>Technische Universität Chemnitz, Arbeitsgruppe Motorik, Kognition und Neurophysiologie, Chemnitz, Deutschland

**Introduction:** Infrared thermography is increasingly established as an effective measure to detect injuries in soccer. This imaging method is characterized by objectivity, radiation-free operation, and non-invasiveness, and detects early signs of muscular overexertion based on surface skin temperatures on adults [1]. Most of these studies were conducted on adults [2]. Therefore, adolescents represent an unexplored population.

**Aims:** The present study investigated how leg skin temperatures change following soccer-specific training or resting period in youth elite soccer players.

**Methods:** Participants (n=12; Mean±SD: 15.67 ± 0.49 yrs) acclimatized to the room conditions and completed a short questionnaire. During each session, thermal images were taken using an infrared thermal camera. In the resting session, images were taken after two days of rest. In the training session, measurements were taken after two days of training. Skin temperatures were statistically analyzed.

**Results:** For both measured sessions, thermal images showed no significant asymmetries between left and right leg. However, descriptively, training induced an increase of temperature asymmetries. The training session induced a significant temperature increase for both anterior and posterior regions (table 1).

**Conclusion:** In this study, thermal images were shown to constitute a suitable tool to detect training-induced temperature changes. It is important to consider the appropriate timing of thermal images being taken. Further studies are needed to investigate asymmetries over a longer period of time in adolescents.

[1] Gebert, A. et al. (2015) GJSM, 66(9).

[2] Kumar, P. et al. (2022) JCOT, Vol. 24.

**Table 1:** Mean±SD temperature in °C between legs on two days of training; A, B, C and D= statistic significant (p<0.05)

**Abb. 1**

	Resting session		Training session	
	Right	Left	Right	Left
<b>Anterior</b>	31.51 ± 0.64 <sup>A</sup>	31.46 ± 0.56 <sup>C</sup>	32.83 ± 0.48 <sup>A</sup>	32.83 ± 0.46 <sup>C</sup>
<b>Posterior*</b>	32.11 ± 0.39 <sup>B</sup>	32.12 ± 0.36 <sup>D</sup>	33.40 ± 0.33 <sup>B</sup>	33.32 ± 0.32 <sup>D</sup>

## OP118

### Ist das Iliosakralgelenk ein vorgespanntes Feder-Dämpfer-System? Eine Vorspannungsanalyse des Ligamentum sacrotuberale

S. Kurz<sup>1</sup>, H. Steinke<sup>2</sup>, B. Fischer<sup>1</sup>, S. Schuberth<sup>1</sup>, C. Hobusch<sup>2</sup>, C. E. Heyde<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, ZESBO - Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, Institut für Anatomie, Leipzig, Deutschland

**Fragestellung:** Ziel dieser Studie war es, die intrinsische Vorspannung des Ligamentum sacrotuberale zu untersuchen, um die These der ligamentären Zuggurtung als mögliche Lastverteilungsvariante innerhalb des lumbopelvinen Systems zu prüfen.

**Methoden:** Es wurden Vorspannungsmessungen in situ an 20 Proben von 10 menschlichen Spenderkörpern durchgeführt und statistisch ausgewertet.

**Ergebnisse:** Das Ergebnis war eine unerwartet hohe Vorspannkraft mit einem Gesamtmittelwert von 118 N ± 74 N. Trotz signifikantem Altersunterschied zwischen Frauen und Männern in der Kohorte (Median 94 vs. 77 Jahre) gibt es erste Hinweise auf die geschlechtsabhängige Vorspannkraft des Ligamentum sacrotuberale mit einem Durchschnittswert von ca. 65 N für die 10 weiblichen und 172 N für die 10 männlichen Proben. Die Beurteilung weiterer Einflussfaktoren sowie deren statistische Auswertung zeigte ebenfalls eine Abhängigkeit der Vorspannkraft von Körpergröße, Alter und Elastingehalt.

**Schlussfolgerungen:** Das Ligamentum sacrotuberale ist somit in situ deutlich stärker vorgespannt als bisher in der Literatur angenommen. Entgegen den meisten Vermutungen ist es daher möglicherweise auch beim lebenden Menschen in aufrechter Haltung unter Muskelbelastung stärker vorgespannt. Dies führt zu der Hypothese, dass die Stabilität des Beckens stärker von der Vorspannung der Bänder abhängt als bisher erwartet. Diese Überlegungen spielen eine nicht zu unterschätzende Rolle bei numerischen Simulationen der Funktion des Iliosakralgelenks.

**Abb. 1:** Vorspannungsmessung am Ligamentum sacrotuberale **a:** Präparation **b:** Messung **c:** Durchtrennung des Ligamentes **d:** Probenentnahme zur Querschnittsbestimmung

**Abb. 2:** Ergebnisse zur Geschlechtsabhängigkeit **a:** Gemessene Vorspannkraft **b:** Vorspannung anhand des errechneten ligamentären Querschnitts

Abb. 1

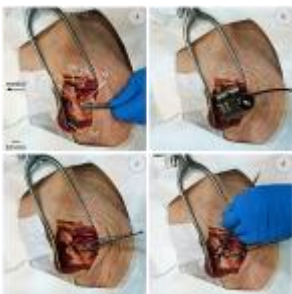
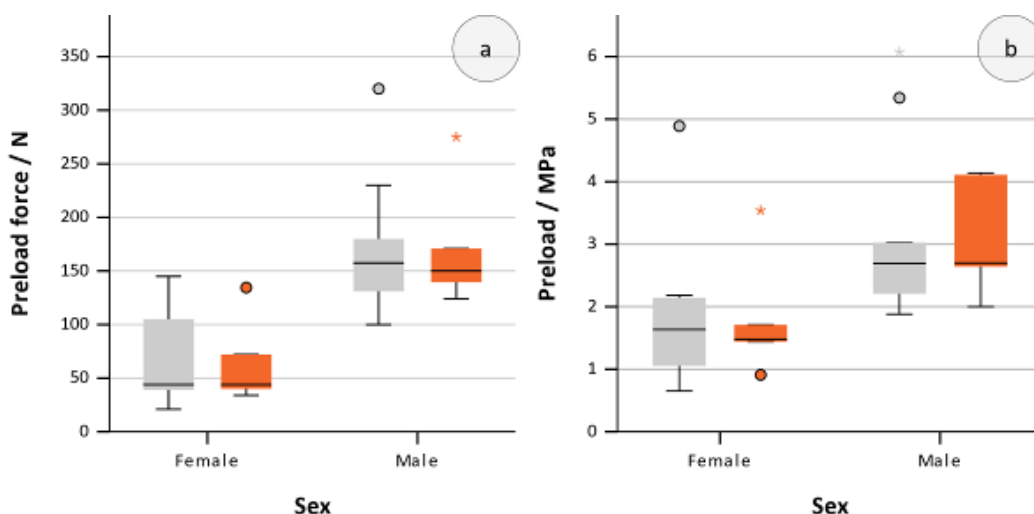


Abb. 2



## OP119

### Entwicklung einer Methodik zur Analyse der Anisotropie im trabekulären Beckenknochen

*C. Micheler<sup>1,2</sup>, K. Yavaşoğlu<sup>1</sup>, J. Kollofrath<sup>3</sup>, R. von Eisenhart-Rothe<sup>1</sup>, C. Große<sup>3</sup>, M. Zäh<sup>2</sup>, R. Burgkart<sup>1</sup>, J. Lang<sup>1,3</sup>*

<sup>1</sup>Technische Universität München, TUM School of Medicine and Health, Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Munich, Deutschland

<sup>2</sup>Technische Universität München, TUM School of Engineering and Design, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften, Garching, Deutschland

<sup>3</sup>Technische Universität München, TUM School of Engineering and Design, Lehrstuhl für zerstörungsfreie Prüfung, Munich, Deutschland

Die biomechanische Forschung hat sich bisher hauptsächlich auf die trabekuläre Struktur des Femurs konzentriert, was wesentlich zur Entwicklung und Optimierung von Endoprothesen beigetragen hat. Die trabekuläre Struktur des Beckens kann ebenfalls wertvolle Informationen für die Optimierung des Designs von acetabulären Implantaten liefern.

Ziel dieser Studie war es daher, eine Methodik zu entwickeln, um mögliche Vorzugsrichtungen der Trabekelstrukturen im Becken systematisch identifizieren zu können.

In dieser Studie wurden 5 humane Becken (w:4, m:1) mittels Mikro-CT (Auflösung 100 µm) untersucht, um hochauflösende Bilder der trabekulären Knochenstruktur zu erhalten. Die Bilder wurden anschließend mit der Software Dragonfly segmentiert (U-Net++), um die spongiöse Struktur des Beckenknochens zu isolieren. Für die detaillierte Analyse der Spongiosa wurden definierte Volumenelemente (5x5x5 mm) generiert und mit einer angepassten Mean Intercept Length (MIL) Methode in Dragonfly analysiert. Diese Analyse ermöglichte es, die Anisotropie der trabekulären Strukturen im Becken als Vektorfeld räumlich darzustellen.

Die Vektorfelder der Spongiosastruktur im Becken wurden visuell analysiert (Abb. 1 & 2). Die Auswertungen ergaben verschiedene Vorzugsrichtungen der Trabekel, die den Ansatzpunkten der Muskeln und Bänder sowie dem Kraftfluss vom Iliosakralgelenk zum Acetabulum entsprechen.

In dieser Studie waren hochauflösende Bilder und mehrere Segmentierungsiterationen grundlegend für die Anisotropieanalyse. Die Trabekel waren hauptsächlich entlang des Kraftflusses zwischen Iliosakralgelenk und Acetabulum ausgerichtet. Der methodische Ansatz über die MIL-Analyse war quantitativ, während die Bewertung der Vektorfelder bisher visuell und qualitativ erfolgte. Eine umfassende quantitative Analyse der einzelnen Vektorstränge ist noch ausstehend. Allerdings lieferten die vorhandenen Daten bereits aussagekräftige visuelle Ergebnisse im Becken.

#### Abb. 1

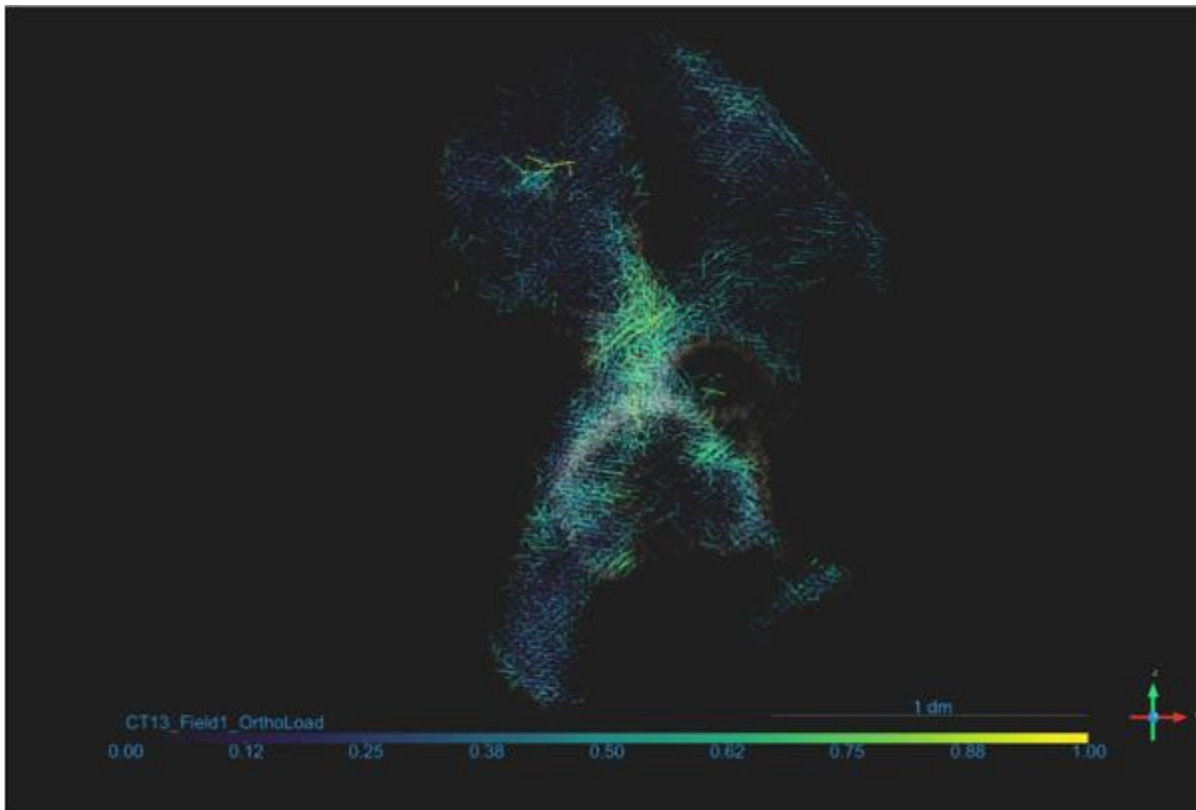


Abb.1: Darstellung des Anisotropiegrads in einem beispielhaften Hemipelvis durch entsprechende Farbcodierung der Vektoren

Abb. 2

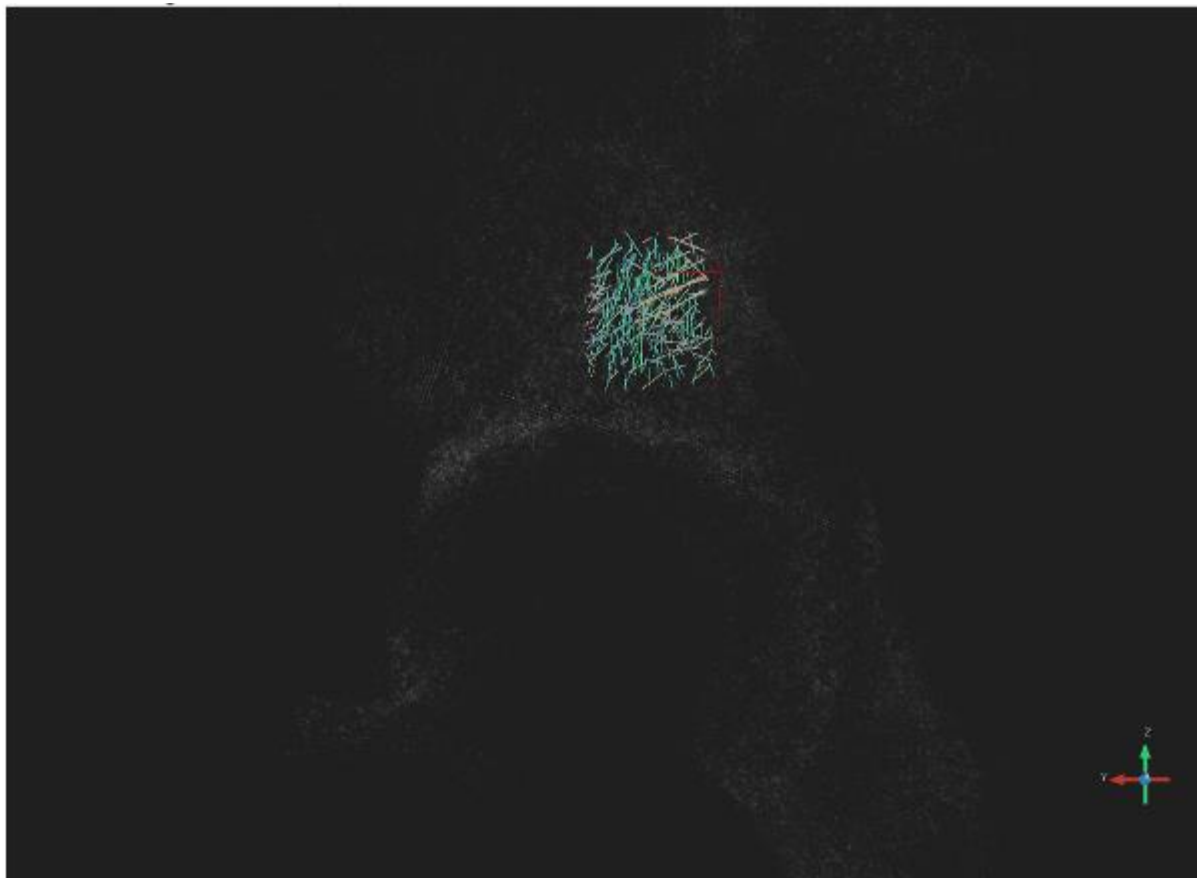


Abb.2: Darstellung eines visuellen Auswertewürfels (superior zum Acetabulum) mit farblicher Darstellung der Vektoren entsprechend ihrem Richtungsanteil (x: blau, y: rot, z: grün). Erkennbarer Vektoranteil mit überwiegendem z-Anteil (Kraftfluss vom Iliosakralgelenk) sowie y-Anteil.

# Gelenke und Bewegungsapparat

eP01

**Untersuchung zur Verlängerung der Instrumentierung im thorakolumbalen Übergang der Wirbelsäule – eine biomechanische in-vitro Studie**

D. Nebel<sup>1</sup>, B. Welke<sup>1</sup>, S. Kedah<sup>2</sup>, D. Daentzer<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Orthopädische Klinik - DIAKOVERE Annastift, Hannover, Deutschland

<sup>2</sup>Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik – DIAKOVERE Annastift, Hannover, Deutschland

**Einleitung:** Die ASD stellt ein bestehendes Problem nach PLF Primäroperation dar, wofür im Wesentlichen zwei Möglichkeiten für eine Revisionsoperation bestehen: großer Zugang und ganzer Stabwechsel oder kleinerer Zugang und Verwendung von Konnektoren (*axial=AK, seitlich=SK*).

**Ziele:** Untersuchung der Primärstabilität der *AK* und *SK* im Vergleich zum durchgängigen Stabsystem (*DS*) im thorakolumbalen Bereich. Nullhypothese: Vergleichbare Primärstabilität der Konnektoren zum *DS*.

**Materialien & Methode:** An 10 humanen Wirbelsäulenpräparaten (Th5-S1) wurden zwei Instrumentationslängen (Th6-S1 und Th10-S1) und zwei Instrumentationssegmente (L1/2 und Th9/10) in insgesamt 9 verschiedenen Zuständen mittels Reine-Momenten-Methode ( $\pm 7.5$  Nm), unter Nutzung eines Industrieroboter, untersucht und tROM, tNZ sowie iROMs berechnet. Die statistische Auswertung erfolgte mit einer ANOVA ( $\alpha=0,05$ ).

**Ergebnisse:** Total: Keine statistisch signifikanten Unterschiede für die tROM und tNZ in den drei Bewegungsrichtungen Flexion-Extension (FE), lateraler Beugung (LB) und axialer Rotation (AX) in den beiden Instrumentationslängen Th10-S1 und Th6-S1 (**Abb. 1**). Intersegmental - FE und AX: In den Instrumentationslängen Th10-S1 und Th6-S1 und den Instrumentationssegmenten L1/2 und Th9/10 konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der iROM beobachtet werden (**Abb. 2 A-C und G-I**). Intersegmental - LB: In LB ergab sich bei der Instrumentationslänge Th10-S1 im Segment L1/2 ein signifikanter Unterschied zwischen *AK* und *SK* ( $p=0.043$ ) (**Abb. 2 D**). Bei der Instrumentationslänge Th6-S1 konnte dieser Unterschied nicht beobachtet werden. (**Abb. 2 E**). Für das Segment Th9/10 zeigten sich in LB ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (**Abb. 2 F**).

**Zusammenfassung:** Es konnten vergleichbare Primärstabilitäten zwischen *AK*, *SK* und *DS* erreicht werden. Für die Klinik könnte der Einsatz von Konnektoren daher aufgrund des weniger invasiven Eingriffes eine Alternative zum *DS* bedeuten.

**Abb. 1**

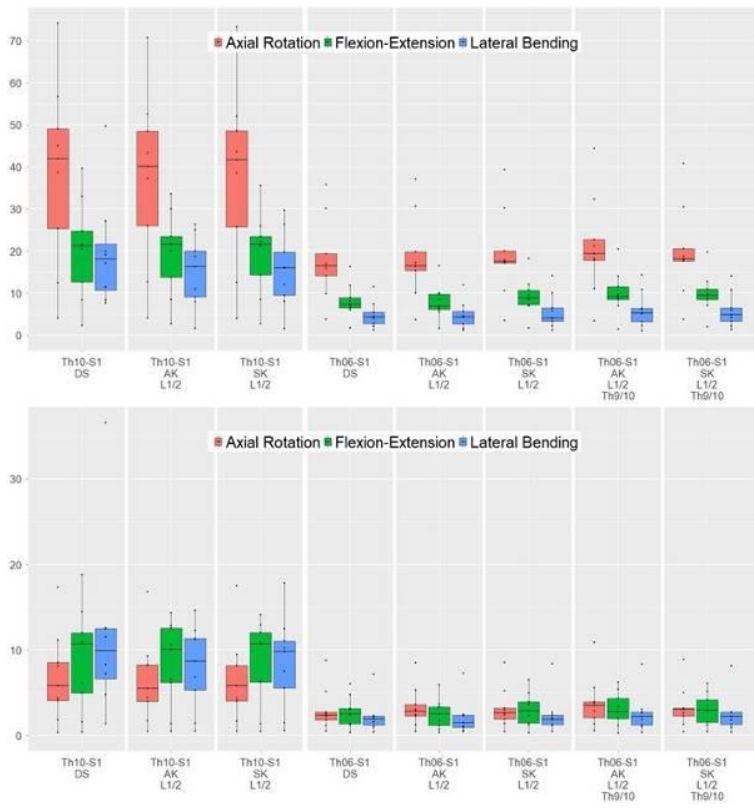
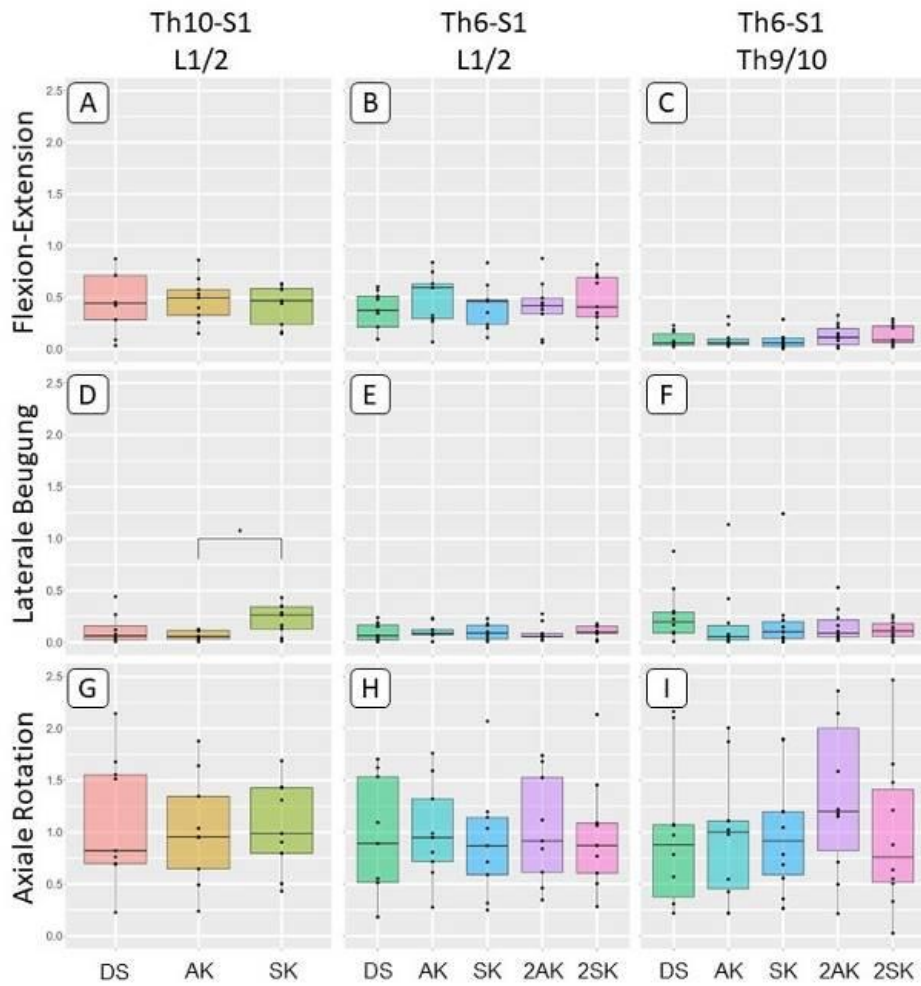


Abb. 2



## eP02

### Die deltotrapeziale Faszie stabilisiert das AC-Gelenk und ihre Rekonstruktion stellt die horizontale Stabilität bei AC-Gelenkdislokationen wieder her

T. Wendler<sup>1,2</sup>, T. Schöbel<sup>2</sup>, R. Heilmann<sup>1,2</sup>, S. Schleifenbaum<sup>1,2</sup>, J. D. Theopold<sup>2</sup>, P. Hepp<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Universität Leipzig, ZESBO – Zentrum zur Erforschung der Stütz- und Bewegungsorgane Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Leipzig, Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

Bei der Rekonstruktion von Dislokationen des Schulterergelenks (ACJ) liegt der Schwerpunkt meist auf der Wiederherstellung der AC-Kapsel oder der coracoclavicularen (CC) Bänder. Neuere Studien haben die Bedeutung der deltotrapezialen Faszie (DTF) und der zugehörigen Muskeln als dynamische Stabilisatoren des ACJ hervorgehoben.

In der Studie wurde daher folgende Hypothese untersucht: Die Rekonstruktion der DTF erhöht die Stabilität des ACJ in der horizontalen Ebene im Vergleich zur vollständigen Transsektion der Faszie.

Es wurden 5 Paare menschlicher Kadaverschultern, einschließlich der Torsi, mit einem elektromechanischen Prüfaufbau zyklisch anterior-posterior mit  $\pm 70\text{N}$  über 1000 Zyklen belastet. Die Schultern wurden in 3 Zuständen untersucht: Gruppe N: natives ACJ; Gruppe T: ACJ mit transsezierter DTF; Gruppe R: ACJ mit rekonstruierter DTF nach vorheriger Transsektion. Die relative Bewegung der Gelenkpartner wurde mit einem optischen 3D-Messsystem erfasst.

**Abb.1:** A) Schematisches Test-Setup. B) Hautschnitt Klavikula bis ACJ mit Testvorrichtung (\*) und Marker medial (x) und lateral (#) des ACJ.

Die über sämtliche gemessenen Zyklen gemittelte anterior-posteriore Verschiebung betrug für Gruppe N  $2,94\text{mm} \pm 1,26\text{mm}$ , für Gruppe T  $3,33\text{mm} \pm 1,37\text{mm}$  und für Gruppe R  $2,95\text{mm} \pm 1,08\text{mm}$ . Die mittlere anterior-posteriore Verschiebung in Gruppe T war nach jeder gemessenen Anzahl von Zyklen signifikant höher als in Gruppe N ( $p < 0,035$ ). Es gab hingegen keinen signifikanten Unterschied in der mittleren anterior-posterioren Verschiebung zwischen Gruppe N und Gruppe R ( $p \geq 0,33$ ).

**Abb.2:** Boxplot der Unterschiede der anterior-posterioren Translation ( $\Delta T_y$ ) zur nativen Situation.

Die Transsektion der DTF führt zu einer signifikant reduzierten Stabilität in der horizontalen Ebene des ACJ. Eine Rekonstruktion der DTF stellt die Stabilität des nativen ACJ in der horizontalen Ebene wieder her. Bei Operationen des ACJ wird daher eine chirurgische Rekonstruktion der DTF empfohlen.

**Abb. 1**

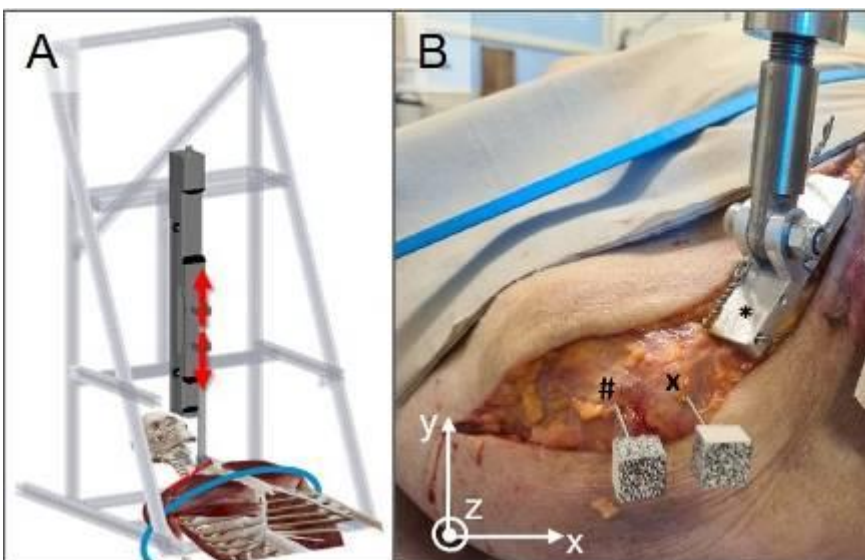
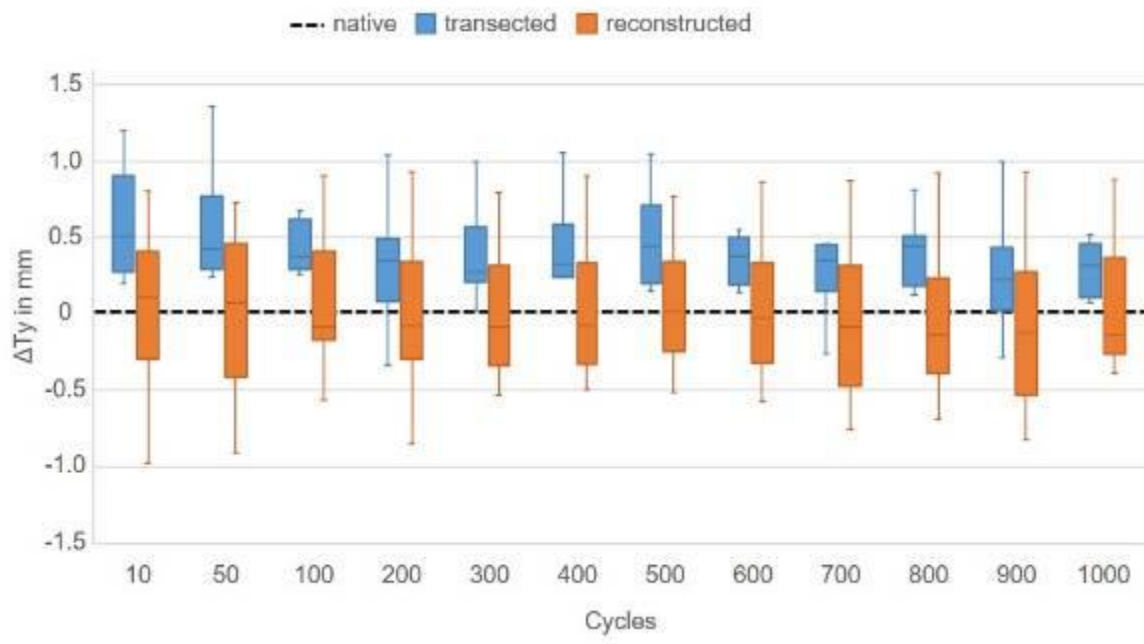


Abb. 2





## Defizite im Gangbild und der Muskelkraft bei Personen mit unilateraler Knieendoprothese korrelieren mit Biomarker für Knorpeldegeneration beim Bergabwandern

J. Bleuel<sup>1</sup>, I. Mittendorfer<sup>1</sup>, I. Komnik<sup>2</sup>, S. Willwacher<sup>3</sup>, A. Niehoff<sup>2</sup>, B. Michel<sup>1</sup>

<sup>1</sup>endogap Klinik für Gelenkersatz, Institut für Bewegungsanalyse und Sportmedizin, Garmisch-Partenkirchen, Deutschland

<sup>2</sup>Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik und Orthopädie, Köln, Deutschland

<sup>3</sup>Hochschule Offenburg, Institute for Advanced Biomechanics and Motion Studies, Offenburg, Deutschland

**Einleitung:** Personen mit unilateraler Knieendoprothese (KTEP) zeigen verminderte Muskelkräfte und eine reduzierte Flexion im operierten Knie beim Bergabwandern [1], wodurch das kontralaterale Kniegelenk überlastet werden kann [2]. Die Serum-Konzentration des Cartilage Oligomeric Matrix Proteins (sCOMP) steigt bei körperlicher Belastung und gilt als Biomarker für Veränderungen im Knorpelmetabolismus [3].

**Ziele:** Ziel war es, den Effekt des veränderten Gangmusters beim Wandern und der reduzierten Muskelkräfte bei KTEP auf die sCOMP Konzentration zu untersuchen.

**Materialien & Methoden:** Bei 25 KTEP ( $8,8 \pm 3,0$  Monate post OP) und 17 gesunden Personen (KON) wurden die Kniegelenkskinematik (Awinda, XSens, Niederlande) beim Bergabwandern, die maximale isometrische Muskelkraft in Quadriceps und Hamstrings (IsoMed2000, D.&R. Ferstl GmbH, Deutschland) und vor (Prä) und nach (Post) der Wanderung sCOMP (ELISA AnaMar, Medical AB, Schweden) ermittelt. Der Interaktionseffekt zwischen den Gruppen und den Messzeitpunkten wurde mittels ANOVA mit Messwiederholung analysiert. Die maximale Knieflexion während der Standphase und die maximale Muskelkraft wurden mit DELTAsCOMP (sCOMPPost - sCOMPPrä) korreliert.

**Ergebnisse:** sCOMP stieg bei KTEP durch die Wanderung von  $12,8 \pm 4,5$  U/L auf  $15,2 \pm 5,0$  U/L und bei KON von  $9,6 \pm 3,4$  U/L auf  $10,9 \pm 3,6$  U/L. Der Interaktionseffekt war signifikant mit  $p = 0.01$ . DELTAsCOMP der KTEP korrelierte negativ mit der maximalen konzentrischen Kraft im Quadriceps bei  $50^\circ/\text{s}$  ( $r = -0,5$ ;  $p < 0,05$ ; Abb. 1) und bei  $120^\circ/\text{s}$  Winkelgeschwindigkeit ( $r = -0,5$ ;  $p < 0,05$ ; Abb. 1) und mit der maximalen Flexion im operierten Knie ( $r = -0,4$ ;  $p < 0,05$ ; Abb. 2) beim moderaten Bergabwandern. In KON korrelierte DELTAsCOMP positiv mit der maximalen Knieflexion beim moderaten ( $r = 0,5$ ;  $p < 0,05$ ; Abb. 2) und steilen Bergabwandern ( $r = 0,5$ ;  $p < 0,05$ ).

**Zusammenfassung:** Je größer die Defizite in der Gangmechanik und in der Muskelkraft bei KTEP, desto mehr stieg sCOMP durch die Wanderung. Dies kann auf eine Überlastung des Knorpels in kontralateralen Gelenken durch die körperliche Aktivität hinweisen.

[1] Bleuel et al. 2024 [2] Zeni et al. 2019 [3] Andriacchi et al. 2015

Abb. 1

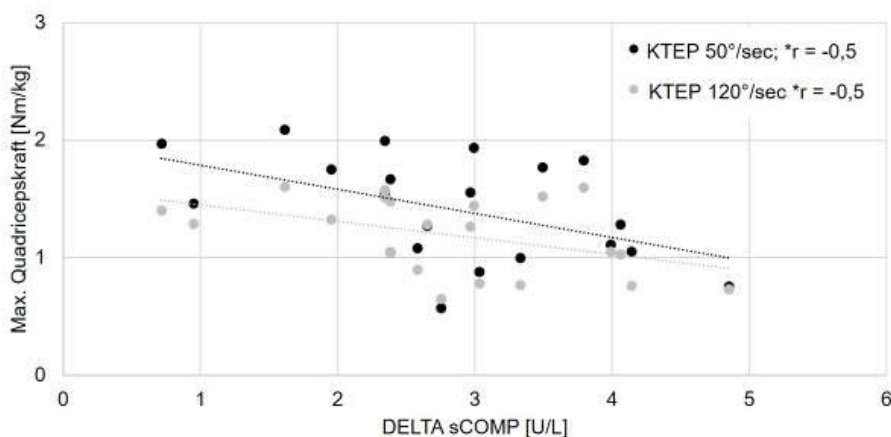


Abb. 1: Korrelation zwischen relativer maximaler konzentrischer Quadricepskraft [Nm/kg] und DELTAsCOMP [U/L] in KTEP bei  $50^\circ/\text{s}$  (schwarz) und  $120^\circ/\text{s}$  (grau) Winkelgeschwindigkeit. \*sig. Korrelation  $p < 0,05$

Abb. 2

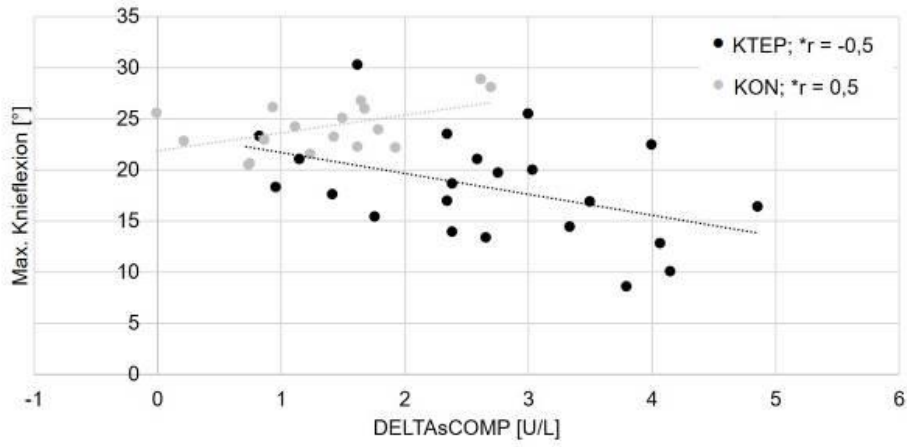


Abb. 2: Korrelation zwischen der maximalen Knieflexion während der Standphase [°] beim moderaten Bergabwandern und DELTAsCOMP [U/L] in KTEP (schwarz) und KON (grau). \*sig. Korrelation  $p < 0,05$

## eP04

### **CT-basierte Untersuchung des Einflusses einer Syndesmosenverletzung auf die Stellung des distalen Tibiofibulargelenks unter Berücksichtigung verschiedener Fußpositionen**

*M. Heilemann<sup>1,2</sup>, F. Souleiman<sup>2</sup>, R. Hennings<sup>2</sup>, P. Hepp<sup>2</sup>, B. Gueorguiev<sup>3</sup>, G. Richards<sup>3</sup>, D. Gehweiler<sup>3</sup>, G. Osterhoff<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>ZESBO – Zentrum zur Erforschung der Stütz- und Bewegungsorgane, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Leipzig, Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

<sup>3</sup>AO Research Institute Davos (ARI), Davos, Deutschland

**Einleitung:** Isolierte instabile Verletzungen der Syndesmose bleiben häufig unerkannt, was zu gravierenden Folgeschäden führen kann. Die optimale Detektion einer funktionell relevanten Syndesmosenverletzung wird diskutiert. Die intraoperative Stabilitätsbeurteilung ist aktuell der Goldstandard.

**Ziele:** Ziel dieser Arbeit war es zu analysieren, ob anhand verschiedener nichtneutraler Fußpositionierungen unter Gewichtsbelastung eine präoperative Detektion einer Syndesmosenverletzung mittels CT-Bildgebung möglich ist.

**Materialien & Methoden:** 14 gepaarte Körperspenderunterschenkel wurden in einem CT-Rahmen positioniert und mit 700N belastet. Alle CT-Aufnahmen erfolgten in fünf Fußpositionen: Neutralstellung (N), externe/interne Rotation (ER/IR), dorsale/plantare Flexion (DF/PF). Anschließend wurden alle Anteile der Syndesmose verletzt und die CT-Bildgebung in allen Fußpositionen wiederholt. Aus den CT-Daten wurden 3D-Modelle des distalen Tibiofibulargelenkes (DTFG) erstellt. Anschließend wurden automatisiert drei 3D-Parameter berechnet, welche die Stellung der DTFG mit verletzter Syndesmose relativ zum nativen Ausgangszustand beschrieben: Clear Space Difference, Translation Angle, Vertical Offset.

**Ergebnisse:** Die Verletzung der Syndesmose führte zu einer signifikanten ( $p < 0,05$ ) posterioren Translation der Fibula bei ER ( $4,34^\circ$ ; SD  $1,63^\circ$ ) und bei DF ( $1,32^\circ$ ; SD  $1,16^\circ$ ) sowie zu einer signifikanten anterioren Translation bei IR ( $-2,08^\circ$ ; SD  $1,65^\circ$ ). Der Clear Space zwischen Tibia und Fibula zeigte sich durch Verletzung der Syndesmose lediglich in ER signifikant vergrößert ( $0,46\text{mm}$ , SD  $0,46\text{mm}$ ).

**Zusammenfassung:** Bei Fußrotation, insbesondere ER, führte die Verletzung der Syndesmose zu den deutlichsten Stellungsunterschieden des DTFG relativ zum nativen Ausgangszustand. Funktionelle CT-Bildgebung unter Berücksichtigung entsprechender nichtneutraler Fußstellungen stellt somit eine vielversprechende Möglichkeit zur präoperativen Detektion einer instabilen Syndesmosenverletzung dar.

eP05

### Correlation between ankle proprioception during upright stance and balance in healthy adults

*N. Masuch<sup>1</sup>, J. A. E. Navarro<sup>1</sup>, F. P. Carpes<sup>2</sup>, D. Schmidt<sup>1</sup>, A. M. C. Germano<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Technische Universität Chemnitz, Arbeitsbereich Motorik, Kognition & Neurophysiologie, Chemnitz, Deutschland

<sup>2</sup>Federal University of Pampa, Applied Neuromechanics Research Group, Uruguaiana, Brasilien

**Introduction:** Balance heavily relies on ankle proprioception [1], which is often assessed in supine or seated positions [2]. Hence, the lack of weight bearing in these postures could influence the association between proprioception and balance.

**Aims:** Here we investigate the relationship between ankle proprioception during upright stance and balance in male and female participants.

**Materials & methods:** Participants (n=37, 19 male, 25.1 ± 3.6 yrs) completed a 35-s quiet stance followed by an anterior limits of stability test (12 s) on a force plate (fig. 1). Center of pressure (COP) was quantified. Next, ankle proprioception was assessed in the dominant and non-dominant leg by measuring the absolute error during a passive joint position sense test (1.25 °/s and 2.5 °/s) targeting an angle of 5 ° dorsiflexion during upright standing (fig. 2). Males and females were compared by Mann-Whitney U test and correlations were verified using Spearman correlation (both  $\alpha = 0.05$ ).

**Results:** Female participants showed lower absolute error values for two fast conditions and moderate correlations between ankle proprioception in the dominant foot and COP static velocity, and anteroposterior displacement (all  $p < 0,05$ ). No significant correlations we observed for male participants.

**Conclusion:** A moderate relationship was found between ankle proprioception and balance when both measures were performed with participants standing upright. However, it remains unclear whether the better proprioception in females has played a role on these relationships. Future studies should investigate proprioceptive function in this posture in elderly.

[1] Han, J., et al. (2015). BioMed research international, 2015.

[2] Stillman, B. C., & McMeeken, J. M. (2001). Australian Journal of Physiotherapy, 47(4), 247-253.

**Figure 1:** Measurement of quiet stance and limits of stability.

**Figure 2:** Measurement of ankle proprioception.

Abb. 1

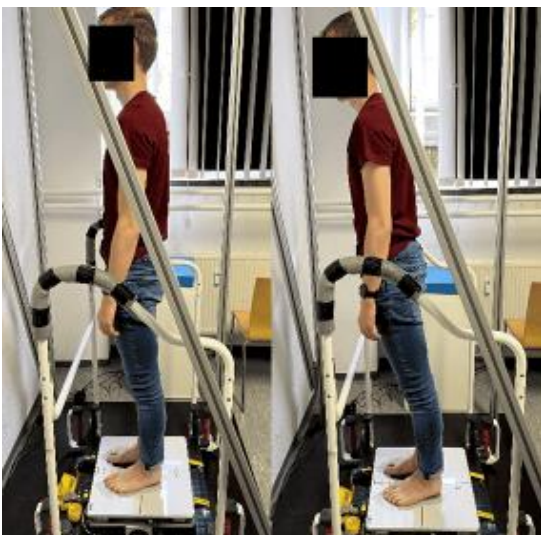


Abb. 2



## Eignungsuntersuchung einer orthodontischen Mess- und Simulationsapparatur

*M. Prinz<sup>1</sup>, W. Schmölz<sup>2</sup>, L. Thiel<sup>2</sup>, A. Crismani<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Innsbruck, Österreich

<sup>2</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Univ. Klinik für Orthopädie und Traumatologie, Innsbruck, Österreich

<sup>3</sup>Medizinische Universität Innsbruck, Univ. Klinik für Kieferorthopädie, Innsbruck, Österreich

**Einleitung:** Zahnfehlstellungen werden durch die Anwendung gezielter Kräfte und Momente auf die Zähne korrigiert. Übermäßige Kräfte oder Momente können zu unerwünschten Nebenwirkungen wie Wurzelresorption und Schäden am Parodont führen. (1)

Die hier präsentierte Messapparatur besteht aus drei Zähne, die nach oben-unten und rechts-links verschiebbar sind. Auf jeden der drei Zähne kann ein Bracket aufgebracht werden, welches in Verbindung mit einem Draht Kräfte und Momente einleiten kann. Die Belastung auf jeden Zahn kann mit Kraftsensoren in zwei Richtungen und einem Momentensensor gemessen werden.

**Ziel:** Es wurde die Messabweichung, die Reproduzierbarkeit und die Eignung des Apparats ermittelt.

**Methoden:** Zunächst wurden bekannte Kräfte und Momente isoliert auf jeweils eines der drei Zähne aufgebracht und mit dem theoretischen Wert verglichen (n=25).

Außerdem wurden zwei Zähne mit einem Draht verbunden und die 6 Geometrien nach Burstone für weitere Messungen (n=10) nachgestellt (2). Als Vergleich dienten Werte, welche historisch berechnet wurden (2), sowie Werte, die mit der Finiten-Elemente- Methode (FEM) berechnet wurden.

**Ergebnisse:** Die Mittelwerte der isolierten Kraftmessungen wichen zwischen 4-8% vom theoretischen Wert ab, die Mittelwerte der Momentenmessungen bis zu 11%.

Die Mittelwerte der Kraftmessungen der Burstone Geometrien waren 8-35% kleiner als die FEM Werte. Die Mittelwerte der gemessenen Momente waren 8-20% kleiner.

Die historisch berechneten Werte der Burstone Geometrien waren alle größer als die FEM Werte. Die Kräfte hatten eine Abweichung von 2-17%, die Momente 9-19%.

**Fazit:** Die Messapparatur besitzt eine ausreichende Genauigkeit, um kieferorthopädische Anordnungen, bestehend aus drei Brackets, qualitativ zu untersuchen. Besonders bei komplexen Kraftsystemen bietet die Apparatur oftmals einen Vorteil gegenüber berechneten Annäherungen.

1. Diedrich P, Kieferorthopädie II.;2000.
2. Burstone CJ et al. American Journal of Orthodontics 1974

## Biomechanischer Effekt der Nail-Plate-Docking Technik zur Behandlung peri-implantärer Femurfrakturen

*M. Jordan<sup>1</sup>, J. Bremer<sup>1</sup>, M. Heilig<sup>1</sup>, P. Heilig<sup>1</sup>, R. H. Meffert<sup>1</sup>, S. Hölscher-Doht<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Würzburg, Unfallchirurgie, Würzburg, Deutschland

**Hintergrund:** Peri-implantäre Femurfrakturen sind eine wissenschaftlich wenig beachtetet Frakturmorphologie die aber aufgrund der Inzidenzsteigerung von Hüftfrakturen, verursacht durch den demographischen Wandel, rapide an klinischer Bedeutung gewinnt. Die ideale operative Versorgung von peri-implantären Femurfrakturen bleibt aufgrund einer geringen biomechanischen Datenlage bisher ungeklärt. Diese Studie untersucht den Effekt einen intramedullären Nagel mit einer Plattenosteosynthese zu verbinden (Nail-Plate-Docking) um die Gesamtstabilität des Femurs zu steigern.

**Material und Methoden:** In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche synthetische Femurmodelle mit einem proximalen Femurnagel und einer Schrägfraktur unterhalb des Nagels (Fraktur Typ Chan N1A) mit einer LCP-Platte versorgt. In der Kontrollgruppe wurde die Platte nicht mit dem Nagel verbunden, während in der Interventionsgruppe die Platte über eine Schraube mit dem distalen Verriegelungsloch des Nagels in Kontakt gebracht wurde. Die Proben wurden sowohl auf deren Stabilität gegenüber Torsion als auch axiale Belastung mithilfe einer Materialprüfmaschine und eines optischen Systems analysiert.

**Ergebnis:** Die Daten für Gesamtverschiebung, Steifigkeit, Maximallast, Deformation bei Maximallast und Frakturspaltdislokation zeigen eine höhere Stabilität der Kontrollgruppe ohne Docking. Der Widerstand gegenüber Torsion ist bei den Interventionsgruppe mit Docking höher, wobei dieser Unterschied nicht signifikant war.

**Interpretation:** Die Ergebnisse deutet darauf hin, dass die Nail-Plate-Docking Technik die Stabilität unter axialer Belastung verringert. Es gibt jedoch eine Tendenz zur mehr Rotationsstabilität. Daher können Chirurgen die Verriegelung in Erwägung ziehen, wenn eine höhere Stabilität gegenüber Torsionsbelastungen erforderlich ist oder sich dagegen entscheiden, wenn axiale Stabilität bevorzugt wird.

eP08

## **Nutzung von Kontaktberechnungen zur Abschätzung der Auswirkung von Modellfehlern auf die Passgenauigkeit dentaler Restaurationen**

*S. Rues<sup>1</sup>, S. Hetzler<sup>1</sup>, P. Rammelsberg<sup>1</sup>, W. Bömicke<sup>1</sup>, M. Waldecker<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

**Einleitung:** Fehler des räumlichen Abbilds der Patientensituation sind Gegenstand aktueller Forschung. Die Auswirkung dieser Fehler auf die Passgenauigkeit dentaler Restaurationen kann meist nur rudimentär geschätzt werden.

**Ziel:** Entwicklung einer auf Finite-Elemente (FE)-Kontaktberechnungen basierenden Methodik zur Berechnung der Endposition einer Restauration beim Einsetzen.

**Material & Methoden:** Eigene Untersuchungen zu Modellfehlern basierten auf einem Referenzmodell mit 6 präparierten Zahnstümpfen und einem hochgenauen digitalen Referenzdatensatz. Mit Dental-scans (stl-Datensätze der Oberfläche) dieses Modells wurden Restaurationen (20 µm Randspalt, 60 µm Zementspalt) designt. Bei dieser Fragestellung sind elastische Verformungen an Zähnen und Restauration vernachlässigbar klein. Sowohl die stl-Oberflächen der Referenzstümpfe als auch der geplanten Restaurationen wurden daher direkt in FE-Netze (Schalen) konvertiert. Alle Knoten der Restaura-tionsinnenseite wurden festgehalten und die zugehörigen Elemente bildeten die Zielseite. Die sehr steifen Zahnstumpfschalen wurden mit Kontaktelementen (Area-to-Area Kontakt, Penalty-Verfahren, Kontaktoffset) überzogen. Relativbewegungen zwischen Kiefer und Restauration wurde über die Fixierung der Stümpfe auf einer elastisch gebetteten starren Platte realisiert, die individuelle Zahn-beweglichkeit über zwischengeschaltete Strukturen. Nach dem Fügen mit  $F = 300\text{ N}$  wurde die so verschlüsselte Position auf Rand- und Innenpassung untersucht.

**Ergebnisse:** Es ließen sich Berechnungen für viele Scans mit geringem Arbeitsaufwand durchführen, weil diese als Zielflächen in der Kontaktberechnung einfach ausgetauscht werden konnten. Es ließen sich Parameteranalysen für die Auswirkung von Pfeilerbeweglichkeit (Zahn/Implantat), Zementfilmdicke und CAD-Spaltmaßen durchführen.

**Zusammenfassung:** Die entwickelte Methodik ermöglichte, Modellfehler quantitativ mit den für Zahnärzte wichtigen Spaltmaßen zu korrelieren.



**Einfluss eines Kragens auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftschäften. Erreichen unterdimensionierte Hüftschäfte mit Kragen noch genügend Stabilität? Eine biomechanische Studie**

*M. Kistler<sup>1</sup>, A. Steinbrück<sup>1,2</sup>, F. Schmidutz<sup>1,3</sup>, A. C. Paulus<sup>1,3,4</sup>, B. M. Holzapfel<sup>1</sup>, M. Woiczinski<sup>1,5</sup>*

<sup>1</sup>Muskuloskelettales Universitätszentrum München (MUM), Klinikum der Universität München, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Munich, Deutschland

<sup>2</sup>Orthopaedic Surgical Competence Center Augsburg (OCKA), Vinzenz-von-Paul-Platz 1, 86152 Augsburg, Germany, Augsburg, Deutschland

<sup>3</sup>Orthopaedic Center Rosenheim, Äußere Münchener Straße 94, 83026 Rosenheim, Germany, Rosenheim, Deutschland

<sup>4</sup>Orthopaedic Specialist Center Weilheim, Johann-Baur-Str. 5, 82362 Weilheim, Germany, Weilheim, Deutschland

<sup>5</sup>Orthopaedic Department of the Waldkliniken Eisenberg, Professorship of the University Hospital Jena, Campus Waldkliniken Eisenberg, Klosterlausnitzer Straße 81, 07607, Eisenberg, Germany, Eisenberg, Deutschland

Zementierte HTEPs oder die Verwendung eines Kragens können periprothetische Frakturen deutlich reduzieren. So zeigt der zementfreie CORAIL<sup>®</sup>-Hüftschafft im deutschen Endoprothesenregister bessere Überlebensraten, was möglicherweise auf Verwendung eines Kragens zurückzuführen ist. Ziel dieser biomechanischen Studie war die Untersuchung der Primärstabilität (Mikrobewegung) von standardmäßigen und unterdimensionierten Hüftschäften mit und ohne Kragen.

Dazu wurde ein etablierter zementfreier Hüftschafft jeweils mit und ohne Kragen, unterdimensioniert (Größe 13) und mit einer Standardversorgung (Größe 15) in Kunstknochen implantiert (n = 7). Nach der Präkonditionierung wurde unter physiologischer Bedingung zyklisch die Primärstabilität gemessen. Dazu wurde die dreidimensionale Mikrobewegung am Interface Knochen/Implantat mit Hilfe eines optischen Messsystems jeweils an drei ventralen und medialen Messpunkten aufgezeichnet.

Obwohl die Verwendung eines Kragens leicht erhöhte Mikrobewegungen ergab, zeigten sowohl die unterdimensionierten Schafftgrößen als auch die Standardschaftgrößen keinen signifikanten Unterschied beim Vergleich der Primärstabilität mit und ohne Kragen. Die absoluten Mikrobewegungen variierten bei unterdimensionierten Schafftgröße je nach Messpunkt im Mittel zwischen  $50,6 \mu\text{m} \pm 12,6 \mu\text{m}$  und  $237,7 \mu\text{m} \pm 36,7 \mu\text{m}$ . Die Werte der Standardgröße zeigten niedrigere Bewegungen zwischen  $39,7 \mu\text{m} \pm 10,7 \mu\text{m}$  und  $132,0 \mu\text{m} \pm 48,8 \mu\text{m}$ .

Die Ergebnisse der unterdimensionierten Schafftgrößen zeigten an den proximalen und mittleren Messpunkten keine signifikanten Unterschiede in der Mikrobewegung. Lediglich der ventrale mittlere Punkt zeigte zwischen der Standardschaftgröße und dem unterdimensionierten Schafft mit Kragen einen signifikanten Unterschied. Distal hingegen zeigten unterdimensionierte Schäfte sowohl mit und ohne Kragen signifikant höhere Mikrobewegungen.

## eP10

### Ein 3D-gedrucktes biomechanisches Modell zur Testung von Versorgungskonzepten an der Wirbelsäule

*M. Schonhoff<sup>1</sup>, R. Trefzer<sup>2</sup>, S. Jäger<sup>1</sup>, W. Pepke<sup>2</sup>, J. P. Kretzer<sup>1</sup>, S. Hemmer<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Die biomechanische Testung von der Versorgung der kindlichen Wirbelsäule ist komplex. Humane Wirbelsäulen sind nicht standardisiert und zusätzlich noch kostspielig. In den meisten Fällen werden daher nur kleine Segmente untersucht.

In dieser Studie wurde ein 3D-gedrucktes biomechanisches Wirbelsäulenmodell erstellt, welches unter anderem für die Untersuchung von Spondylodesesystemen verwendet werden kann. Hierfür wurde eine anatomische Rekonstruktion der Strukturen einer kindlichen Wirbelsäule aus einem hochauflösenden Photonen-CT erstellt, sodass die natürliche S-förmige Krümmung und die Größe der einzelnen Wirbelkörper und der Bandscheiben für das Modell übernommen werden konnten. Laut Norm F1839-08 wird der Wirbelkörper bei der Testung von Pedikelschrauben durch einen Hartschaum aus Polyurethan einer bestimmten Dichte ersetzt, um den spongiösen Knochen standardisiert widerspiegeln zu können. Zur Validierung wurde mithilfe von Ausrißversuchen von Pedikelschrauben der genormte Hartschaum mit 3D-gedruckten PLA-Prüfkörpern verglichen. Dabei wurden die Parameter wie die Füllichte und das Füllmuster jeweils so angepasst, dass es mit den Werten des Norm-Schaumes übereinstimmt. Die Bandscheiben werden in anderen Studien durch normative Druckfedern ersetzt. Diese haben jedoch nicht die optimalen Geometrien. Mithilfe von Druckversuchen wurden 3D-gedruckte TPU Prüfkörper validiert, sodass diese der Druckfestigkeit von Bandscheiben entsprechen.

Diese 3D-gedruckte Wirbelsäule ist eine Kombination aus dem anatomischen Modell und normativ vorgeschriebenen Parametern. Ein solches Modell kann für verschiedene Fragestellungen individuell angepasst werden. Sowohl die Geometrie, die Knochendichte oder der zu untersuchende Bereich ist flexibel änderbar.

# Sport und Klinik

eP11

## Biomechanische Analyse der Band- und Sehnenstruktur des Kniegelenks

*S. Schleifenbaum<sup>1</sup>, B. Fischer<sup>1</sup>, M. Florian<sup>1</sup>, F. Wang<sup>1</sup>, L. Zheng<sup>2</sup>, J. D. Theopold<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, ZESBO – Zentrum zur Erforschung der Stütz- und Bewegungsorgane Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

Bei Verletzungen im Bereich des Kniegelenks sind meistens Band- oder Sehnenstrukturen betroffen. Um die Strukturen und damit verbundene Versagensmechanismen besser zu verstehen, ist ein spezifisches Verständnis der biomechanischen Eigenschaften der einzelnen Strukturen notwendig. Ziel dieser Studie war eine biomechanische Analyse der Sehnen- und Bandstrukturen im Bereich des Kniegelenks, um gewebespezifische mechanische Kennwerte zu akquirieren. Es wurden 5 Kniegelenke (fresh frozen) von 3 Spendern verwendet. Anschließend wurden diese von der Haut abwärts zum Knochen hin präpariert. Dabei wurden die jeweiligen Bänder und Sehnen des Knies separiert, entnommen und für einen uniaxialen Zugversuch zugeschnitten. Die Proben wurden mittels 3D-gedruckten Probenhaltern in der Prüfmaschine eingespannt. Im Anschluss erfolgte die Abformung des Probenquerschnittes, gefolgt von einem quasistatischen Zugversuch bis zum Probenversagen. Es konnten insgesamt 67 Proben aus 14 verschiedenen Bändern und Sehnen erfolgreich getestet werden. Von jeder Struktur wurden mindestens zwei Proben erfolgreich geprüft. Es ergab sich eine Range des Querschnitts zwischen den Strukturen von 1,9 - 69,0 mm<sup>2</sup>. Die Zugfestigkeit lag im Bereich von 0,5 - 68,9 MPa und für das Elastizitätsmodul zwischen 2,1 - 316,9 MPa. Die Versagensdehnung lag dabei in einer Range von 6,2 - 47,2 %. Die Ergebnisse zeigen eine deutliche gewebspezifische Schwankung in den Festigkeiten und Elastizitätsmoduln auf. Diese Punkte liefern die Grundlage für den Aufbau einer biomechanischen Parameterdatenbank, um z.B. realistischere Modelle im Bereich der Finite-Element-Methode generieren zu können. Gleichzeitig liefern die erhobenen Daten die Basis für mögliche Ersatzmaterialien bzw. Implantate im Bereich des ligamentären bzw. tendinösen Halteapparats des Kniegelenks. Die Ergebnisse dieser Studie Einblicke in die Verteilung der lasttragenden Strukturen des Kniegelenks und deren Rolle in der Stabilisierung des Kniegelenks.

## eP12

### Effects of feet warming on plantar pressure distribution, pain threshold, and skin sensitivity

M. M. Paz<sup>1</sup>, M. S. Machado<sup>1</sup>, D. Schmidt<sup>2</sup>, A. M. C. Germano<sup>2</sup>, F. P. Carpes<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Pampa, Applied Neuromechanics Research Group, Uruguaiiana, Brasilien

<sup>2</sup>Chemnitz University of Technology, Motor control, Cognition and Neurophysiology, Chemnitz, Deutschland

**Introduction:** The sensory inputs from the feet are essential for gait and posture. It was shown that temperature interventions can alter foot afferent inputs, improving tactile sensitivity [1], with potentially positive effects on postural control [2]. Further effects of temperature interventions could effect pain sensitivity and plantar pressure.

**Aim:** To investigate whether improved tactile sensitivity following foot warming induces changes in foot pain sensitivity and plantar pressure distribution in adults.

**Materials & Methods:** Twenty-five adults ( $22.52 \pm 3.27$  yrs) were evaluated for tactile sensitivity (monofilaments), pain threshold (mechanical pain pressure), and plantar pressure (instrumented mat) during single-leg stance. This parameters were measured before and after a foot-warming protocol that increased foot temperature by  $\sim 6$  °C [3]. Sensitivity, pain thresholds, and plantar pressure were analyzed for the forefoot, midfoot, and rearfoot.

**Results:** Foot warming improved tactile sensitivity (Table 1) and reduced pain thresholds (Table 2). However, plantar pressure distribution measurements did not differ between pre- and post-warming conditions.

**Summary:** Warming the feet improved cutaneous afferent information but did not change plantar pressure distribution in young adults. Improving sensitivity without changing plantar pressure distribution can be interesting in developing orthoses and footwear with clinical applications in sports, rehabilitation, and ergonomics.

[1] Schmidt et al., Clin Neurophysiol Pract. 27;2:38-43 (2017).

[2] Machado et al., The Foot, 50; 0958-2592, (2022).

[3] Machado et al., Gait Posture, 102:132-138, (2023).

**Table 1:** Mean  $\pm$  SD of skin sensitivity (Log10). Pre- and post-heating assessments: \*  $p < 0.05$ .

**Table 2:** Mean  $\pm$  SD of pressure pain threshold (N/cm<sup>2</sup>). Pre- and post-heating assessments:\*  $p < 0.05$ .

#### Abb. 1

	Right foot		Left foot	
	Pre	Post	Pre	Post
Forefoot	$0.29 \pm 0.8$	$0.20 \pm 0.1$	$0.26 \pm 0.1$	$0.16 \pm 0.1$
Midfoot	$0.27 \pm 0.1$	$0.17 \pm 0.1$	$0.27 \pm 0.1$	$0.21 \pm 0.1$
Rearfoot	$0.41 \pm 0.1$	$0.31 \pm 0.1^*$	$0.42 \pm 0.1$	$0.31 \pm 0.1^*$

Abb. 2

	Right foot		Left foot	
	Pre	Post	Pre	Post
Forefoot	36.34 ± 9.6	25.45 ± 7.5*	31.73 ± 8.3	22.35 ± 6.7*
Midfoot	44.80 ± 8.9	33.71 ± 7.3*	45.13 ± 12.4	34.15 ± 10.2*
Rearfoot	27.20 ± 7.8	20.70 ± 5.5*	23.91 ± 6.7	16.94 ± 5.4*

eP13

**Spatial neuromuscular activation of the M. Biceps femoris and the force-length-relationship in isometric contractions**

A. Faßbender<sup>1</sup>, K. Karamanidis<sup>2</sup>, W. Potthast<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>Universität Koblenz, Institut für Sportwissenschaft, Koblenz, Deutschland

Despite extensive research on hamstring injuries, their incidence and time-loss rates are rising and the biceps femoris long head (BFLh) is the most prevalent muscle, primarily injured at the proximal muscle-tendon junction<sup>1</sup>. The behavior of neuromuscular activation of the BFLh in different situations and its impact on BFLh injury risk is unclear. The study aims to describe and compare regional spatial muscle activation amplitude and distribution of the BFLh in isometric contractions at short, intermediate and long Muscle-Tendon-Unit (MTU) lengths. High-density EMG was used to gain spatiotemporal insight into muscle activation and its relation to the Force-Length-Relationship (FLR) of the BFLh.

Isometric knee flexion contractions were performed using an Isomed2000 and a 64-electrode HD-EMG matrix (positioned at 35% BFLh muscle length) three MTU lengths (0°, 45°, 90° hip flexion with 45° knee flexion). Activity maps were generated from Root Mean Square values from contractions in each MTU length at a specified target knee flexion torque (constant across conditions), both of which were normalized to a maximal-effort contraction in the 45° hip position.

Results showed a decrease in the required nRMS to reach 25% Isomed torque of MVC45 with increasing MTU length, suggesting that the proximal BFLh operates on the ascending limb of the FLR. Entropy (measure for heterogeneity / homogeneity of a signal) values indicated homogenous neuromuscular activation across all trials, and did not show meaningful differences between conditions.

In summary, in this setup the BFLh operates on the ascending limb of the FLR. Findings regarding spatial distribution remain inconclusive as Entropy values indicated homogeneous activation with minimal differences between conditions. Further investigation is warranted to enhance our understanding of spatial muscle activity in the BFLh and interpret these results in the context of injury mechanisms.

1 Ekstrand, J. et al. (2023). Hamstring injury rates in men's professional football: The UEFA Elite Club Injury Study, 2001/02-2021/22. *Br J Sports Med*.

Abb. 1

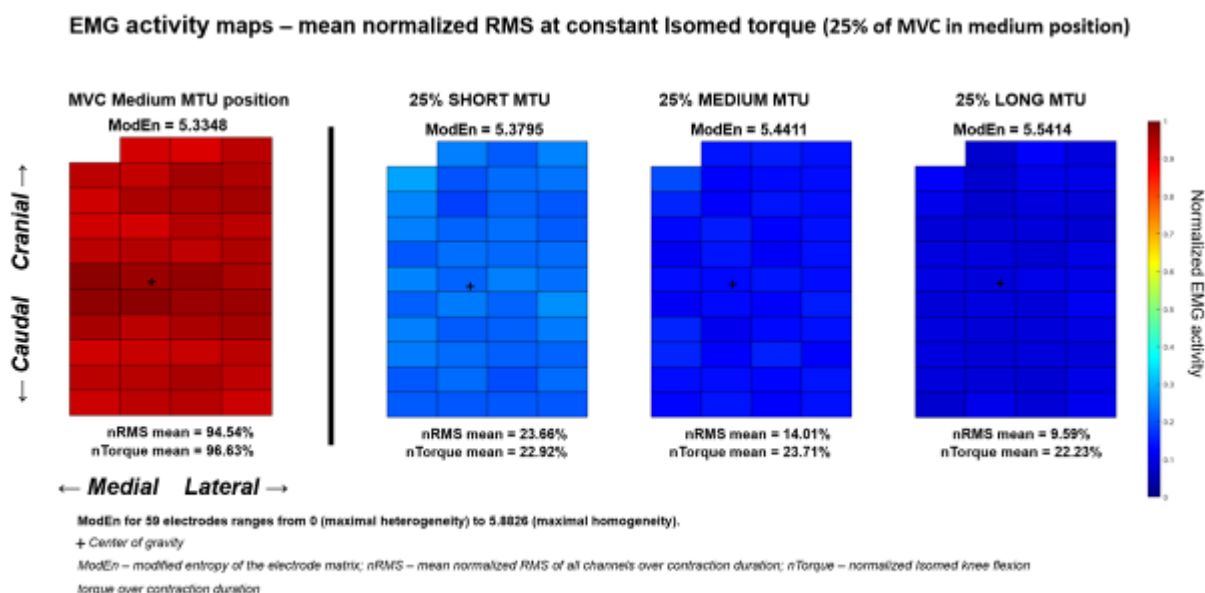


Figure 1. EMG activity maps: Mean normalized Root Mean Square (nRMS) values for each of the 64 electrodes are color-coded to show amplitude of muscle activation for the MVC measurement as well as three MTU-length conditions. nRMS and nTorque shown here are mean values for the contraction duration at the target torque, averaged across all subjects.

#### eP14

### Effects of a physical exercise session performed after a school content teaching on the modulation of students' learning

B. T. T. Crespo<sup>1</sup>, A. L. T. Tadielo<sup>1</sup>, M. G. de Gomes<sup>1</sup>, A. M. C. Germano<sup>2</sup>, P. B. Mello-Carpes<sup>2,1</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Pampa, Physiology Research Group, Uruguaiana, Brasilien

<sup>2</sup>Chemnitz University of Technology, Motor control, Cognition and Neurophysiology, Chemnitz, Deutschland

**Introduction:** The learning process requires information acquisition and consolidation, processes that are mediated by neural changes. Preclinical studies have demonstrated that a single physical exercise session can modulate consolidation, involving mechanisms such as increased noradrenergic activity [1].

**Goals:** This study aims to evaluate the effects of a single aerobic exercise session on learning of a school content.

**Materials & Methods:** Students in the 8th year of an Elementary Brazilian Public School were divided into Control (CT; n=26) and Physical Exercise Group (PE; n = 26). After a class addressing cell biology content, the students in the PE group ran for 30 minutes at moderate intensity, controlled by the Borg Effort Scale and heart rate. Immediately after exercise, saliva was collected to measure salivary  $\alpha$ -amylase levels, an indirect measure of noradrenergic activation. Knowledge tests to assess the students' learning of class content were performed 3h, 24h, and 7 days after the students attended the class. The tests were divided into easy, intermediate, and difficult questions. Saliva was also collected at the same times.

**Results:** In the 24h test, the number of correct answers of the PE group was higher than those in the CT group on easy ( $P = 0.028$ ) and difficult ( $p = 0.0026$ ) questions (Fig 1). No difference between the groups was found in the tests carried out 3h and 7 days after the class. An increase in salivary  $\alpha$ -amylase levels was verified in the PE group 3h ( $p = 0.026$ ) and 24h ( $p = 0.009$ ) collections (Fig 2).

**Summary:** We confirmed that as in animal models [1], physical exercise can modulate learning, resulting in improved memory. Furthermore, a single physical exercise session can modulate noradrenergic activity, altering the salivary alpha-amylase levels until 24h after the exercise. We highlight that these data are preliminary, and the sample number is being expanded.

[1] Vargas et al., Behav Brain Res, 30:329, 120-6 (2017).

Abb. 1

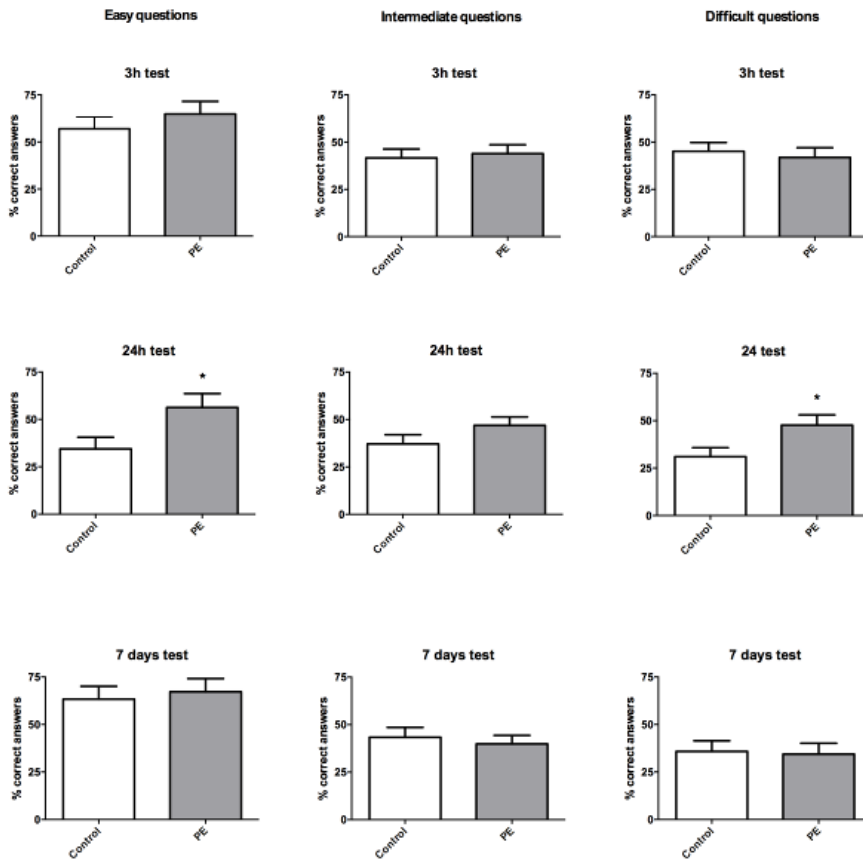


Figure 1. Percentage of correct answers of students in the knowledge evaluation tests performed 3 hours, 24 hours, and 7 days after teaching. \* P < 0.01 in Mann-Whitney test. PE = Physical exercise group. n = 26/group.

Abb. 2

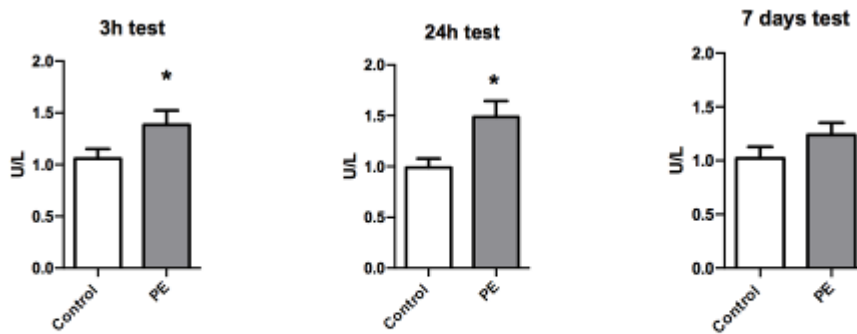


Figure 2. Measurement of  $\alpha$ -amylase salivary levels of students 3 hours, 24 hours, and 7 days after learning (normalized considering the basal measurement). \* P < 0.01 in Mann-Whitney test. PE = Physical exercise group. n = 26/group.



## eP15

### Paraspinal muscle endurance is related to paraspinal muscle fatigue in patients with lumbar spinal stenosis: A preliminary analysis

*T. Braunwarth*<sup>1,2</sup>, *D. Koch*<sup>1,3,4</sup>, *C. Nüesch*<sup>1,3,4,5</sup>, *S. Schären*<sup>1</sup>, *A. Mündermann*<sup>3,4,5</sup>, *D. Ignasiak*<sup>6</sup>, *S. Ferguson*<sup>6</sup>, *C. Netzer*<sup>1,4,5</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Basel, Department of Spine Surgery, Basel, Schweiz

<sup>2</sup>Karlsruhe Institute of Technology, Institute of Sports and Sports Science, Karlsruhe, Deutschland

<sup>3</sup>University of Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz

<sup>4</sup>University Hospital Basel, Department of Orthopaedics and Traumatology, Basel, Schweiz

<sup>5</sup>University of Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz

<sup>6</sup>ETH Zürich, Institute for Biomechanics, Zürich, Schweiz

**Introduction:** Diminished endurance capacity<sup>1</sup> and excessive fatigue of paraspinal muscles<sup>2</sup> have been reported in patients with low back pain. To date, it is unknown if similar changes occur in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis (sLSS).

**Aims:** The purpose of this study was to determine associations between paraspinal muscle endurance and muscle fatigue and examine differences in muscle fatigue between paraspinal muscles and sides in patients with sLSS.

**Methods:** We included 37 patients with sLSS (25M/12F; age, 69±9.1 years; body mass index, 25.6±4.4 kg/m<sup>2</sup>) in this study. Electromyography (EMG) sensors were attached bilaterally to the longissimus, iliocostalis and multifidus muscles. Muscle endurance and fatigue were tested with a modified Biering-Sørensen (BS) test (Fig.1). Paraspinal muscle endurance was assessed as the duration of the BS test. The median frequency (MDF) was calculated from the EMG power spectrum using 1s analysis windows with 50% overlap. Paraspinal muscle fatigue was assessed as the slope of the regression line of the MDF time series during the BS. Spearman correlation was used to investigate correlations between endurance and fatigue parameters, and Wilcoxon signed-rank tests to detect differences in muscle fatigue between paraspinal muscles and sides.

**Results:** At 4 of 6 muscle sites, endurance time correlated with MDF slope (R=0.340 to 0.520; Fig.2). MDF slopes showed positive correlations between all paraspinal muscles (R=0.330 to 0.710). No differences between left and right side MDF slopes were observed (P>0.130).

**Conclusion:** The greater paraspinal muscle fatigue in patients with worse endurance performance suggests that muscle fatigue may limit performance. More research is needed to increase our understanding of factors that determine muscle fatigue in patients with sLSS.

**Funding:** SNF#204461

<sup>1</sup>Matheve T et al. J Clin Med 2023

<sup>2</sup>Steele J et al. Cur Med Res Op 2014

Abb. 1

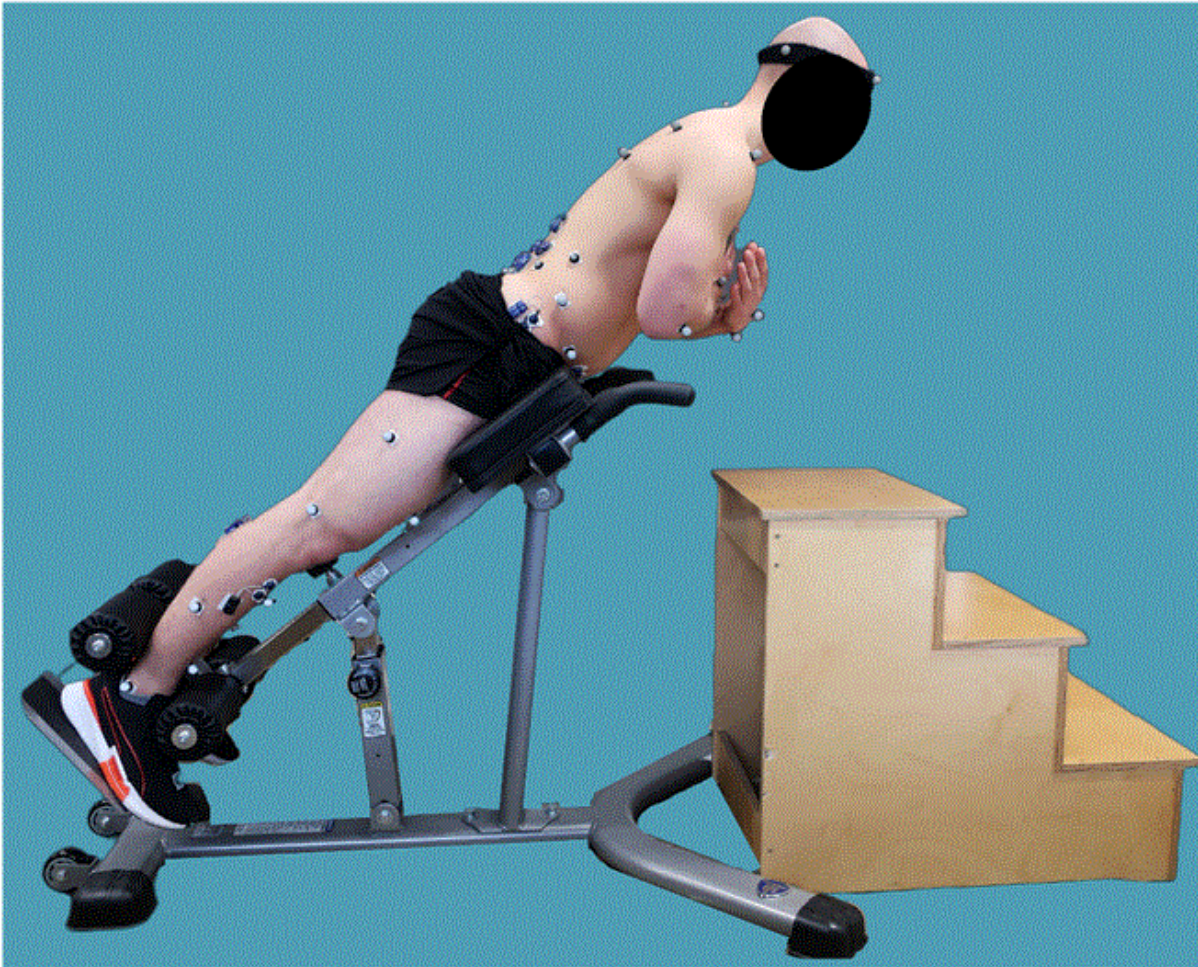


Fig. 1: Modified version of the Biering-Sørensen test

Abb. 2

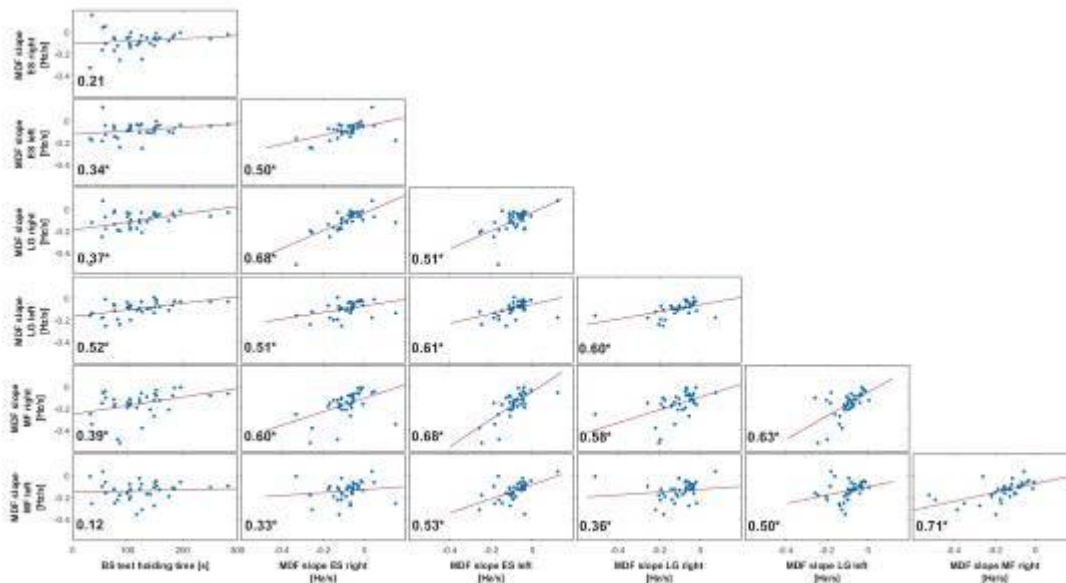


Fig 2: Association between muscle endurance and muscle fatigue. Spearman's rho is shown on each plot; statistically significant results are indicated by a \*.  
MF—multifidus, ES—Erector spinae, LG—longissimus, BS—Biering-Sørensen; MDF—median frequency

## eP16

### **Acute effects of running on sensitivity, plantar pressure, and stability in recreational runners**

*M. S. Machado<sup>1</sup>, G. R. S. Dos Santos<sup>1</sup>, A. M. C. Germano<sup>2</sup>, F. P. Carpes<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Federal University of Pampa, Applied Neuromechanics Research Group, Uruguaiana, Brasilien

<sup>2</sup>Chemnitz University of Technology, Motor control, Cognition and Neurophysiology, Chemnitz, Deutschland

**Introduction:** Following a running session, alterations may take place in how the nervous system receives, processes, and utilizes information to regulate movements [1]. Knowing how skin sensitivity, plantar pressure, and stability change in response to exercise can help coaches and physical therapists to better plan post-exercise recovery.

**Aim:** To determine whether a 5 km treadmill run affects foot sensitivity, plantar pressure distribution, and postural control in recreational runners.

**Materials & Methods:** Eleven male runners (35 ± 15 yrs) were submitted to assessment of plantar sensitivity (monofilaments), plantar pressure (baropodometry), and postural control (center of pressure on baropodometer). Assessments were conducted before, immediately after, and at 15 and 30 minutes following a 5 km running session (60% of maximum heart rate [2]) on a treadmill.

**Results:** Running on the treadmill increased midfoot sensitivity and plantar pressure as well as contact area in the forefoot region, with effects that lasted up to 15 min after the exercise. The displacement of the center of pressure revealed greater body oscillations up to 30 minutes after the exercise.

**Summary:** A 5 km run can acutely alter both sensory afferent parameters and biomechanical parameters related to postural control and plantar pressure. The choice of exercises after a running session must consider an acute negative effect on the postural control capacity in recreational runners.

[1] Strzalkowski et al., *Front Neurosci.* 10:568 (2016).

[2] Karvonen et al., *Ann Med Exp Biol Fenn.* 35(3):307–315 (1957).

## eP17

### **Alters- und Seitendominanzabhängige isometrische Maximalkraft der Innen- und Außenrotatoren des Schultergelenks und dynamisches Gleichgewicht der oberen Extremität bei Judoka: Eine Querschnittstudie**

*D. Scherer<sup>1</sup>, J. Klemp<sup>1</sup>, P. Die<sup>2</sup>, M. Alfuth<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Hochschule Niederrhein, Fachbereich Gesundheitswesen, Krefeld, Deutschland

<sup>2</sup>Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin, Köln, Deutschland

**Einleitung:** Im Judo gehört die Schulter zu den am häufigsten von Verletzungen betroffenen Regionen. Die Innen- und Außenrotatoren (IR und AR) des Schultergelenks (SG) haben eine hohe Relevanz bei der Stabilisierung des Gelenks.

**Ziele:** Untersuchung der isometrischen Maximalkraft der IR und AR des SG, sowie der dynamischen Balance der oberen Extremität (OE) in Abhängigkeit des Alters sowie der Seitendominanz.

**Materialien und Methoden:** 36 Judoka – 15 ♀, 21 ♂ – unterschiedlicher Leistungsniveaus wurden eingeschlossen. Sie wurden in zwei Gruppen eingeteilt [Jugendliche (N = 14): Alter = 12-18 Jahre; Erwachsene (N = 22): Alter = 19-44 Jahre]. Zum einen wurde die isometrische Maximalkraft der IR und AR des SG mit einem handgehaltenen Dynamometer gemessen und hinsichtlich Körpergewicht und Körpergröße normiert. Zum anderen wurde das dynamische Gleichgewicht der OE mittels des Upper Quarter Y-Balance Tests (UQ-YBT) bestimmt. Die Signifikanzprüfung der Unterschiede zwischen den Altersgruppen und zwischen dominanter (D) und nicht-dominanter Seite (ND) erfolgte mittels parametrischer oder nicht-parametrischer Tests ( $p \leq 0,05$ ).

**Ergebnisse:** Die normierte Maximalkraft der IR und AR der D-Schulter sowie der ND-Schulter war bei den Erwachsenen im Mittel signifikant größer als bei den Jugendlichen ( $p = 0,001$  bis  $p = 0,029$ ). Bezogen auf die gesamte Stichprobe wurde für die IR und AR zwischen D- und ND-Schulter kein signifikanter Unterschied der Maximalkraft festgestellt. Jugendliche und erwachsene weibliche Judoka zeigten ein reduziertes Kraftverhältnis der D-Schulter im Vergleich zur ND-Schulter bei der Außenrotation. Der Gesamtwert des UQ-YBT unterschied sich nicht signifikant zwischen Jugendlichen und Erwachsenen sowie zwischen D- und ND-Schulter.

**Zusammenfassung:** Erwachsene Judoka haben eine höhere isometrische Maximalkraft der IR und AR des SG als jugendliche Judoka. Beim dynamischen Gleichgewicht haben Alter und Seitendominanz keine leistungslimitierende Bedeutung.

eP18

**Intra- und Interobserver Reliabilität von Parametern der unteren Extremitäten aus Röntgenbildern bei Kindern und Jugendlichen mit Achondroplasie und idiopathischer Achsdeformität**

A. Thamm<sup>1</sup>, F. K. Afifi<sup>2</sup>, A. Ashraf<sup>3</sup>, M. Kröner<sup>4</sup>, S. Marx<sup>4</sup>, S. Nader<sup>4</sup>, M. Hösl<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Gang- und BewegungsanalySELabor, Vogtareuth, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsmedizin Göttingen, Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie, Göttingen, Deutschland

<sup>3</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Fachzentrum für Neurochirurgie, Epilepsiechirurgie, Wirbelsäulenchirurgie und Skoliose, Vogtareuth, Deutschland

<sup>4</sup>Schön Klinik Vogtareuth, Fachzentrum für Kinderorthopädie, Neuroorthopädie und Deformitätenrekonstruktion, Vogtareuth, Deutschland

**Einleitung:** Frontale Kniefehlstellungen in Achondroplasie (ACH), einer Form des Kleinwuchs, werden oft im Röntgen beurteilt [1], z.B. für Bestimmung der Gelenkwinkel, sowie der mechanischen Achse. Bei idiopathischen Deformitäten (ID) ist die Reliabilität der Analyse von Röntgenbildern hoch [2], während bei ACH die veränderte Knieanatomie dies ggf. erschwert.

**Ziel:** Vergleich der Reliabilität der radiologischen Parameter zur Kniepathologie zwischen Kindern mit ID und ACH.

**Material & Methoden:** 2 Orthopäden haben a-p Röntgenbilder von je 12 ACH und ID Patienten mit TraumaCad (Brainlab) analysiert (Figure 1). Observer 1 hatte > 5 Jahre Erfahrung mit ACH. Observer 2 war weniger erfahren. Intra- und Interobserver Reliabilität (ICC<sub>2,1</sub>), Standardfehler der Messungen (SEM) wurden quantifiziert.

**Ergebnisse:** Intra- und Inter-Observer-ICC<sub>2,1</sub> (Table 1) waren gut bis ausgezeichnet in ACH und ID (Tab.1). Der SEM in ID war, mit Ausnahme der Femurlänge und des mechanischen tibiofemorale Winkels (mTFA), bei dem erfahrenen Observer kleiner. Bei ACH war der SEM für alle Parameter außer der mechanischen Achsenabweichung (MAD) kleiner für Observer 1. Es zeigte sich auch für Observer 1 allein ein größerer SEM bei ACH als bei ID, vorrangig bei Gelenkorientierungswinkeln.

**Zusammenfassung:** ICC und SEM bei ID waren vergleichbar mit [2]. Der SEM bei ACH war aktuell höher, insbesondere für Observer 2. Röntgenbilder bei ACH sollten daher von einem erfahrenen Observer ausgewertet werden. Die Projektion des Röntgen in eine 2D Ebene ist zudem anfällig für eine Veränderung der Standposition [3], vor allem bei Kindern, wegen Strahlung zudem schwer untersuchbar. Bei ACH könnten Knieinstabilitäten und Rotationsfehler dies erschweren. 3D Motion Capturing kann potentiell Informationen über das dynamische Alignment, sowie Gelenkstabilität und -belastung bei ACH liefern.

1. Pauli, Orphanet J Rare Dis 2019;14:1
2. Braun et al. J Orthop Surg Res 2023;27;18:69
3. Ahrend et al Arch Orthop Trauma Surg 2022;142:11

**Abb. 1**

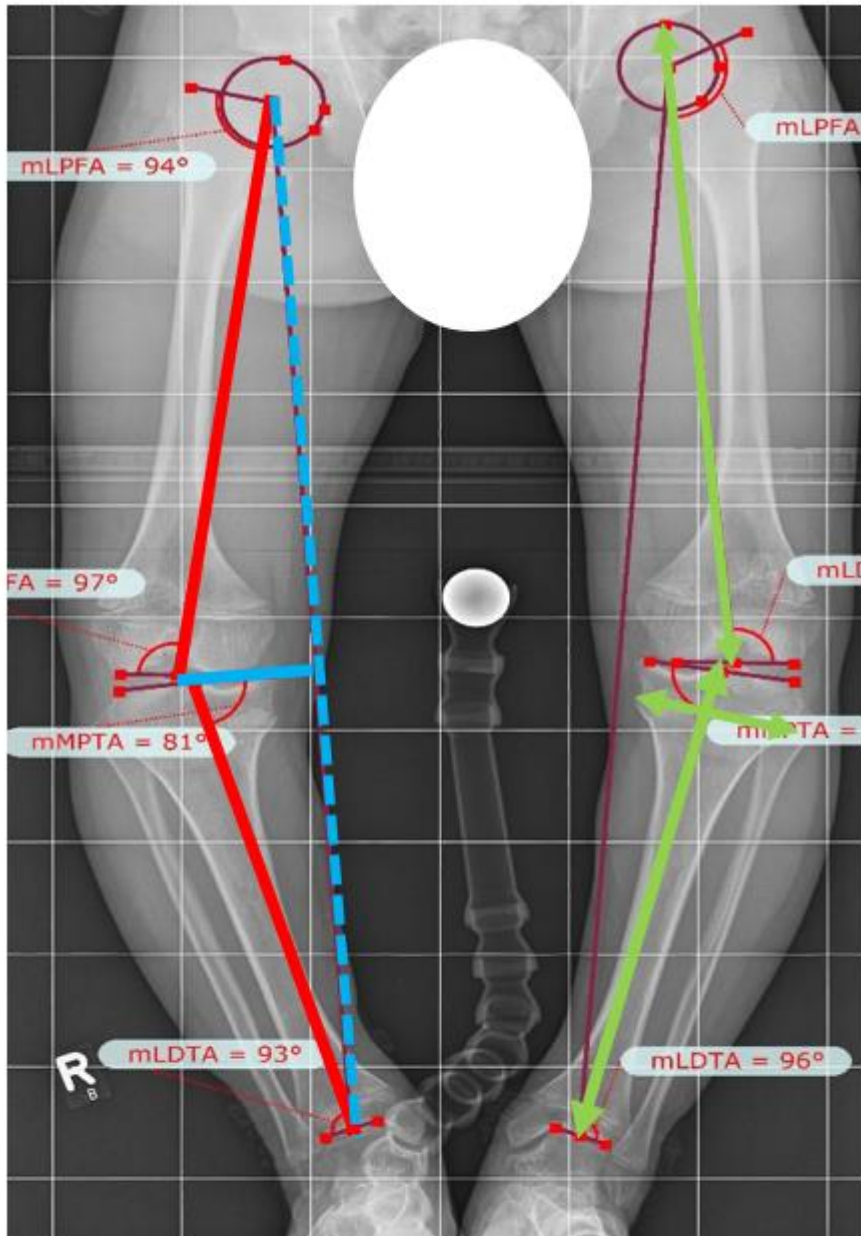
Table 1. Intra- and Interobserver reliability: Intraclass correlation coefficient (ICC<sub>2,1</sub>) and standard error of measurement (SEM).

	ICC <sub>2,1</sub>			SEM	
	Intra-Observer	Inter-Observer	Overall	Observer 1	Observer 2
<b>Idiopathic Deformity</b>					
mLDFA [°]	0.95	0.95	0.80	0.76	0.82
mMPTA [°]	0.93	0.96	0.91	0.71	1.26
MAD [mm]	1.00	0.99	1.09	0.82	1.08
Tibia Width [mm]	0.97	0.95	1.56	0.98	1.46
mTFA [°]	0.98	0.92	1.18	0.89	0.55
Femur length [mm]	1.00	1.00	2.34	2.68	2.33
Tibia length [mm]	1.00	1.00	1.95	1.93	2.14
<b>Achondroplasia</b>					
mLDFA [°]	0.95	0.92	2.47	1.59	2.93
mMPTA [°]	0.86	0.82	2.46	1.50	2.92
MAD [mm]	0.99	0.99	2.05	2.12	1.50
Tibia Width [mm]	0.98	0.97	1.87	1.15	1.95
mTFA [°]	1.00	0.99	1.89	1.12	1.65
Femur length [mm]	1.00	0.99	3.48	1.35	2.89
Tibia length [mm]	1.00	1.00	2.38	1.22	3.48

Table 1 shows the intra- and interobserver ICC<sub>2,1</sub> as well as SEM from both observers. For interobserver ICC<sub>2,1</sub>, first measurement results were compared with first measurement results of observer 2. Intra-observer ICC<sub>2,1</sub> is pooled for both observers. Overall SEM includes both intraobserver and the interobserver SEM. mLDFA mechanical Lateral Distal Femur Angle, mMPTA mechanical Medial Proximal Tibia Angle, MAD Mechanical Axis Deviation, mTFA mechanical Tibiofemoral Angle. ICC scores of <0.70 indicate poor, 0.70 to 0.79 fair, 0.80 to 0.89 good, and 0.90 to 1.00 excellent reliability.



Abb. 2



**Fig. 1** Röntgenbild eines Kindes mit Achondroplasie: Rote Linie: mechanischer Tibiofemoraler Winkel (mTFA); Blaue voll Linie: mechanische Achsabweichung (MAD); Grün: Femur- und Tibialänge, sowie tibiale epiphyseale Breite

## Does diabetes affect physical function and thigh muscle strength in subjects with or at risk for knee osteoarthritis? – A matched case-control study from the osteoarthritis initiative

A. Wisser<sup>1,2</sup>, S. Maschek<sup>2</sup>, F. Eckstein<sup>1,2</sup>, W. Wirth<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Paracelsus Medical University, Center of Anatomy & LBIAR, Salzburg, Österreich

<sup>2</sup>Chondrometrics GmbH, Freilassing, Deutschland

**Introduction:** The prevalence of both osteoarthritis (OA) and diabetes mellitus (DM) increases with age. Understanding the interdependencies of both diseases and their effect on physical performance is necessary for designing targeted therapies, or to prevent incident OA in DM patients.

**Purpose:** To evaluate (a) self-reported measures of physical function (b) functional performance tests, and (c) thigh muscle strength in study participants with and without DM, selected from a public database (Osteoarthritis Initiative [OAI]) of subjects with or at risk for knee OA.

**Methods:** OAI participants with DM were matched 1:1 to control subjects without DM. Subjects with inflammatory arthritis, previous knee surgery or knee replacement were excluded. Self-reported measures of physical function included the WOMAC function score for the right knee, the Knee Outcomes in OA Survey Quality of Life (KOOS QOL) score, and the Physical Activity Scale for the Elderly (PASE). The times needed for completing the 5-repetition chair-stand-test (CST), 20m and 400m walk tests (WTs) were recorded. Isometric knee extensor and flexor strength were measured in the right knee using a dynamometer chair. Cross-sectional statistical comparison between subjects with and without DM was performed using paired t-tests. Cohen's D was used as a measure of effect size.

**Results:** 152 matched pairs with/without DM with complete data were identified (Table 1). DM participants did not show significant differences of the KOOS QOL, PASE, WOMAC function, CST, knee extension force or flexion force compared with matched non-DM controls. However, DM participants exhibited an 8% longer 20m WT time, and a 9% longer 400m WT time compared with non-DM controls (Table 2).

**Conclusion:** Only the 20m and 400m walk tests differentiated between DM cases and non-DM controls. Despite the established impact of DM on OA pain, DM patients do not seem to suffer from clinically relevant limitations in physical function.

### Abb. 1

**Table 1.** Demographic data of the 152 matched pairs with diabetes mellitus (DM) [cases] and without DM [controls] in a sample with/at risk for knee osteoarthritis.

	Cases	Controls
<b>Gender (n [%])</b>		
female		148 [49]
male		156 [51]
<b>KL grade (n [%])</b>		
KLG 0		96 [32]
KLG 1		54 [18]
KLG 2		76 [25]
KLG 3		74 [24]
KLG 4		4 [1]
<b>Age (mean±SD, years)</b>	63.9 ± 9	63.7±8.7
<b>BMI (mean±SD, kg/m<sup>2</sup>)</b>	31.3 ± 4.5	30.4 ±4.2

Notes: KLG = Kellgren and Lawrence Grade; BMI = Body Mass Index; SD = Standard Deviation

Abb. 2

**Table 2.** Results for strength and physical function measures in the 152 matched pairs with diabetes mellitus (DM) [cases] and without DM [controls] in a sample with/at risk for knee osteoarthritis.

	Mean $\pm$ SD		Mean Difference [95% CI]	Cohen's D
	Cases	Controls		
<b>Strength Measures</b>				
Knee extension force (N)	362 $\pm$ 118	373 $\pm$ 142	-10.5 [-35, 14]	-0.07
Knee flexion force (N)	143 $\pm$ 77	153 $\pm$ 74	-9.9 [-25.3, 5.6]	-0.10
<b>Self-Reported Outcomes</b>				
WOMAC function	9.2 $\pm$ 10.5	8.1 $\pm$ 9.5	1 [-0.5, 2.6]	0.11
KOOS QOL	65.6 $\pm$ 22.1	67.8 $\pm$ 22.8	-2.2 [-6.3, 1.9]	-0.09
PASE	146.8 $\pm$ 70.4	154.3 $\pm$ 75.6	-7.5 [-23.5, 8.4]	-0.08
<b>Functional Performance</b>				
CST (5-rep.) (s)	11.8 $\pm$ 3.5	11.1 $\pm$ 3.1	0.7 [0, 1.4]	0.15
20m WT (s)	331.6 $\pm$ 58.8	304.1 $\pm$ 49.4	27.5 [15.5, 39.5]	0.37*
400m WT (s)	16.2 $\pm$ 2.4	15 $\pm$ 2.2	1.2 [0.7, 1.7]	0.38*

Notes:

WOMAC function = Western Ontario and McMasters OA Index function (range: 0[=none]-68 [=extreme]); KOOS QOL = the Knee Outcomes in OA Survey Quality of Life (range: 100[=good]-0[=bad]); PASE = Physical Activity for the Elderly (range: 0[=no activity]-793[=extreme activity]); CST = Chair Stand Test; WT = Walk Test; SD = Standard Deviation

\*p < 0.001



## eP20

### Ein neuer Ansatz für die Berechnung einer funktionellen subtalaren Achse

A. Seeger<sup>1</sup>, W. Alt<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Stuttgart, Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Stuttgart, Deutschland

**Fragestellung:** Die Orientierung der subtalaren Achse (STA) beeinflusst u.a. die Tibiarotation [1] und die Muskulatur der unteren Extremität [2]. Ein einfaches Messverfahren für die STA-Bestimmung wäre ein Mehrwert für die Aufklärung dieser biomechanischen Zusammenhänge. Dies soll nun unter Verwendung einer einzelnen Inertial Measurement Unit (IMU) realisiert werden.

**Methode:** Die IMU wird dorsal am Calcaneus angebracht. Die Abweichung des IMU-Koordinatensystems (KO) zum anatomischen KO des Fußes wird anhand der Beschleunigungs- Gyroskop- und Magnetfelddaten der IMU bestimmt. Das verwendete IMU-Modell gibt die entsprechende Orientierung bereits in Form von Quaternionen aus (Abb. 1a). Danach legt der Proband seinen Fuß so hoch, dass er frei beweglich ist und zieht ihn in maximale Dorsalflexion. Während der Versuchsleiter die Eversions-/Inversionsbewegung am Fuß ausführt, wird das Signal des IMU-Gyroscopes erfasst (Abb.1b). Die Rotationsachse der Gyroskop-Daten wird über eine PCA berechnet. Daraus ergeben sich die STA-Winkel Inklination und Deviation. In einer Pilotstudie haben 3 Versuchsleiter je 10 Messungen an einem Probanden durchgeführt. Die arithmetischen Mittel (MW) und Standardabweichungen (STD) der drei Messreihen wurden miteinander verglichen.

**Ergebnisse:** Die Unterschiede zwischen den Versuchsleitern (VL) in Form von Range und Standardabweichung sind im Rahmen der selbst definierten Vorgaben (Abb. 2).

**Diskussion:** In folgenden Studien muss das Verfahren weiter auf die Gütekriterien Reliabilität und Objektivität überprüft werden. Die externe Validität wurde bereits am mechanischen Modell belegt [3].

#### Literatur

[1] Jones: *The Anatomical record* 93, S. 151-159, 1945

[2] Zuppke et al.: *J. Biomech.* 147, S. 111451, 2023

[3] Seeger et al.: *XXIX Congress of ISB*, S. 557, 2023

**Abb. 1:** Messablauf: a) Ausrichtung des Sensors. b) Messung der STA.

**Abb. 2:** Ergebnisse der Pilotmessungen: MW, STD und Range über 10 Messungen pro VL und über alle VL zusammen.

Abb. 1

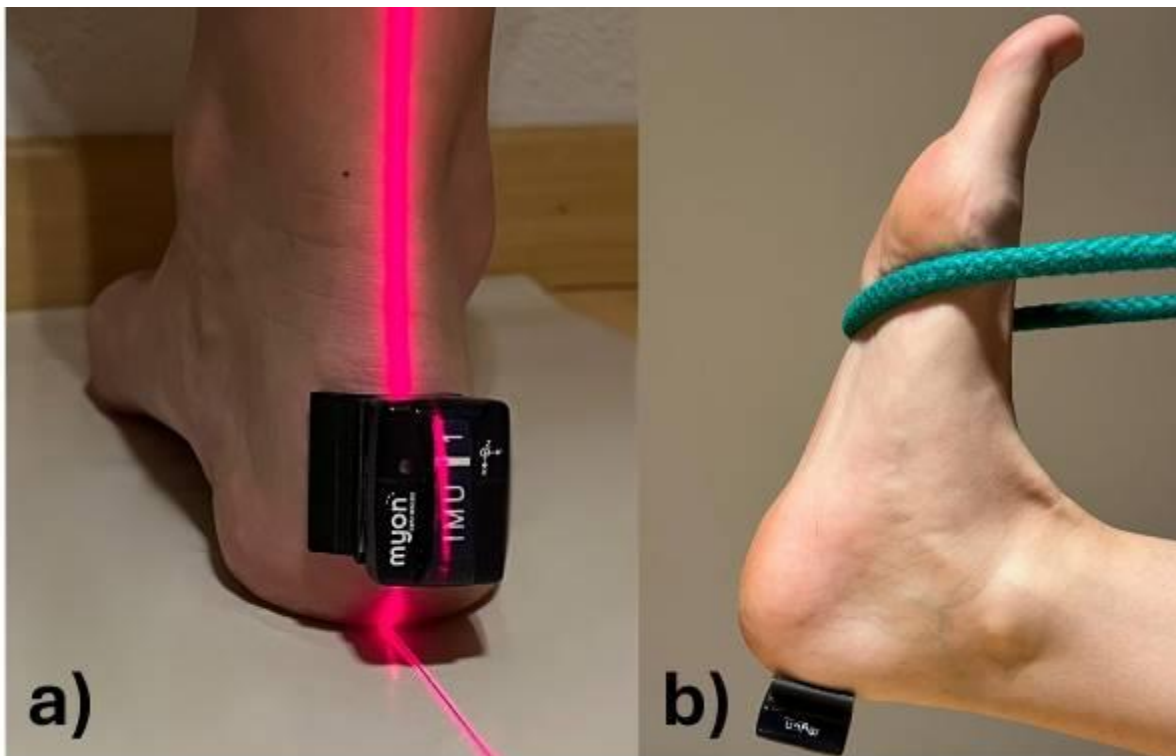


Abb. 2

	Inklination				Deviation			
	VL 1	VL 2	VL 3	alle VL	VL 1	VL 2	VL 3	alle VL
<b>MW ± STD in [°]</b>	41 ± 1	47 ± 1	44 ± 1	44 ± 3	12 ± 2	10 ± 2	8 ± 1	10 ± 2
<b>Range in [°]</b>	4	3	4	6	5	5	4	4

# Gang- und Bewegungsanalyse

eP21

## **Pedobarographische Ergebnisse nach Kalkaneus-Verlängerungsosteotomie bei idiopathischen juvenilen Pes planovalgus**

*A. Franz<sup>1</sup>, J. Raabe<sup>1</sup>, D. Herz<sup>1</sup>, C. Bollmann<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Marienstift Arnstadt, Kinderorthopädie, Arnstadt, Deutschland

**Einleitung:** Der Pes planovalgus (PPV) ist eine häufig vorkommende Fußdeformität im Jugendalter. Bei starker Ausprägung kann eine laterale Kalkaneus-Verlängerungsosteotomie (KVO) indiziert sein. Radiologische Ergebnisse zeigen eine Verbesserung der Fußstatik nach Osteotomie. Durch den Eingriff soll zudem eine Verschiebung des bei PPV medialisierten plantaren Drucks nach lateral erfolgen. Ob es zur einer Normalisierung des plantaren Drucks nach KVO (1) kommt, ist bisher noch wenig untersucht. Erhöhter Druck unter dem lateralen Mittelfuß wird im Erwachsenenbereich jedoch mit Beschwerden assoziiert.

**Ziele:** Das Ziel der Studie war daher die Einordnung der pedobarographischen Ergebnisse im Vergleich zu einer Normgruppe zur Feststellung eventueller funktioneller Über- oder Unterkorrekturen.

**Materialien & Methoden:** Bei 40 mit KVO operierten Füßen (Span 1cm) wurde prä- sowie postoperativ eine dynamische Druckverteilungsmessung durchgeführt und mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Zur Bestimmung prä-postoperative Veränderungen und zu Unterschieden zwischen Patienten und Kontrollgruppe wurde der Wilcoxon-signed-rank Test sowie der Mann-Whitney-U Test genutzt.

**Ergebnisse:** Nach Operation wurde unter dem Vorfuß sowie dem Mittelfuß eine signifikante Lastverschiebung von medial nach lateral festgestellt. Es kam im Vergleich zur Norm zu einem reduzierten Kraft-Zeit-Integral (FTI) unter dem Metatarsale-I-Köpfchen sowie zu einem erhöhten FTI unter dem lateralen Mittelfuß.

**Zusammenfassung:** Die Untersuchung zeigte, dass es nach KVO trotz guter radiologischer Ergebnisse zu einer verstärkten Belastung des lateralen Mittelfußes kommen kann. Ob diese erhöhte Belastung langfristige Probleme verursacht, muss die Zukunft erweisen.

1. Hintermann B. [Lateral column lengthening osteotomy of calcaneus]. Oper Orthop Traumatol 27: 298, 2015

## eP22

### **Nächtliche Bewegungsaktivität bei Patienten mit einem idiopathischen Parkinson-Syndrom gemessen mittels tragbarer Sensoren**

*G. Schmidt-Morsbach<sup>1</sup>, W. Maetzler<sup>1</sup>, R. Romijnders<sup>1</sup>, E. Warmerdam<sup>2</sup>, C. Hansen<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>UKSH Kiel, Neurologie, Kiel, Deutschland

<sup>2</sup>Saarland University Medical Centre, Innovative Implant Development (Fracture Healing), Division of Surgery, Homburg, Deutschland

Das idiopathische Parkinson-Syndrom (IPS) ist eine der häufigsten neurodegenerative Erkrankungen und führt zu motorischen und nicht-motorischen Symptomen. Schlafstörungen treten bei 60-98% der IPS-Patienten auf und beeinträchtigen die Lebensqualität erheblich. Besonders die nächtliche Hypokinese, die Unfähigkeit, sich nachts adäquat zu drehen, ist ein häufiges Problem. Motorische Fluktuationen könnten mit dieser Schlafstörung zusammenhängen, und eine optimale medikamentöse Einstellung könnte die nächtliche Beweglichkeit verbessern.

Die Parkinson-Komplextherapie kombiniert medikamentöse und nicht medikamentöse Ansätze und diese Arbeit verfolgt die Hypothese, dass bei Patienten mit fortgeschrittenem IPS-Syndrom durch stationäre medikamentöse Optimierung eine Verbesserung der Beweglichkeit während des Schlafens erreicht werden kann. 23 IPS-Patienten mit motorischen Fluktuationen wurden im Rahmen einer stationären Komplextherapie behandelt und der Schlaf der Probanden wurde vor und nach der Therapie mit tragbaren Sensoren untersucht. Zusätzlich zu den objektiven Sensorparametern wurden unwillkürlicher Bewegungen mittels der Unified Dyskinesia Rating Scale (UDysRS) evaluiert.

Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Verbesserung der Dyskinesien, gemessen mittels UDysRS, und in Bezug auf die die sensorbasierten Schlafparameter wurde eine Verlängerung der Schlafdauer festgestellt, die mit einer niedrigeren UDysRS-Punktzahl assoziiert war. Eine Veränderung der nächtlichen Hypokinese konnte nicht festgestellt werden.

Zukünftige Studien sollten den Zusammenhang zwischen motorischen Fluktuationen und nächtlicher Hypokinese genauer untersuchen und den Einfluss motorischer Fluktuationen auf den Gesamtschlaf analysieren. Ein besseres Verständnis der pathophysiologischen Grundlagen ist entscheidend, um eine angemessene Therapie zu gewährleisten und die Schlaf- und Lebensqualität von IPS-Patienten zu verbessern.

## eP23

### **Modulation von Muskelsynergien bei funktionellen Trainingsübungen mit externen Perturbationen**

L. Hauser<sup>1,2</sup>, A. Schroll<sup>1,2</sup>, A. Arampatzis<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland

<sup>2</sup>Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland

**Einleitung:** Perturbationen während funktionellen Bewegungen führen zu spezifischen Modulationen der motorischen Kontrolle. Erkenntnisse darüber sind von grundlegender Bedeutung für das Verständnis und die Weiterentwicklung effektiver Interventionsprogramme.

**Ziel:** Das Ziel unserer Untersuchung war es, die Effekte von Perturbationen auf die modulare Organisation der Aktivierungsmuster von Muskeln des Unter- und Oberkörpers anhand des Muskelsynergiekonzeptes während einer typischen funktionellen Trainingsübung zu erforschen.

**Methoden:** 20 Personen führten Kniebeugen auf solidem (SG) und instabilem (UG) Untergrund mit einer Metallstange (BAR) und einer Slashpipe (SLP) durch. Die elektromyografische Aktivität (EMG) von 14 Muskeln wurde bilateral gemessen und Muskelsynergien wurden durch nicht-negative Matrixfaktorisierung extrahiert. Die Daten wurden mit statistical parametric mapping und linear gemischten Modellen analysiert.

**Ergebnisse:** Vier fundamentale Synergien (SYN) wurden für alle untersuchten Bedingungen identifiziert. Instabile Bedingungen (UG, SLP) führten in den Synergien 1, 2 und 4 zu einer verringerten Halbwertsbreite (FWHM;  $p < 0.05$ ) der Aktivierungsmuster und in Synergie 2 zu einer Vorverlagerung des Aktivierungszentrums (CoA;  $p < 0.01$ ). Die EMG Aktivität einzelner Muskeln war unter instabilen Bedingungen signifikant erhöht ( $p < 0.05$ ).

**Zusammenfassung:** Die unveränderte Anzahl von Muskelsynergien während instabiler Bedingungen bei gleichzeitiger Anpassung ihrer zeitlichen Struktur, weist auf funktionell relevante Modifikationen des neuromotorischen Systems hin. Solche Modifikationen können die Wirksamkeit von Trainingsinterventionen fördern.

## Follow-Up-Untersuchung zu klinischer und biomechanischer Wirkung von Einlagen mit Außenranderrhöhung (ARE) und Unterschenkelorthesen (AFO) bei der Behandlung der medialen Gonarthrose

N. Liebold<sup>1</sup>, J. Block<sup>1</sup>, E. Uysal<sup>1</sup>, L. Bartsch<sup>1</sup>, S. Wolf<sup>1</sup>, M. Schwarze<sup>1</sup>, M. Alimusaj<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Bewegungsanalytik, Heidelberg, Deutschland

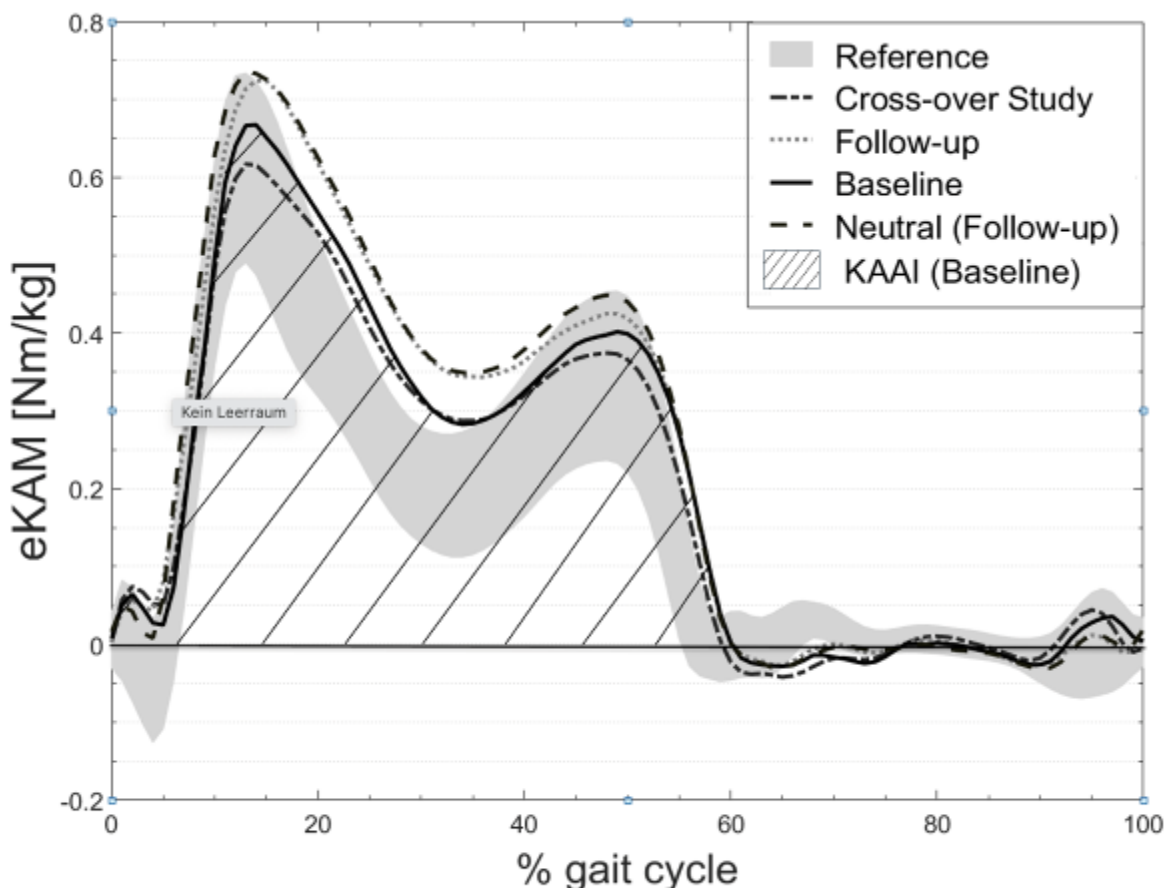
Orthopädietechnische Hilfsmittel (HM) werden als konservative Therapie bei medialer Gonarthrose genutzt, um Belastung im medialen Gelenkspalt zu reduzieren. Ziel der Studie war es festzustellen, wie HM langfristig genutzt werden und ob sie eine klinische und biomech. Wirkung mit Beeinflussung auf die Progredienz der Gonarthrose besitzen.

In einer zuvor durchgeführten Crossover-Studie (2018/19) wurden Einlagen mit 5 mm ARE mit denen einer AFO nach jeweils 6-wöchiger Verwendung verglichen. Es waren 44 Patienten mit max. moderater Gonarthrose eingeschlossen. Zu allen Messungen erfolgte eine 3D-Ganganalyse mit und ohne HM, sowie KU und Erhebung von Scores. Im Follow-Up (2020/21) wurden alle Probanden zur Nachuntersuchung eingeladen. Bei der Beurteilung der biomech. Wirkung wurde das externe Knieadduktionsmoment (eKAM) als primärer Endpunkt verwendet.

Im Follow-Up konnten 23 Patienten nachgemessen werden: 12 ARE, 6 Einlagen ohne ARE, 2 AFO und 3 ohne HM (13 Frauen, 10 Männer;  $60,3 \pm 8,8$  Jahre; BMI  $31,6 \pm 4,8$ ). Bei der ARE reduzierte sich im Vgl. zur Neutralmessung nicht mehr signifikant das eKAM im 1. Maximum um 1,2 % ( $p=0,39$ ). Im Vgl. zur Baseline aus der Vorstudie zeigten nur 33% mit ARE einen positiven Effekt. Insgesamt war das eKAM um 9,1% ( $p=0,09$ ) erhöht. In der Vorstudie reduzierte die ARE noch signifikant das eKAM um 9,2% ( $p=0,01$ ). Vergleicht man das eKAM zw. beiden Messungen mit ARE-Nutzung, war im Follow-Up das eKAM deutlich um 20,1 % höher ( $p=0,0006$ ) (**Abb. 1**). Probanden, die auf Einlagen ohne ARE wechselten, zeigten keine signifikanten positiven Effekt. Die beiden Probanden mit AFO zeigten kein reduziertes eKAM im Vgl. zur Baseline (**Abb. 2**).

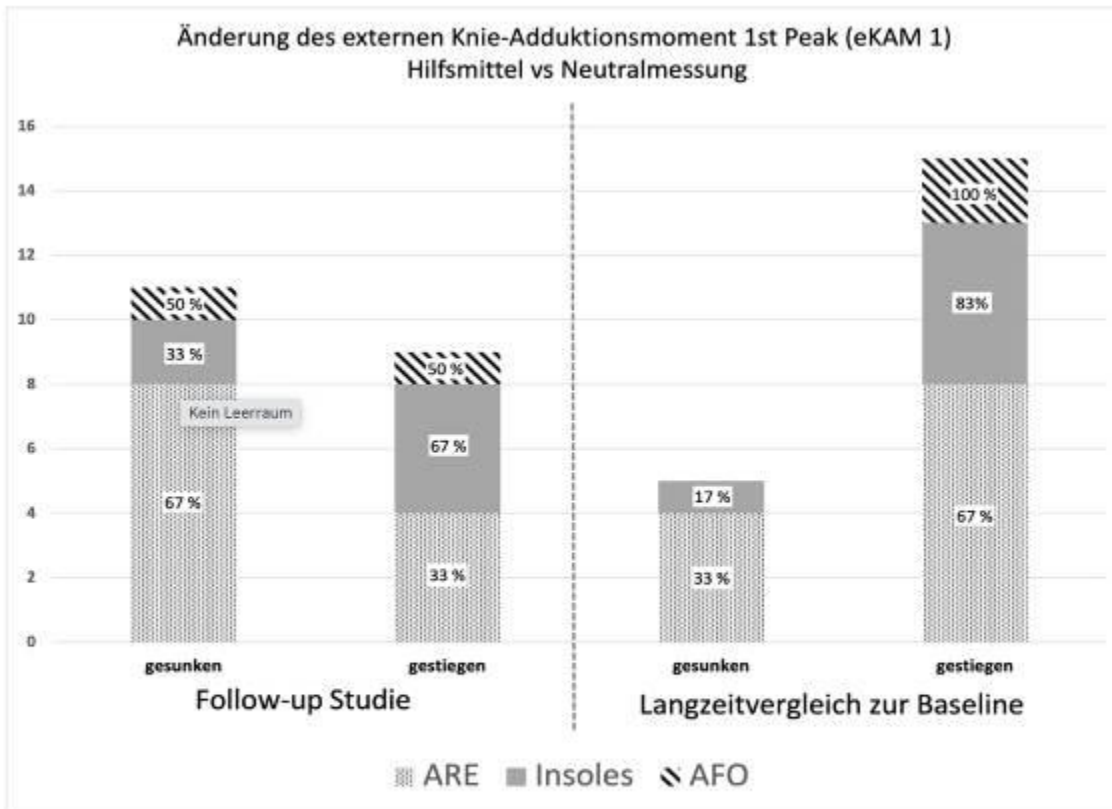
Die 2-jährige Nachuntersuchung zeigte, dass positive biomech. Effekte der HM aus der Vorstudie nicht mehr angehalten haben. Zum Teil wurden dieselben Einlagen aus der Vorstudie verwendet. Patienten, die weiterhin die ARE benutzten, zeigten eher noch einen pos. Effekt als diejenigen, die hin zu Einlagen ohne ARE wechselten.

**Abb. 1**



**Abb. 1:** Biomechanische Effekte bei Nutzung von Einlagen mit Außenranderrhöhung (Abk.: eKAM – externes Knie-Adduktionsmoment, KAAI – knee adduction angular impulse)

Abb. 2



**Abb. 2:** Änderung des externen Knie Adduktionsmomentes im 1. Maximum (Abk.: ARE – Einlagen mit Außenranderhöhung, AFO – Unterschenkelorthese, Insoles – Einlagen ohne Außenranderhöhung)

## eP25

### Stride length estimation from an ankle-worn IMU in Parkinson's disease

R. Romijnders<sup>1</sup>, M. Abedinifar<sup>1</sup>, K. Saegner<sup>1</sup>, C. Hansen<sup>1</sup>, W. Maetzler<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, Deutschland

**Introduction:** Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative disorder whose treatment is mainly based on dopaminergic medication, and stride length has shown high responsiveness to levodopa-based treatment. Inertial measurement units (IMUs) can be used to measure gait, however, the accurate extraction of stride length is an open issue. The aim of this study was to estimate stride length from IMU data that was worn laterally above the ankle joint.

**Methods:** Seven subjects with PD walked five meter overground (at preferred, fast and slow speed), and if possible, then in medication "off" and "on" state. Subjects wore an IMU above each ankle joint, whilst reflective markers were placed on top of the usual footwear on the heel, toe, and ankle. The reflective markers were tracked using a twelve-camera optical motion capture (OMC) setup and provided reference stride lengths. IMU data were preprocessed and segmented into consecutive strides<sup>1</sup>, and subsequently the ankle trajectory was estimated<sup>2</sup>. Stride length was computed for each stride and compared to the reference obtained from the OMC.

**Results:** A Wilcoxon signed-rank test showed IMU-based stride length was on average 5 cm shorter than the reference stride length (Fig 1 "Stride-level comparison of stride length") (stride length from IMU: 1.00 m, from reference: 1.06 m). This difference was consistent across different stride lengths (Fig 2 "Bland Altman plot of OMC- and IMU-based stride lengths").

**Summary:** Stride length was estimated from signals recorded with an ankle-worn IMU in people with PD. Results are promising and argue in favor of the usefulness of stride length estimation in PD in the free-living environments. The methods will be further validated on subjects from other neurological cohorts and healthy adults, and the effect of walking speed will be explored.

#### References:

1. Salarian, A. et al. IEEE Trans. Biomed. Eng. 51, 1434–1443 (2004).
2. Hori, K. et al. Front. Physiol. 10, (2020).

Abb. 1

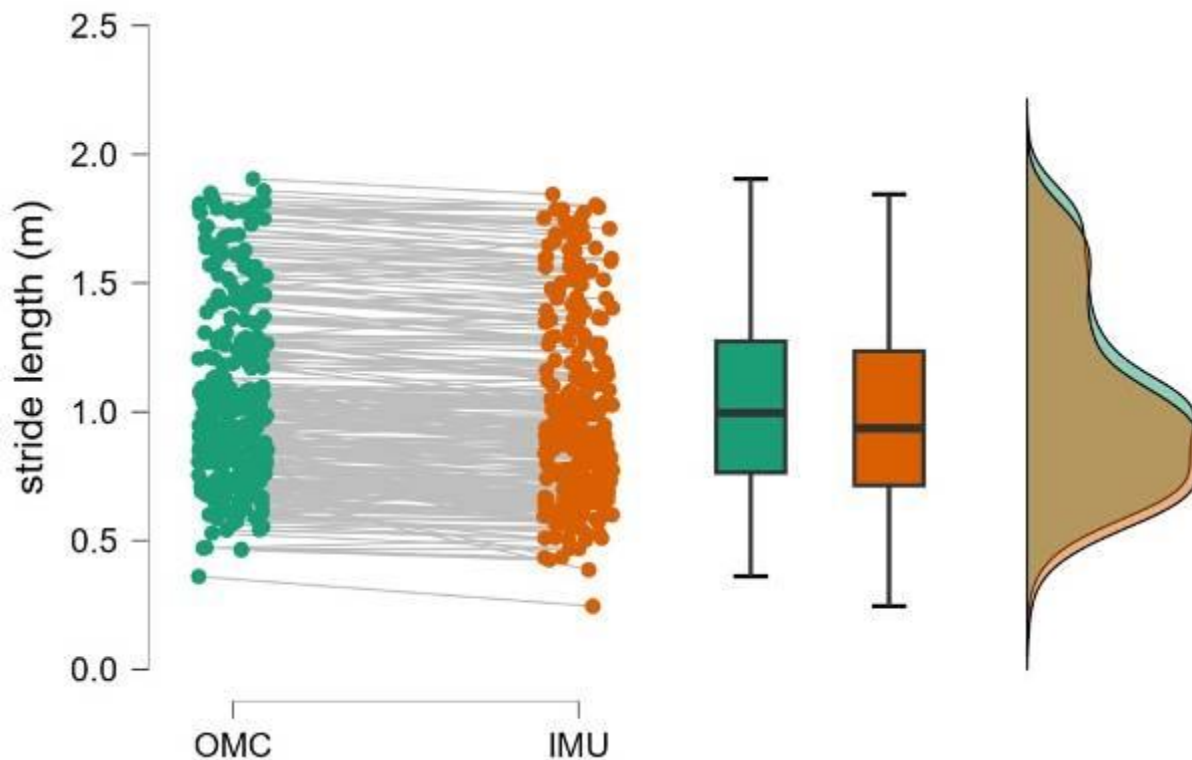
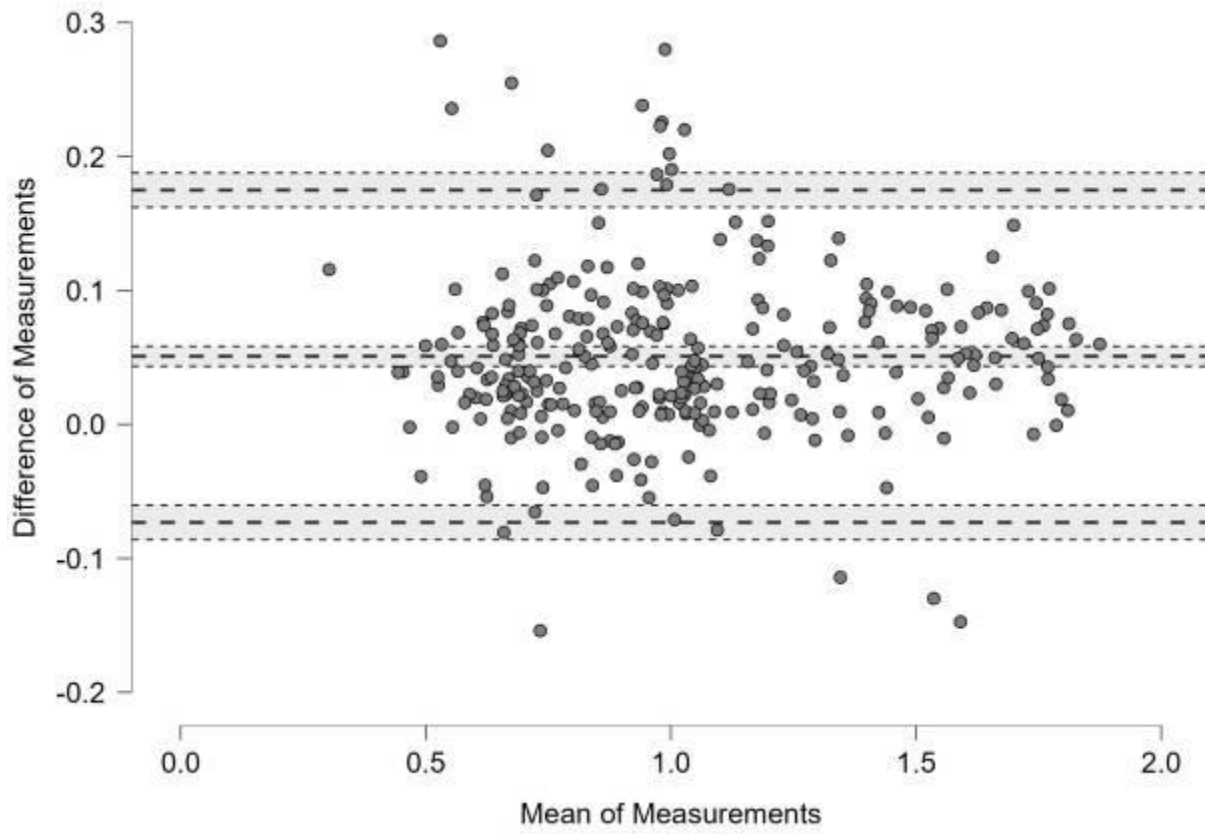




Abb. 2



## eP26

### **Bestimmung kinematischer und kinetischer Parameter des Prothesenkniegelenks bei Oberschenkelamputierten: Welches Berechnungsmodell liefert die zuverlässigsten Daten?**

*E. Pröbsting<sup>1</sup>, M. Bellmann<sup>1</sup>, M. Ernst<sup>1</sup>, B. Pobatschnig<sup>1</sup>, T. Schmalz<sup>1</sup>, V. Schopper<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup>Ottobock SE & Co. KGaA, Göttingen, Deutschland

<sup>2</sup>Universität, Sporthochschule, Köln, Deutschland

**Einleitung:** Präzise und valide ganganalytische Parameter von Prothesenkniegelenken sind unabdingbar, um Sicherheit und Funktionalität dieser Komponenten bewerten zu können. Ein methodisches Problem bei der Bestimmung dieser Größen besteht darin, dass die Standardmodelle zur Berechnung kinetischer und kinematischer Parameter für die Analyse der Bewegung von Personen ohne Amputation entwickelt wurden.

**Ziele:** In der Studie wurden die wichtigsten Ganganalyse-Parameter des Prothesenkniegelenks, ermittelt mit differenten Modellansätzen, durch Vergleiche mit internen Sensordaten validiert.

**Materialien & Methoden:** Das Gehen von 10 Oberschenkelamputierten mit 3 Geschwindigkeiten wurde biomechanisch analysiert. Bei allen Prothesen kam ein Mikroprozessor gesteuertes Kniegelenk zum Einsatz. Zur Ganganalyse wurden 12 Bonita-Kameras (VICON, GB) und 2 Kraftplatten (KISTLER AG, CH) verwendet. Für die Berechnung des Prothesenkniemoments und -winkels wurden 3 verschiedene Modelle verwendet: Plug-in Gait [1], Cleveland [2] und ein speziell für die Analyse Oberschenkelamputierter entwickeltes Modell (TF).

Parallel zur Ganganalyse wurden aus dem Kniegelenk die Sensordaten (BL) Kniewinkel und -moment ausgelesen.

**Ergebnisse:** Die Mittelwertskurven aller Probanden (Kniewinkel und Kniemoment) weisen nur geringe Unterschiede auf, was auch anhand der geringen RMS (Abb.1) sichtbar wird. Hier sind die Werte für TF am geringsten. Beim Vergleich der spezifischen Spitzenwerte liegen signifikante ( $p < 0,05$ ) Unterschiede vor. Das einzige Modell ohne signifikante Unterschiede zu BL ist TF (Tab. 1).

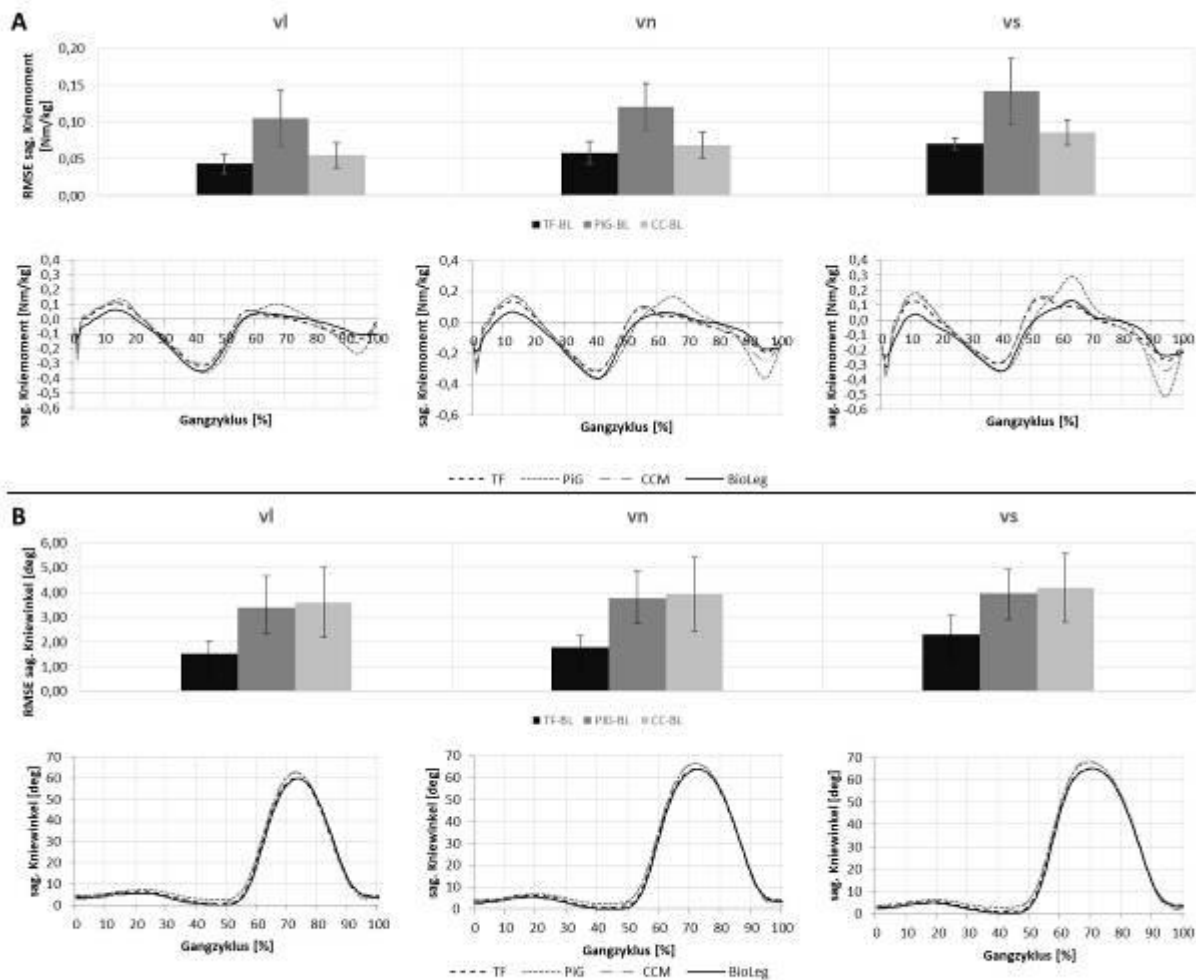
**Zusammenfassung:** Relevante Parameter des Prothesenkniegelenks können mithilfe einer Ganganalyse bestimmt werden, jedoch weisen nicht alle verwendeten Modelle das für die Bewertung von Prothesenkniegelenken erforderliche Maß an Genauigkeit auf. Das speziell für die Analyse von Oberschenkelamputierten entwickelte TF-Modell zeigt die zuverlässigsten Werte.

#### **References:**

[1] Vicon Motion Systems Ltd.

[2] Sutherland DH 2002.

Abb. 1



A) sag. Kniemoment der Prothesenseite und B) sag. Kniewinkel der Prothesenseite, jeweils oben die quadratische mittlere Abweichung (RMSE) zwischen den jeweiligen Markermodellen (PIG: Plug-in Gait, CC: Cleveland, TF: neues Markermodell für Oberschenkelamputierte, BL: Sensordaten aus dem Kniegelenk) und unten der Gangzyklus normierte Mittelwert des jeweiligen Parameters für alle Berechnungen.

Abb. 2

spezifische Peaks	vl	vn	vs
	vorliegende sig. Unterschiede (p<0,05)		
sag. Kniewinkel bei IC (PreFlex)	n.sig.	n.sig.	n.sig.
ROM der Knieflexion während der Standphase	n.sig.	n.sig.	CC vs BL
ROM der Knieextension während der Standphase	TF vs PIG	TF vs G2, TF vs PIG, <b>PIG vs BL</b>	TF vs G2, TF vs PIG, <b>PIG vs BL</b>
ROM der Knieflexion während der Schwungphasephase	TF vs CC, <b>CC vs BL</b>	TF vs CC,	TF vs CC, <b>CC vs BL</b>
ROM der Knieextension während der Schwungphasephase	TF vs PIG, TF vs CC, <b>CC vs BL</b>	TF vs PIG, TF vs CC, <b>CC vs BL</b>	TF vs PIG, TF vs CC, <b>CC vs BL</b>
Maximales kniebeugendes Moment (10-30%GZ)	n.sig.	<b>CC vs BL</b>	<b>CC vs BL</b>
Maximales kniestreckendes Moment (30-50%GZ)	n.sig.	n.sig.	TF vs G2, <b>CC vs BL</b>

Tab. 1 Ergebnisse der statistischen posthoc Prüfung der spezifischen Peaks mit Hilfe des paired T-Tests (bei vorliegender Normalverteilung) oder des Wilcoxon Ranktests (bei nicht normalverteilten Daten); *Abkürzungen: PIG: Plug-in Gait, CC: Cleveland, TF: neues Markermodell für Oberschenkelamputierte, BL: Sensordaten aus dem Kniegelenk*, n.sig.: nicht signifikant, vl: langsame Gehgeschwindigkeit, vn: normale Gehgeschwindigkeit, vs: schnelle Gehgeschwindigkeit.

**Marker-basierte Modelle der Hand für Patienten mit Spastik: ein systematisches Review**

V. Eckenweber<sup>1</sup>, M. Thielen<sup>1</sup>, C. Prahm<sup>2</sup>, U. Trinler<sup>3</sup>

<sup>1</sup>BG Klinik Ludwigshafen, Hand-, Plastische und Rekonstruktive Chirurgie, Mikrochirurgie, Schwerbrandverletzentrum, Ludwigshafen, Deutschland

<sup>2</sup>BG Klinik Tübingen, Hand-, Plastische und Rekonstruktive Chirurgie, Mikrochirurgie, Schwerbrandverletzentrum, Tübingen, Deutschland

<sup>3</sup>BG Klinik Ludwigshafen, Motoriklabor, Ludwigshafen, Deutschland

**Einleitung:** Die instrumentelle, Marker-basierte 3D-Bewegungsanalyse ist ein etabliertes Verfahren zur Erfassung von Bewegungsabläufen im dreidimensionalen Raum.<sup>1</sup> Bisher gibt es jedoch keine standardisierte klinische Methode zur Erfassung von Hand- und Fingerbewegungen bei Patienten mit Spastik.

**Ziele:** Ziel der Arbeit ist es, existierende Modelle zur Bewegungsanalyse der Hand aus der bestehenden Literatur herauszufiltern und zu evaluieren, um ein vollständiges Handmodell zu erhalten, das in der klinischen Routine bei Patienten mit Spastik verwendet werden kann.

**Methoden:** Es wurde eine systematische Literaturrecherche in den Datenbanken PubMed und Cochrane durchgeführt. In zwei Schritten wurden vorher definierte Ausschlusskriterien auf Titel, Abstract und die Volltexte angewandt. Eingeschlossene Handmodelle sollten eine Mindestanzahl an Freiheitsgraden (DOF) für die jeweiligen Gelenke aufweisen (Abb.1). Anschließend erfolgte eine Bewertung der Qualität der Studien durch eine Punktevergabe anhand von acht Kriterien und eine Datenextraktion zu den inhaltlichen Eigenschaften der Studien (Abb.2).

**Ergebnisse:** Die Suche ergab 2506 wissenschaftliche Artikel, von denen 23 in die Analyse eingeschlossen werden konnten (Abb. 1). Bei den Probanden handelte es sich sowohl um gesunde Probanden als auch um Patienten mit Arthrose oder Karpaltunnelsyndrom. Durchgeführte Bewegungen waren Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion, Opposition/Reposition, Zirkumduktion, Greif-, Tipp-, oder Wischbewegungen der Hand und Finger. Marker wurden als Cluster oder einzeln auf die Segmente angebracht. Nur zwei Modelle umfassten alle Gelenke der Hand und erfüllten die methodisch erforderlichen Kriterien.

**Zusammenfassung:** Bisher gibt es kein vollständiges Handmodell, das bereits bei Patienten mit Spastik eingesetzt wurde. Eine experimentelle Studie ausgewählter Handmodelle bei Spastik-Patienten ist erforderlich, um die Eignung überprüfen zu können.

<sup>1</sup>Coupiet et al., 2016, Clin Biomech, 31

**Abb. 1**

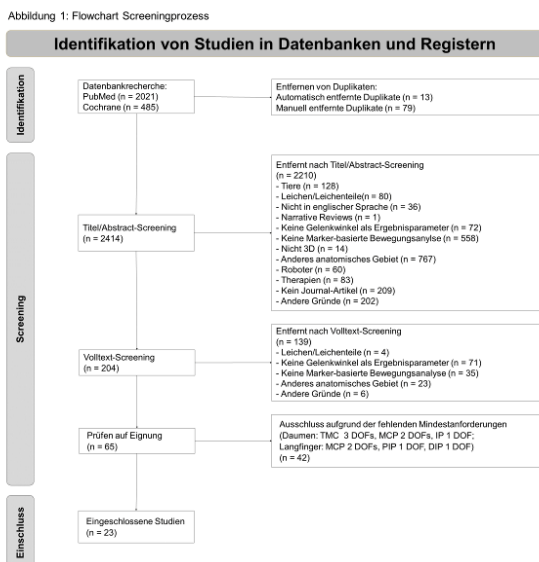


Abb. 2

Abbildung 2: Bewertung der ausgewählten Studien

Autor, Jahr, Journal, Volume	Kameras		Messsysteme		Probanden		Funktionszeit		Datensammlung		Modellbeschreibung		Gesamt
	nicht gemessen (0P) Anzahl gemessen (1P)	nicht gemessen (0P) Messsystem gemessen (1P)	nicht gemessen (0P) Frequenz gemessen (1P)	nicht gemessen (0P) 1-4 Probanden (0,25P) ≥ 5 Probanden (1P)	nicht beschrieben (0P) unvollständig beschrieben (0,5P) vollständig beschrieben (1P)	nicht gemessen (0P) Anzahl zur Datensammlung (1P)	nicht vorhanden (0P) beschrieben (1P) auf beschrieben (2P)	nicht beschrieben (0P) unvollständig beschrieben (0,5P) vollständig beschrieben (1P)					
Baker et al., 2007, Clin Biomech, 22	1	1	1	1	0,5	1	2	2	5,5				
Caschiariello et al., 2016, Comput Methods Biomech Biomed Engin, 19	1	1	1	1	1	0	2	2	6				
Cappello et al., 2016, Appl Ergon, 69	0	1	0	1	0,5	1	1	2	6,5				
Chapier et al., 2016, Clin Biomech, 31	1	1	1	1	1	1	2	1	6				
Dejneger et al., 2004, Surg Radiol Anat, 27	1	1	1	1	0,5	0	2	3	6,5				
Delisle et al., 2014, J Biomech, 47	1	1	1	2,5	1	0	2	1	7,5				
DeLisle et al., 2018, Appl Ergon, 72	1	1	1	1	1	1	2	2	10				
Hannafin et al., 2014, J Hand Surg Am, 39	1	1	1	1	1	0	1	2	6				
Hannafin et al., 2014, Clin Biomech, 29	1	1	1	1	1	0	1	2	6				
Herder et al., 2020, Hand Surg Rehabil, 38	0	1	0	1	1	0	1	2	6				
Kokoma et al., 2021, J Hand Surg Eur Vol, 46	1	1	1	1	1	0	1	1	7				
Lee and Jung, 2016, Ergonomics, 59	1	1	1	1	1	1	2	2	10				
Leider et al., 2012, Clin Biomech, 27	1	1	1	1	1	1	1	1	6				
Li und Feng, 2007, J Biomech, 40	0	1	1	1	1	0	1	2	7				
Lin et al., 2011, Clin Biomech, 26	0	1	1	1	1	0	2	2	6				
Milroy et al., 2018, Comput Methods Biomech Biomed Engin, 21	0	1	0	1	1	0	2	3	5				
Murdoch et al., 2014, Clin Orthop Relat Res, 472	0	1	1	1	1	1	1	2	6				
Musaffi et al., 2020, Am Biomed Eng, 48	1	1	1	1	1	0	2	1	6				
Natusij and Li, 2013, J Biomech Eng, 135	0	1	1	1	1	0	2	1	7				
Tsang et al., 2000, Ergonomics, 51	0	1	1	1	0,5	0	2	1	6,5				
Wang et al., 2013, Hum Mov Sci, 32	1	1	1	1	0,5	1	2	2	6,5				
Warlow und Lawson, 2012, Proc Inst Mech Eng H, 228	1	1	1	1	1	0	2	2	9				
Zhang et al., 2005, Hum Factors, 47	0	1	1	1	1	0	2	1	7				

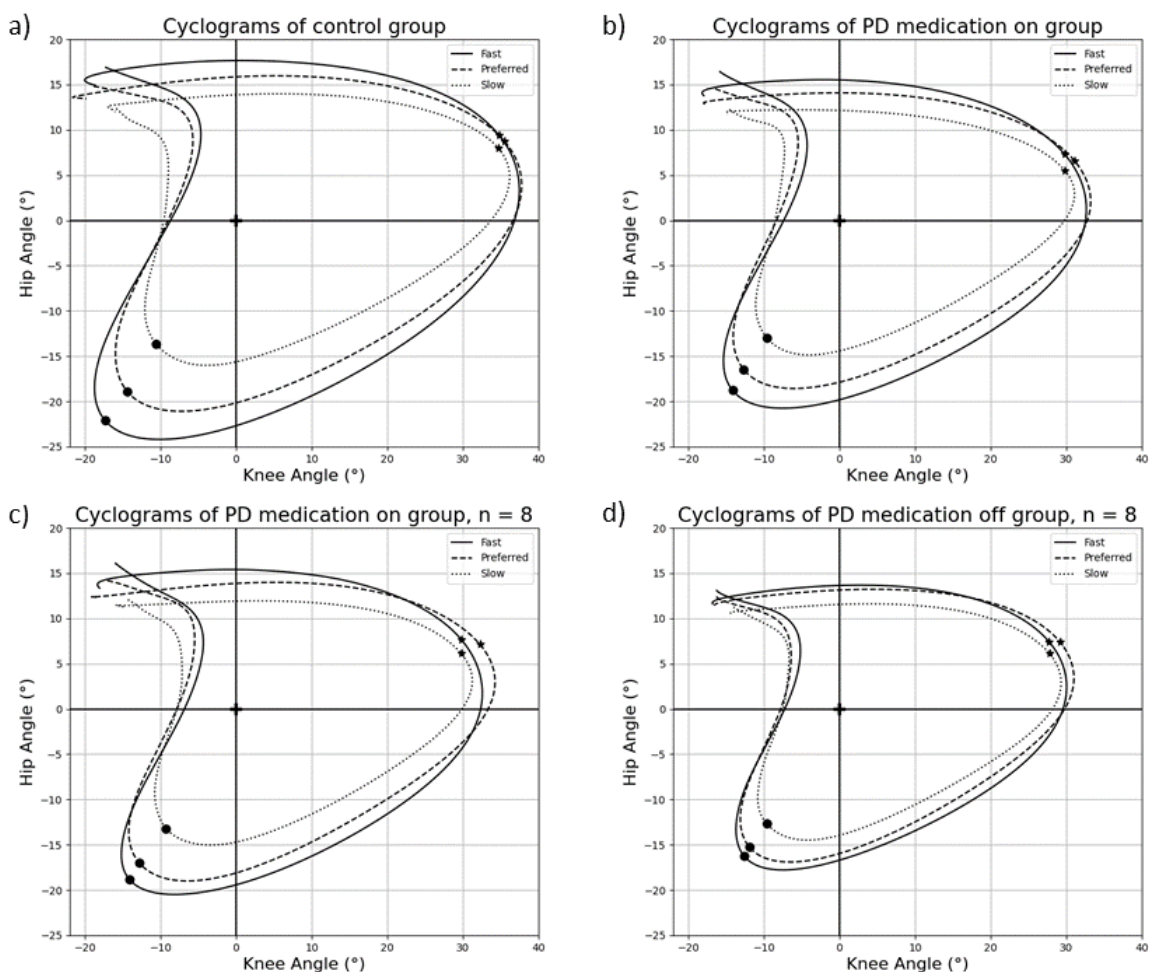
## Exploring inter-joint coordination with and without dopaminergic medication in Parkinson's Disease

K. Saegner<sup>1</sup>, R. Romijnders<sup>1</sup>, E. Warmerdam<sup>2</sup>, W. Maetzler<sup>1</sup>, C. Hansen<sup>1</sup><sup>1</sup>Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Neurogeriatrie, Kiel, Deutschland<sup>2</sup>Saarland University Medical Centre, Homburg, Deutschland

People with Parkinson's disease (PD) often have impaired gait function, leading to disturbed walking, instable posture and falls. One reason is that PD affects the inter-joint coordination. This study proposes a quantitative approach to the comparative representation of the hip and knee joint movement during straight walking in PD patients and controls. The hip-knee coordination is represented by cyclograms (angle-angle plots) for 29 PD subjects on medication (additionally 8 of them off medication) and 29 controls under slow, preferred and fast walking conditions. Data were collected using an optical motion capture system. Significant differences were found between the PD on medication and control groups, as well as within the groups (between walking speeds) in hip and knee range-of-motion, where PD group displayed lower values. Furthermore, cycle-to-cycle consistency and cyclogram shapes were larger in controls than in PD on medication group, and even larger than in PD medication off group. Compared to both PD groups, controls displayed the biggest variation between walking speeds. These results suggest an impaired adaptation of inter-joint coordination with changing walking speed. The methods used here can be extended to analysing other joint combinations and using cohorts from other mobility limiting diseases. Moreover, these methods could be used to develop and validate the parameters that could eventually be used as intermediate clinical endpoints aiding in disease diagnosis as well as in assessing the response to treatment.

Figure 1. Average cyclograms of controls (plot a), PD medication on (plot b), PD medication on (those measured both on and off medication,  $n = 8$ ) (plot c) and PD medication off ( $n = 8$ ) (plot d) from fast (solid line), preferred (dashed line) and slow (dotted line) walking speed trials. Black cross (0,0) indicates cyclogram centroids. The circles and stars indicate minimum and maximum cyclogram points, respectively.

Abb. 1



**Zusammenhang zwischen dem Drehverhalten während der Nutzung eines Smartphones und Stürzen in den letzten 12 Monaten, bei Probanden mit und ohne neurologische Erkrankungen**

A. Sondermann<sup>1</sup>, E. Warmerdam<sup>2</sup>, R. Romijnders<sup>1</sup>, W. Maetzler<sup>1</sup>, C. Hansen<sup>1</sup>

<sup>1</sup>UKSH Kiel, Neurologie, Kiel, Deutschland

<sup>2</sup>Saarland University Medical Centre, Innovative Implant Development (Fracture Healing), Division of Surgery, Homburg, Deutschland

**Fragestellung:** Das Drehen beim Gehen ist eine der häufigsten Situationen, in denen Personen mit neurologischen Erkrankungen stürzen. Zusätzlich ist die Nutzung eines Smartphones omnipräsent und auch beim Gehen kaum wegzudenken. Es ist jedoch fraglich ob sich Drehbewegung während der Smartphone-Nutzung verändern und mit vergangenen Stürzen zusammenhängen.

**Methoden:** 86 Probanden nahmen an dieser Studie teil und wurden in Stürzer (mindestens ein Sturz in den letzten 12 Monaten) und Nicht-Stürzer (kein Sturz in den letzten 12 Monaten) eingeteilt. Die Probanden wurden gebeten über einen Zeitraum von 30 Sekunden auf einer abgesteckten Strecke im Bewegungslabor auf und abzugehen. Die Untersuchung wurde mit und ohne Smartphone durchgeführt wobei bei der UNtersuchung mit Smartphone eine kognitive Aufgabe durchgeführt wurde. Das Drehverhalten wurde mittels 3D Bewegungsanalyse mit 12 Kameras (Qualisys AB, Göteborg, Schweden) erfasst und der Einfluss der Smartphone-Nutzung auf das Drehverhalten wurde durch die Berechnung von Dual Task Kosten (DTK) analysiert.

**Ergebnisse:** Im Vergleich zeigten die Stürzer und Nicht-Stürzer mit und ohne Smartphone-Nutzung keine statistisch signifikanten Unterschiede in ihrem Drehverhalten oder den berechneten DTK. In einer Subgruppenanalyse zeigten stürzende Probanden mit idiopathischem Parkinson eine im Vergleich zur Drehung ohne Smartphone deutlich verlangsamte Drehung.

**Schlussfolgerungen:** Zusammenfassend zeigte sich ein ähnliches Drehverhalten im Vergleich beider Gruppen während der Smartphone-Nutzung. Eine Erklärung könnte sein, dass durch die Fixierung auf den Bildschirm bei allen Probanden eine en bloc Drehung ausgelöst hat. Somit scheinen intersegmentale Drehparameter während der Smartphone-Nutzung nicht sehr vielversprechend für die Erkennung von Personen mit erhöhtem Sturzrisiko. Die Ergebnisse in der Parkinsongruppe bedürfen weiterer Untersuchungen, da die Situation hier möglicherweise anders ist.

**Einleitung:** Gelenkfehlstellungen (Genu varum) und das externe Knieadduktionsmoment (KAM) gelten als maßgebliche Risikofaktoren für die mediale Gonarthrose. Konservative Maßnahmen, wie z.B. orthopädische Einlagen mit einer durchgehenden Außenranderrhöhung (DARE) gelten als effektives Mittel zur Reduktion des KAM (Puls et al., 2022). Jedoch könnte die Positionierung des Rückfußes auf einer schrägen, medio-lateralen Ebene die Pronation im unteren Sprunggelenk verstärken und damit KAM-reduzierende Effekte nivellieren bzw. unerwünschte Nebeneffekte, die mit einer übermäßigen Pronation in Verbindung gebracht werden, provozieren (Bartsch et al., 2023).

**Ziele:** Basierend auf der belegten Wirksamkeit der DARE zur Reduktion des KAM sollte in vorliegender Pilotstudie vorwiegend der differenzielle Einfluss der VARE im Vergleich zur DARE untersucht werden.

**Materialien & Methoden:** Im Querschnittsdesign wurden bei 5 gesunden Probanden mit Genu varum kinematische und kinetische Daten beim Gehen auf ebener Strecke in 3 Bedingungen (VARE; DARE; Kontrolle) erhoben. Der differenzielle Einfluss auf das KAM wurde durch Mittelwertvergleiche der Maxima und des Integrals der jeweiligen Kraft-Zeit-Kurven ermittelt.

**Ergebnisse:** Im Vergleich zur Kontrollbedingung zeigen die Kraft-Zeit-Kurven beider ARE-Varianten einen flacheren Verlauf über die gesamte Stützphasendauer (Abb. 1). Ebenso sind die Flächen darunter (Integral) kleiner als bei der Kontrolle (DARE 5%, VARE 8%). Bei der Inferenzstatistik konnte kein Unterschied der VARE zur DARE festgestellt werden ( $p=0,94$ ). Das Konfidenz Intervall zeigt 95% Übereinstimmung der ARE-Varianten (Abb. 2).

**Fazit:** Die vorliegenden Ergebnisse legen nahe, dass eine Vorfußaußenranderrhöhung eine vergleichbare KAM-Reduktion erzielt wie eine DARE. Die VARE zeigt sich somit als alternative Option bei medialer Gonarthrose. Zukünftige Arbeiten mit größeren Kohorten sollten zusätzlich den Einfluss auf das Sprunggelenk adressieren.

Abb. 1

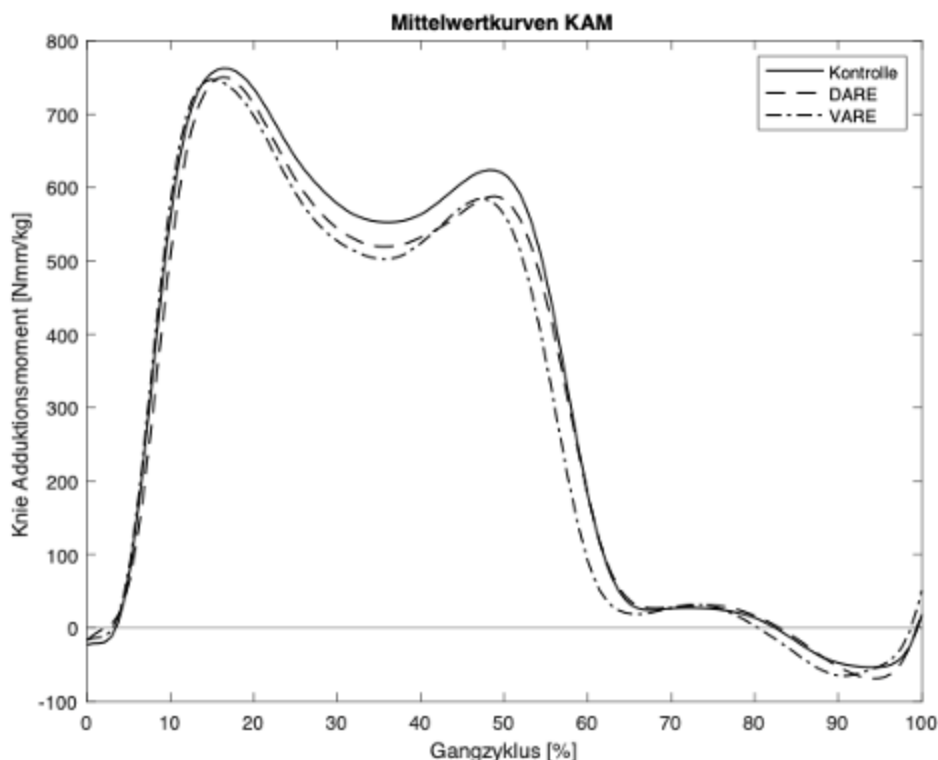


Abbildung 1: Mittelwertverläufe des Knieadduktionsmoments für 3 Bedingungen. Sowohl die Werte der VARE als auch der DARE zeigen geringere Werte über nahezu die gesamte Stützphasendauer.



Abb. 2

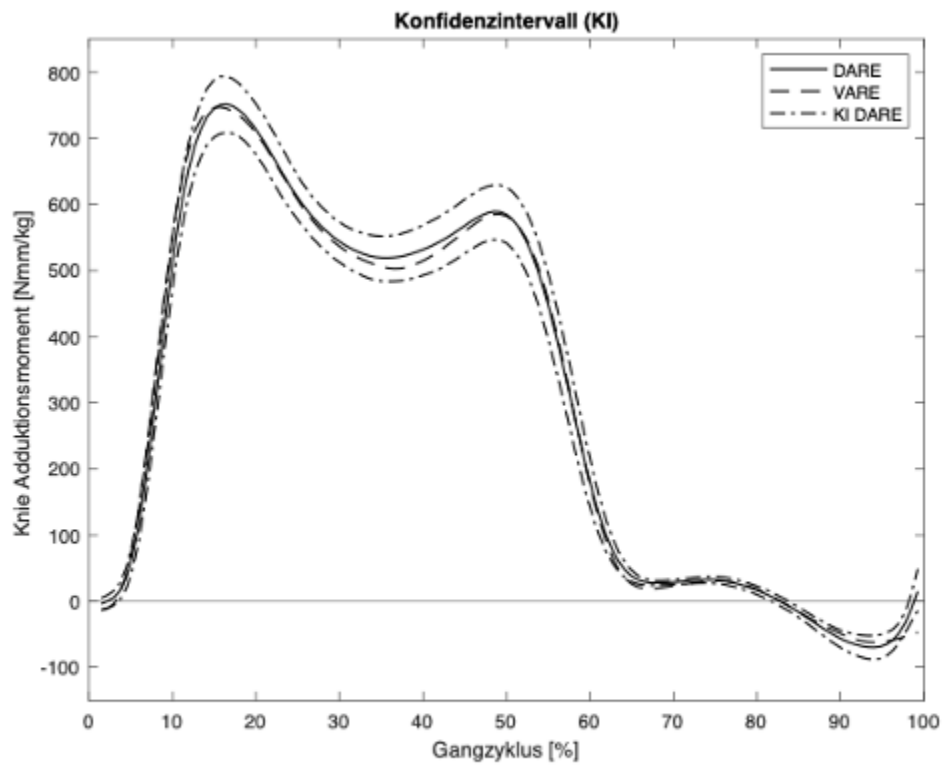


Abbildung 2: Konfidenzintervall für die Bedingung DARE. 95% der Werte der VARE liegen innerhalb des Intervalls mit einer Intervallbreite von 55.4 [Nmm/kg].

# Gewebe und Nummerik

eP31

## Derivation of a new loading approach for designing and testing of Total Knee Replacements (TKR)

A. Gebert de Uhlenbrock<sup>1</sup>, M. Flohr<sup>2</sup>, K. L. Häußler<sup>2</sup>

<sup>1</sup>CeramTec GmbH, Medical Division, Lauf, Deutschland

<sup>2</sup>CeramTec GmbH, Medical Division, Plochingen, Deutschland

**Introduction:** Knowledge of loads acting in TKR is essential for designing and testing. Data of Bergmann et al.<sup>1</sup> builds a foundation for load determination. However, the data is bound to the patients investigated, which received a medium implant size.

**Objective:** 1) Matching the patient cohort studied by <sup>1</sup> with the one treated in clinics. 2) Development of a loading approach which considers implant size.

**Materials and Methods:** A literature review about distribution of patients regarding body mass index (BMI) was conducted and compared with the BMI of the patient cohort used by <sup>1</sup>. For implant size load adaptation, a correlation between patients' height, weight and implant size was developed based on literature. This correlation was transferred to the medium femoral component size and extrapolated to smaller and larger sizes.

**Results:** Obese patients are categorized in different BMI groups. The patient cohort of 1 had a BMI of ~30, which is scaled to BMI ~34 using High100 data. 9% to 27% of TKR patients showed a BMI≥35 and 1% to 10% showed a BMI≥40 depending on the patient cohort<sup>2,3</sup>. To cover highly obese patients (BMI~40) using a linear approach as <sup>1</sup>, an increase in load magnitude of 18% is derived. Correlating body height with weight, implant size and its anterior/posterior dimension (APD) a generalized equation was derived based on <sup>4</sup>:  $Weight = BMI * ((APD * 2.83 - 10.83) / 100)^2$

Assigning this equation to an exemplary femoral portfolio scaling factors depicted in Table 1 were calculated.

**Summary:** With this loading approach, a wider patient spectrum is covered, which especially refers to more obese patient collectives<sup>3</sup>. Scaling the load over the portfolio allows for more adequate loading of larger and smaller sizes leading to a more adequate design development and foundation for testing.

### References:

<sup>1</sup>Bergmann et al., PLoS ONE 2014 9(1):e86035

<sup>2</sup>Swedish Arthroplasty Registry 2022

<sup>3</sup>AOANJRR 2023

<sup>4</sup>Hu et al., J Clin Res & Rep 2020 3(1):e31579

### Abb. 1

Table 1: Scaling factors with/without BMI adjustment.

	Size 1		Size 2		Size 3		Size 4		Size 5		Size 6	
Scaling factor	0.65	0.77	0.76	0.90	0.88	1.04	1.00	1.18	1.13	1.34	1.31	1.55
Weight [kg]	69	81	80	95	92	109	106	125	120	141	138	164
Height [cm]	142		153		165		176		187		202	

**Statistical analysis of shear tests on growth plate tissue: investigating individual variations and deformation dependencies**L. Hucke<sup>1,2,3</sup>, A. Wittek<sup>1</sup>, A. Gámez<sup>2</sup>, A. Huß<sup>1</sup>, N. Hammer<sup>3</sup>, J. A. Niestrawska<sup>3</sup><sup>1</sup>Frankfurt University of Applied Sciences, Personalized Biomedical Engineering Laboratory, Frankfurt a. M., Deutschland<sup>2</sup>University of Cádiz, Department of Mechanical Engineering and Industrial Design, Cádiz, Spanien<sup>3</sup>Medical University Graz, Gottfried Schatz Research Center, Department of Macroscopic and Clinical Anatomy, Graz, Österreich

**Introduction:** Finite element methods are used to simulate length growth on long bones [1]. In these models, the growth rate depends, indirectly through the principal and shear stresses, on the geometry of the model, the boundary conditions and the material properties. In this study, shear tests were conducted to investigate the material properties, which have been poorly studied to date.

**Objectives:** Shear tests are carried out and evaluated to investigate the material properties. The statistical evaluation of the results will help to understand inter- and individual differences (growth plate (GP) types, location of the samples within the GP) and the influence of the shear rate.

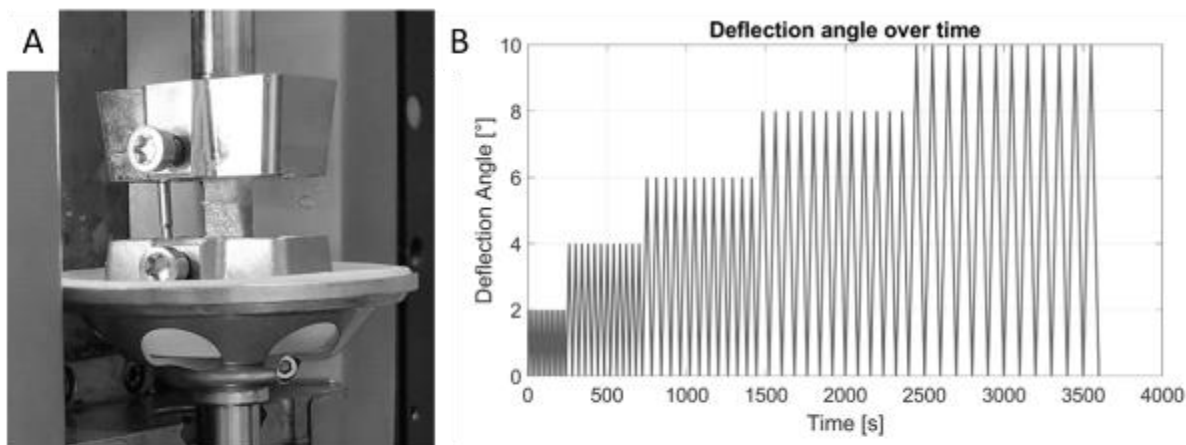
**Methods:** Rectangular bone-GP-bone samples were created from the proximal and distal femoral GP and the proximal tibial GP obtained from 5 porcine individuals. Only specimens with GPs straight and parallel to the top and bottom edges of the specimen were used for testing. For each of the chosen 302 test samples the anatomical location within the respective GP was known. For the experiments, the specimens were securely fastened above and below the GP and subjected to cyclic deformation at shear rates of either 0.04 °/s, 0.2 °/s or 0.5 °/s, reaching a maximum deflection angle of 8° to 10° (Fig 1). After cyclic testing, the samples were allowed to relax for 5 minutes before being destroyed using an increasing amplitude up to 25° at the respective shear rate.

**Results:** To analyse the results, the hysteresis as well as the tangent moduli at the beginning and end of the elastic region are examined and investigated in relation to the individual, GP type, anatomical location of the sample and shear rate.

**Conclusion:** The shear test measurements indicate that a linear description of the material is not appropriate (Fig 2). The shear test results will be used to determine the material parameters for a more accurate material model in the future.

**References:**

[1] Sadeghian (2023); J Biomech;157

**Abb. 1**

**Fig 1. Test Setup for cyclic shear tests. (A) shows the mounting of the sample, (B) shows the testing sequence for intermediate shear rate and up to 10° deflection angle**

Abb. 2

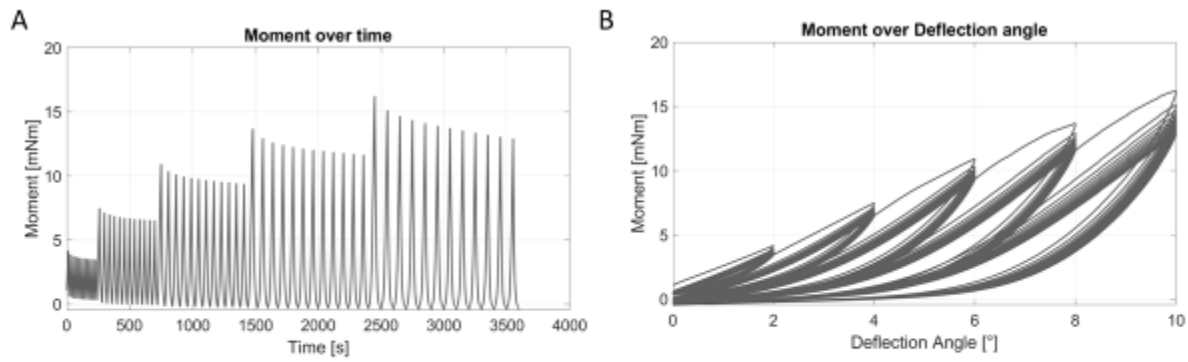


Fig 2. Measured data in cyclic shear tests. (A) shows the measured moment over time. The decreasing maximal moment over time indicates a relaxation of the material. (B) shows the measured moment over the deflection angle. The data shows a clear hysteresis, which indicates the non linear behaviour of the tissue.

## eP33

### Bestimmung des Elastizitätsmoduls durch Biegeversuche an Kortikalisproben mit ungleichmäßigem Querschnitt

M. Gebhardt<sup>1,2</sup>, H. Steinke<sup>2</sup>, V. Slowik<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig, Fakultät Bauwesen, Institut für Experimentelle Mechanik, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Leipzig, Medizinische Fakultät, Institut für Anatomie, Leipzig, Deutschland

**Hintergrund:** Balkenartige Kortikalisproben, welche nicht langen Knochen entstammen, sind gewöhnlich gekennzeichnet durch ungleichmäßige Querschnittseigenschaften entlang der Balkenachse und eine vergleichsweise große räumliche Variation der lokalen Materialeigenschaften. Die Nachbearbeitung oder Herstellung von Mikroproben sind hierbei nicht immer empfehlenswert. Laborübliche Biegeversuche bieten technische Vorteile zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls.

**Ziele:** Die Ermittlung eines geeigneten Auswerteverfahrens zur Bestimmung des mittleren Elastizitätsmoduls von balkenartigen Proben mit ungleichmäßigem Querschnitt.

**Materialien & Methoden:** Insgesamt wurden 138 Proben menschlicher Beckenkortikalis entnommen und unter Biegebelastung getestet. Zusätzlich erfolgten Validierungsversuche an synthetischen Probekörpern. Die Verschiebungsmessung erfolgte sowohl konventionell als auch optisch. Zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls auf der Grundlage der gemessenen Verformungen wurden verschiedene, auf der linear-elastischen Biegetheorie des Balkens beruhende Methoden angewandt und deren Ergebnisse verglichen.

**Ergebnisse:** Die Ermittlung des Elastizitätsmoduls rein aus der Mittendurchbiegung erwies sich als nicht sinnvoll. Die Eliminierung von verfälschenden Einflüssen, wie der Auflagereindrückung, und die Berücksichtigung der Durchbiegungen an mehreren Punkten entlang der Balkenachse werden empfohlen.

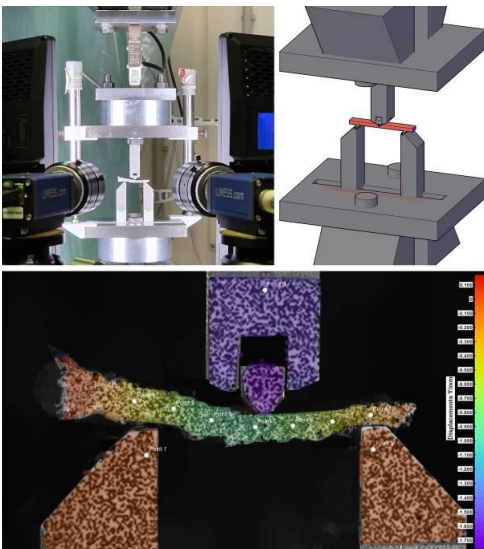
**Fazit:** Eine Anpassung der gemessenen Durchbiegungen an die analytisch ermittelte Biegelinie des Balkens mit seinen ungleichmäßigen Querschnittseigenschaften wird als die geeignetste Methode zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls angesehen.

#### Referenzen:

1 Gebhardt, M., Steinke, H., Slowik, V., 2023. Determination of the Modulus of Elasticity by Bending Tests of Specimens with Nonuniform Cross Section. *Exp Mech* 63 (4), 743–758. 10.1007/s11340-023-00945-y.

**Abb. 1:** Versuchsaufbau (oben) und mittels digitaler Bildkorrelation gemessene vertikale Verschiebungskomponente (unten) [1]

Abb. 1



### eP34

#### Unveiling skin temperature response to localized muscular fatigue: an infrared thermographic exploration at M. Triceps surae

J. A. Escalona Navarro<sup>1</sup>, L. Verderber<sup>1</sup>, D. Schmidt<sup>1</sup>, M. A. dos Santos<sup>2</sup>, I. Aparicio<sup>3</sup>, J. I. P. Quesada<sup>3</sup>, F. P. Carpes<sup>2</sup>, A. M. C. Germano<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Chemnitz University of Technology, Motor control, Cognition and Neurophysiology, Chemnitz, Deutschland

<sup>2</sup>Federal University of Pampa, Applied Neuromechanics Research Group, Uruguaiiana, Brasilien

<sup>3</sup>Valencia University, Department of Physical Education and Sports, Valencia, Spanien

**Introduction:** A substantial proportion of energy generated during muscle contraction dissipates as heat, a pivotal aspect of the body's thermoregulation [1]. Despite general post-activity skin temperature increases [2,3], its potential use as a fatigue marker remains controversial.

**Aim:** This study evaluates the sensitivity of skin temperature outcomes to an exercise protocol inducing acute fatigue in the M. triceps surae (TS).

**Materials & Methods:** 41 participants ( $24.7 \pm 4.3$  yrs) underwent pre-, immediately post-, and 10 min post-fatigue thermographic imaging targeting the lower posterior leg area. The Region of Interest (ROI) included the lateral (TSL) and medial (TSM) portions of the TS. The fatigue protocol involved three sets of single-leg calf raises until subjects could no longer sustain the prescribed movement amplitude. Analyzed parameters, including maximal and mean temperature, underwent inferential statistical tests for data analysis.

**Results:** The skin temperature of the TSM was significantly higher than the TSL at all time points. Maximum skin temperature at the TSM and TSL significantly increased immediately post-fatigue and 10 min later compared to baseline (Table 1). Regarding mean skin temperature, significant increases at the TSM and TSL were exhibited when comparing 10 min post-intervention versus the other two time points. However, no significant immediate mean temperature increase was observed after fatigue.

**Summary:** Skin temperature responses to fatigue differed between the TSL and TSM. Maximum skin temperature demonstrated greater sensitivity to acute fatigue. Future investigations should explore additional temperature parameters and evaluate the repeatability of the observed responses.

[1] Krstrup et al., J Physiol, 549(1), 255–269 (2003).

[2] da Silva et al., Physiol Meas, 39(10), (2018).

**Table 1:** Mean  $\pm$  SD of mean and maximum skin temperature [ $^{\circ}$ C]

A, B, C, D, E, F, G, and H  $p < 0.05$  pre vs. post comparisons and \*  $p < 0.05$  TSL vs. TSM

#### Abb. 1

	Skin temperature M. triceps surae medialis [ $^{\circ}$ C]		Skin temperature M. triceps surae lateralis [ $^{\circ}$ C]	
	mean	max.	mean	max.
Pre-fatigue	$29.93 \pm 0.77^{*A}$	$31.30 \pm 0.98^{*CD}$	$29.66 \pm 0.86^{*E}$	$31.30 \pm 0.98^{*GH}$
Post-fatigue	$30.40 \pm 0.98^{*B}$	$32.72 \pm 1.13^{*C}$	$29.90 \pm 1.08^{*F}$	$32.07 \pm 1.21^{*G}$
10 min post-fatigue	$31.03 \pm 0.99^{*AB}$	$33.03 \pm 1.13^{*D}$	$30.67 \pm 1.02^{*EF}$	$32.53 \pm 1.01^{*H}$

eP35

### Structure–function relationship is altered with aging and degeneration in the human meniscus

*G. Q. Teixeira<sup>1</sup>, J. Schwer<sup>1</sup>, M. Gross<sup>1</sup>, L. de Roy<sup>1</sup>, A. Ignatius<sup>1</sup>, A. M. Seitz<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

**Introduction:** The elastic and viscoelastic properties of degenerated menisci may change before alterations are detectable in the adjacent articular cartilage<sup>1</sup>.

**Aim:** The aim of this study was to identify changes in the structure-function relationship of lateral and medial menisci during aging/degeneration.

**Materials & Methods:** Twelve mildly (age: 47±11) and 12 severely (age: 82±9) degenerated human medial and lateral menisci were investigated (Fig. 1A). Confined stress-relaxation tests were performed to assess permeability (k) and equilibrium modulus (E<sub>eq</sub>), and tensile tests to determine Young's modulus (E) and failure load (F<sub>max</sub>). DNA, glycosaminoglycan (GAG) and collagen were quantified. Collagen type I (COL1), COL2 and aggrecan (ACAN) were analyzed by immunohistochemistry in different meniscus regions (Fig. 1A,B). Statistics: Kruskal-Wallis test (significance, p<0.05).

**Results:** E<sub>eq</sub> increased with degeneration (p<0.05, Fig. 2A), without affecting k (p>0.76, Fig. 2B). The tensile properties were not altered with degeneration (p>0.16). While GAG increased, collagen decreased with degeneration, both in lateral (p<0.05) and medial (p=0.06) menisci. A progressive destruction of the collagen structure was observed without significantly affecting COL1 or COL2 (p>0.20, Fig. 1C,D). ACAN increased with degeneration, particularly in lateral menisci (p<0.05, Fig. 1E) and in the white-white zone (zone 1, p<0.05, Fig. 1F).

**Discussion:** This work indicates that structural changes may be detectable at protein level before biomechanical alterations can be observed. The increase in E<sub>eq</sub> may be explained by a disturbed relationship in the biphasic meniscus structure possibly resulting from an increase in GAG. This data can be used to validate in silico determination of meniscus material parameters, with special focus on the early detection of osteoarthritis. References: 1. Seitz et al., 2021. Acknowledgements: DFG (AS3135/2-1), ON Foundation (21-340).

**Abb. 1**

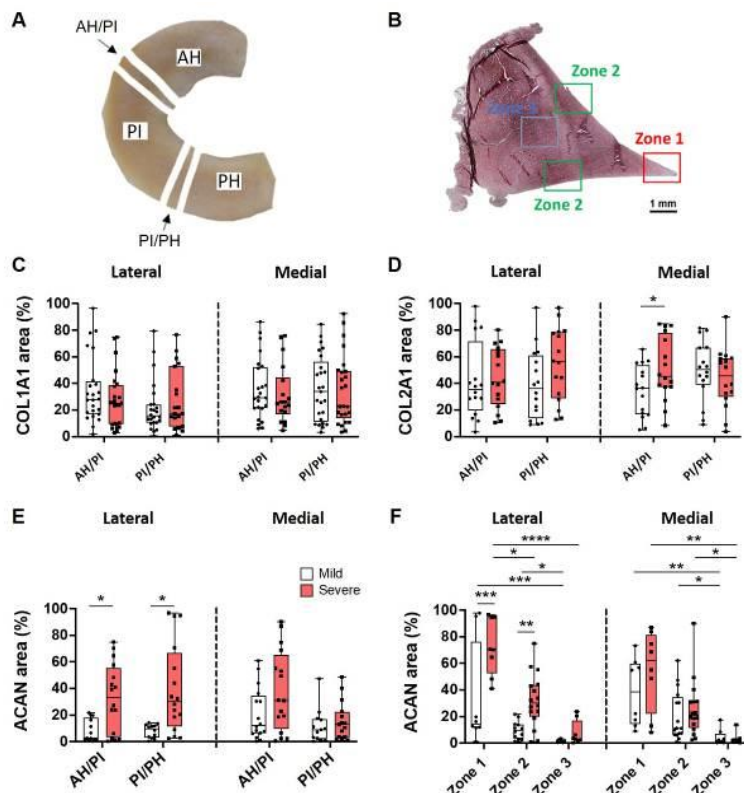
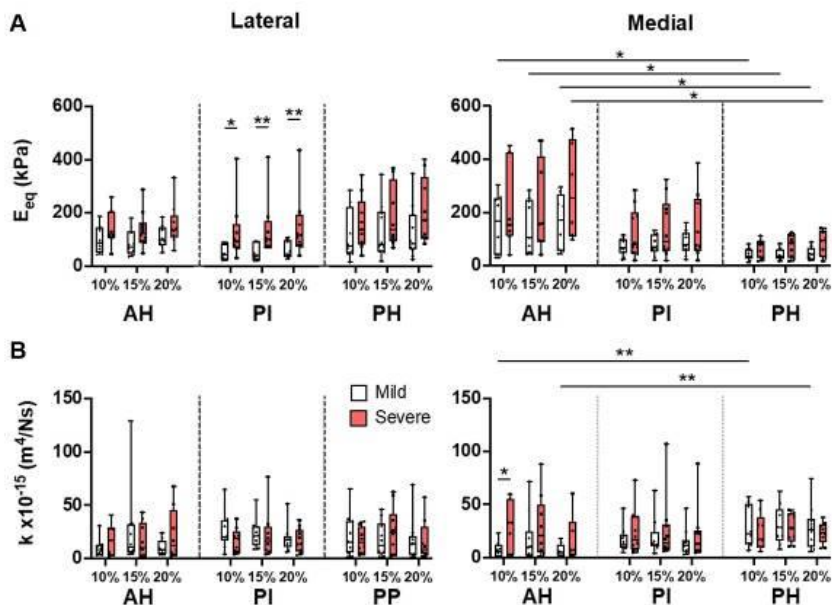


Abb. 2





## Integration eines piezoelektrischen Energy-Harvesting-Systems in einen zementfreien Hüftrevisionsstiel

*F. Geiger<sup>1</sup>, P. Kloubert<sup>1</sup>, R. Bader<sup>1</sup>, D. Kluess<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie (FORBIOMIT), Rostock, Deutschland

Instrumentierte Hüftimplantate mit sensorischer und aktiver Funktion zur Überwachung implantat- und patientenspezifischer Parameter sollen in Zukunft helfen, die Herausforderungen der steigenden Zahlen an Implantationen von Hüftendoprothesen zu meistern [1]. Vor Kurzem wurde ein piezoelektrisches Energie-Harvesting-System (EHS) erfolgreich in einen zementierten Hüftendoprothesenstiel integriert [2]. Um diese autarke Energieversorgung als therapeutische Maßnahme zur lokalen Erhöhung der periprotetischen Knochendichte nutzen zu können, sollte das EHS in einen zementfreien Revisionsstiel integriert werden.

Es sollte das EHS in einen ausgewählten zementfreien Revisionsstiel derart integriert werden, sodass eine möglichst hohe elektrische Leistung gewandelt wird, bei Berücksichtigung der mechanischen Implantatstabilität.

Mithilfe einer numerischen Beanspruchungsanalyse wurde zunächst eine mögliche Position des EHS im Revisionsstiel ermittelt. Dafür wurde ein Finite-Elemente-Modell des Revisionsstiels in einem künstlichen Femur erstellt. Es wurden physiologische Randbedingungen zum Zeitpunkt der maximalen Hüftgelenkkontaktkraft beim Gehen verwendet.

Es zeigte sich bei Simulation eines femoralen Knochendefektes 3A nach Paprosky eine maximale Druckspannung von 174 MPa im distalen und eine maximale Zugspannung von 153,8 MPa im Halsbereich des Revisionsstiels (Abb.1).

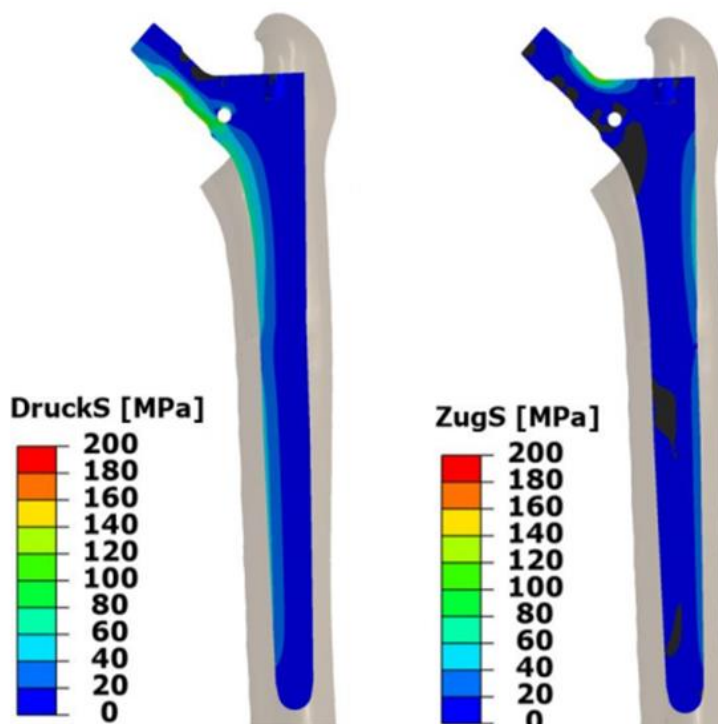
Die in dieser Arbeit erzielte mechanische Beanspruchungsanalyse des Revisionsstiels gibt erste Aufschlüsse über die geeignete Positionierung des Piezoelementes. Zukünftig soll Material aus dem Revisionsstiel in Form verschiedener Kavitäten zur Integration des Piezoelementes entfernt werden und das modifizierte Hüftimplantat auf mechanische Stabilität untersucht werden.

**Abbildung 1:** Ergebnisse der Druck- und Zugspannungen zum Zeitpunkt der maximalen Hüftgelenkkontaktkraft beim Gehen.

### Referenzen:

1. Ledet et al., *Innov. Entrep. Health*, 5 (41–51), 2018.
2. Lange et al., *Smart Mater. Struct.*, 29 (115051), 2020.

**Abb. 1**



**Biomechanical investigation of positive reduction in the femoral neck fracture***X. Zhou<sup>1</sup>, X. Li<sup>1</sup>, W. Lehmann<sup>1</sup>, A. F. Schilling<sup>1</sup>, K. Böker<sup>1</sup>*<sup>1</sup>University of Göttingen, Department of Trauma Surgery, Orthopedics and Plastic Surgery, University Medical Center Göttingen, 37075 Göttingen, Germany., Göttingen, Deutschland

**Introduction:** Achieving an anatomic reduction is critical for patients with femoral neck fractures (FNFs), but can be challenging in certain cases. The concept of 'Gotfried positive reduction' offers an alternative approach for such situations. This concept entails positioning the distal femoral neck fragment at the inferior medial edge of the proximal fragment in the anteroposterior (AP) view. However, in some clinical cases, increasing the Gotfried positive reduction may result in internal fixator failure and even hip varus.

**Objective:** The aim of this study is to analyze the effect of Gotfried's positive reduction on the FNF with different Pauwels angles.

**Methods:** 3D models representing negative, anatomic, and positive femoral neck fracture (FNF) reductions stabilized with dynamic hip screws (DHS) and cannulated screws (CS), each associated with different Pauwels groups (Pauwels I, II, and III), were generated using finite element (FE) technology based on CT data. A 2100N load was applied to the femoral head in alignment with the mechanical axis of the femur. Parameters investigated, included von Mises stress, displacement, and von Mises strain. The stress distribution of the internal fixation was chosen as the key indicator to assess stability.

**Results:** The anatomic reduction model showed the minimum von Mises stress of the internal fixator for three groups (68.487 MPa, 98.991 MPa, and 161.11 MPa). With increasing positive reduction, there was a proportional increase in stress within the internal fixation. For Pauwels type I and type II FNFs, positive reductions of 1 mm (86.042 MPa, 115.3 Mpa) and 2 mm (108.77 MPa, 151.7 Mpa) were considered acceptable. For Pauwels type III FNFs, a positive reduction of 1 mm (167.9 Mpa) was acceptable. Negative reduction should be avoided.

**Conclusion:** Excessive positive reduction may increase the risk of internal fixation failure in FNF.

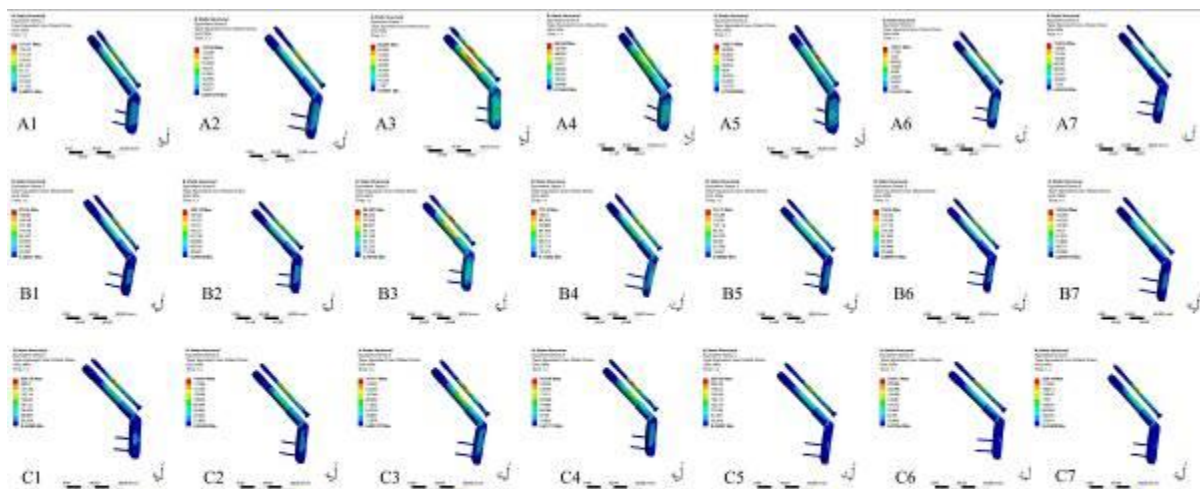
**Abb. 1**

Figure 1 | Von-Mises stress nephograms of DHS and CS in different Pauwels FNF group with different reduction models. (A) Pauwels I FNF group: A1) negative reduction 2mm model, A2) negative reduction 1mm model, A3) anatomical reduction model, A4) positive reduction 1mm model, A5) positive reduction 2mm model, A6) positive reduction 3mm model; A7) positive reduction 4mm model; (B) Pauwels II FNF group: B1) negative reduction 2mm model, B2) negative reduction 1mm model, B3) anatomical reduction model, B4) positive reduction 1mm model, B5) positive reduction 2mm model, B6) positive reduction 3mm model; B7) positive reduction 4mm model; (C) Pauwels III FNF group: C1) negative reduction 2mm model, C2) negative reduction 1mm model, C3) anatomical reduction model, C4) positive reduction 1mm model, C5) positive reduction 2mm model, C6) positive reduction 3mm model; C7) positive reduction 4mm model;

Abb. 2

The Von-Mises Stress Distribution of DHS+CS

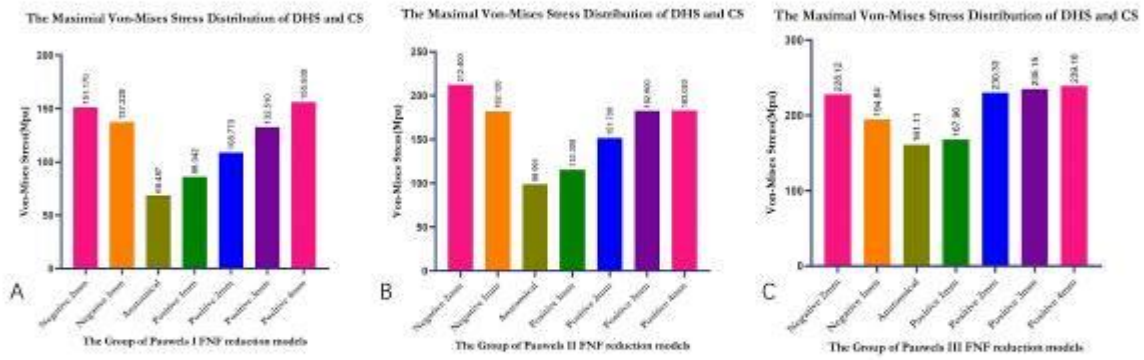


Figure 2| The Von-Mises stress of DHS and CS of various reduction models in different Pauwels FNF group. (A) Pauwels I FNF reduction models, (B) Pauwels II FNF reduction models, (C) Pauwels III FNF reduction models.

## eP38

### Mechanische Charakterisierung eines multifunktionalen hybriden Implantatwerkstoffes aus ATZ und additiv gefertigter Ti-35Nb-6Ta Legierung

*J. O. Sass<sup>1</sup>, P. Henke<sup>1</sup>, D. Kluess<sup>1,2</sup>, C. Lork<sup>3</sup>, J. Johannsen<sup>4</sup>, U. Lembke<sup>5</sup>, D. Pfuetzner<sup>6</sup>, M. Weinmann<sup>7</sup>, M. Stenzel<sup>7</sup>, R. Bader<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Rostock, Deutschland

<sup>2</sup>INNOPROOF GmbH, Rostock, Deutschland

<sup>3</sup>ZM Präzisionsdentaltechnik GmbH, Rostock, Deutschland

<sup>4</sup>Fraunhofer-Einrichtung für Additive Produktionstechnologien IAPT, Hamburg, Deutschland

<sup>5</sup>DOT GmbH, Rostock, Deutschland

<sup>6</sup>FMZ GmbH, Rostock, Deutschland

<sup>7</sup>TANIOBIS GmbH, Goslar, Deutschland

Ein multifunktionaler Verbund aus einer Oxidkeramik und einer Titanlegierung sind vielversprechende Werkstoffkandidaten für Gelenkersatz-Implantate, indem diese die Korrosions- und Abriebbeständigkeit erhöhen und darüber hinaus die Knochen-Implantat-Interaktion verbessern [1,2].

Das Ziel dieser Studie war die mechanische Untersuchung von Hybridwerkstoffen aus einer ATZ Keramik und  $\beta$ -phasigem Ti-35Nb-6Ta, welches durch selektives Laserstrahlschmelzen hergestellt wurde. Weiterhin wurden Funktionsdemonstratoren, die den Flexionsbereich der Femurkomponente einer Knieendoprothese (Abb. 1A) darstellen, biomechanisch untersucht.

Der Verbund aus der ATZ Keramik und additiv gefertigtem Ti-35Nb-6Ta wurde mittels Glaslottechnologie gefügt. Im Anschluss wurden Scherfestigkeitsuntersuchungen (nach ASTM F1044) und darauf aufbauend biomechanische Untersuchungen an Funktionsdemonstratoren durchgeführt. Diese Untersuchung erfolgte in einem 6-Freiheitsgrad Gelenksimulator (ViVoTM, Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA, USA) unter Aufbringung des in der ISO 14243-1 beschriebenen Gangzyklus (Abb. 1B) über 10.000 Zyklen. Durchläufer dieser zyklischen Belastung wurden in einer Prüfmaschine (8874 Instron, Norwood, Massachusetts, USA) mit einem Rotationsmoment, welches eine Scherspannung innerhalb der Glaslotverbindung induzierte, beaufschlagt und bis zum Versagen belastet.

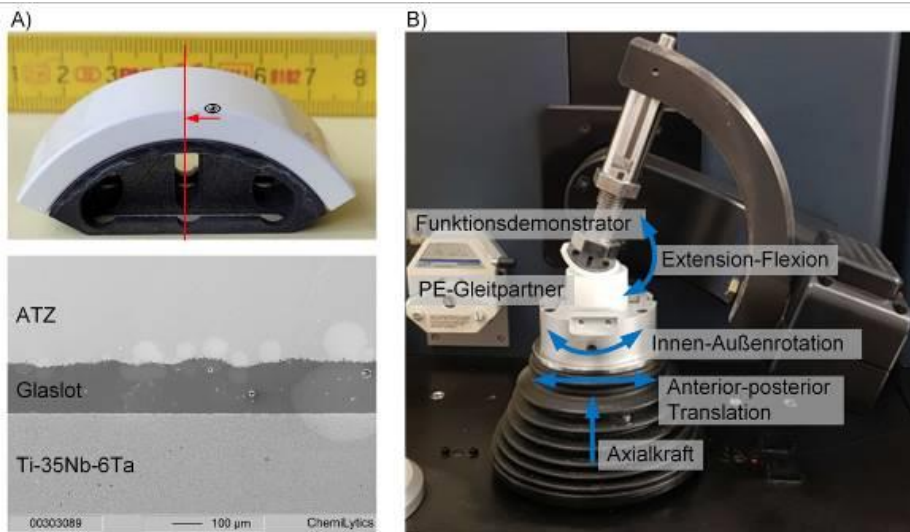
Die Scherfestigkeit der Hybridprobekörper aus ATZ und Ti-35Nb-6Ta betrug  $26,4 \pm 4,2$  MPa. Alle untersuchten Funktionsdemonstratoren durchliefen die zyklische Belastung ohne sichtbare Schädigung. Das maximal ertragbare Rotationsmoment betrug  $40,7 \pm 2,2$  Nm.

Die Studienergebnisse zeigen, dass die entwickelten hybriden Funktionsdemonstratoren biomechanisch relevanten Belastungen standhalten können.

[1] Bahraminasab et al., Mater. Des., 2013

[2] Mick et al., Materials, 2014

## Abb. 1



**Abbildung 1:** A) Funktionsdemonstrator und rasterelektronenmikroskopisches Schnittbild des multifunktionalen Werkstoffverbundes, B) Aufbau der biomechanischen Untersuchung der Funktionsdemonstratoren im 6-Freiheitsgrad Gelenksimulator.

## eP39

### Entwicklung eines Systems für die Versorgung von Insuffizienzfrakturen des Sakrums ohne zusätzliche intraoperative Bildgebung

M. Heilemann<sup>1</sup>, R. Heilmann<sup>1</sup>, B. Fischer<sup>1</sup>, M. Reuß<sup>2</sup>, K. Kraus<sup>2</sup>, S. Löffler<sup>3</sup>, S. Schleifenbaum<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, ZESBO, Leipzig, Deutschland

<sup>2</sup>Deltacor GmbH, Werneck, Deutschland

<sup>3</sup>Universität Leipzig – Medizinische Fakultät, Institut für Anatomie, Leipzig, Deutschland

**Einleitung:** Für die Versorgung von Insuffizienzfrakturen des Sakrums und Instabilitäten des Iliosakralgelenks gibt es verschiedene Behandlungsmethoden. Primär wird Kompression auf die Fraktur mithilfe von Schraubmechanismen aufgebracht. Eine sichere Navigation ist dabei essenziell, um ein gutes klinisches Outcome zu gewährleisten und Komplikationen zu vermeiden.

**Ziele:** Es sollte im Rahmen der Studie ein infrastruktur-unabhängiges Navigationssystem für die sichere Platzierung transiliosakraler Implantate für Insuffizienzfrakturen des Sakrums entwickelt werden.

**Materialien & Methoden:** Es wurden zwei Methoden der Navigation im Bereich der S1- und S2-Korridore verfolgt. Initial erfolgte die Entwicklung eines Schablonensystems, welches anhand anatomischer Landmarken die sichere Platzierung des K-Drahtes über Haltehaken ermöglichen sollte. Dem gegenübergestellt wurde ein Platzierungssystem basierend auf zwei vor-implantierten Knochenankern, welche zusammen mit dem Führungsrohr eine 3-Punkt-Auflage definieren. Mittels digitaler OP-Planung sollte dies die millimetergenaue Platzierung des K-Drahts als Implantations-Leitstruktur gewährleisten. An Kunstknochen und teilweise auch am Körperspender wurden die Methoden getestet.

**Ergebnisse:** Die haltehakenbasierte Methode zeigte am Kunstknochen eine gute Genauigkeit in beiden Korridoren mit geringen Abweichungen der realen von der geplanten Trajektorie. Testungen am Körperspender verliefen nicht zufriedenstellend, da die Navigation aufgrund des Weichgewebemantels zu unpräzise war. Bei osteoporotischem Knochen erwiesen sich die Haltehaken als problematisch, da eine Beschädigung des Knochens aufgetreten ist. Das ankerbasierte Platzierungssystem zeigte bereits am Kunstknochen deutlich verbesserte Ergebnisse.

**Zusammenfassung:** Die digitale OP-Planung zur Platzierung eines transiliosakralen Implantats auf Basis von knochenankergestützter Schablonen-Navigation stellt ein vielversprechendes Vorgehen zur Komplikationsreduktion jener Versorgung dar.

**Nanoindentation on tendon tissue: Surprising findings and open questions***H. Tempfer<sup>1</sup>, B. Schwemberger<sup>1</sup>, A. Traweger<sup>1</sup>*<sup>1</sup>Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Institut für Sehnen- und Knochenregeneration, Salzburg, Österreich

**Background:** Biomechanical testing of tendons is commonly performed by uniaxial tensile stretching along collagen fibre orientation. So far, only little is known about tendon biomechanical response to compression on a nanoscale, which may provide information on tissue quality not achievable by tensile testing.

**Aims:** It is the aim of this study provide first insight to the behaviour of healthy and injured tendon under compressive forces.

**Material and methods:** Cryosections of unfixed healthy rat patella tendons derived from male SD rats and from tendons 2, 4 and 6 weeks after creating a 2 mm punch defect were examined with a Chiaro Nanoindenter (Optics11 B.V.). Measurements were performed at several time points after immersion, either in Phosphate Buffered Saline (PBS) or 8% polyethylene glycole (PEG) in PBS. For indentation, a cantilever with a stiffness of 0.5 N/m and a sphere tip with a radius of 52 µm was used. Stiffness was calculated using the Hertzian model.

**Results:** In healthy tendons,  $E(\text{eff})$  declined from  $23.4 \pm 3.6$  kPa after 5 minutes to  $11.3 \pm 2.9$  kPa after 60 minutes, stiffness of the tendon defect area only declined from  $4.9 \pm 1.4$  kPa after 5 Minutes to  $3.6 \pm 1.1$  kPa after 60 minutes (Figure 1). Interestingly, reprobng samples after rinsing in water and drying resulted in higher elastic modulus ( $35.8 \pm 4.7$  kPa at 5 minutes after PBS immersion). Immersion in 8% PEG after 5 minutes hydration in PBS lead to an average stiffness of  $135 \pm 34.1$  kPa after 10 minutes.

**Discussion:** The observed decline in elasticity modulus due to PBS immersion needs to be considered for longer lasting measurements like surface mapping studies. Moreover, the use of PEG to avoid tissue swelling as it has been shown for tensile testing of tendons is not suitable for tendon nanoindentation. As nanoindentation measurements can only be performed in aqueous solutions, the "in vivo degree of hydration" remains an unknown variable, favouring semiquantitative, within-experiment analyses.

Abb. 1

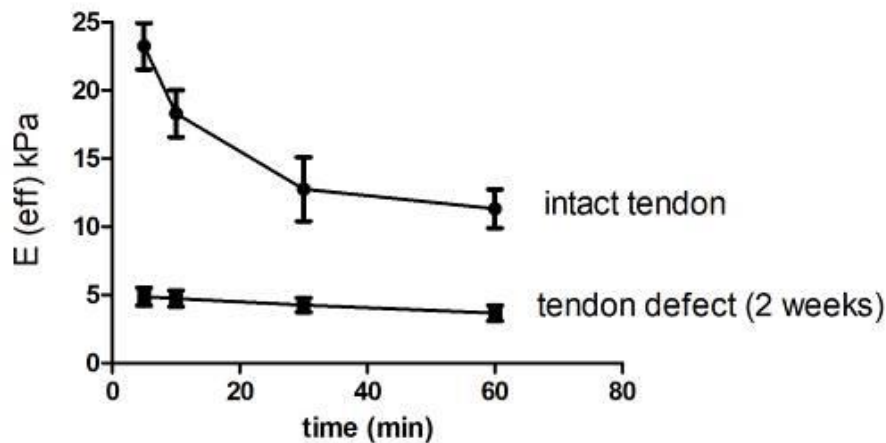


Figure 1: Elastic modulus declines particularly in intact tendon over time after buffer immersion.