11. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)

3.–5. April 2019 • Berlin

Abstractband

Inhalt

Session 1 • Bewegungsanalyse I 4

Session 2 • Endoprothetik der Hüfte 19

Session 3 • Klinische Studien und Prothetik 31

Session 4 • Implantate/Tribologie/Biomaterialien I 42

Session 5 • Implantate/Tribologie/Biomaterialien II 52

Session 6 • Gewebebiomechanik/Wirbelsäule 63

Session 7 • Bewegungsapparat/Ganganalyse 77

Session 8 • Computational Functional Anatomy 91

Session 9 • Bewegungsanalyse II 103

Session 10 • Numerische Methoden 117

Session 11 • Young Investigator Award 126

Session 12 • Sportbiomechanik 139

Session 13 • Frakturheilung 152

Session 14 • Mechanobiologie 163

Session 15 • Zahn- und Kieferbiomechanik 170

Postersession 1 • Bewegungsanalyse I 176

Postersession 2 • Implantate/Tribologie 188

Postersession 3 • Gewebebiomechanik 199

Postersession 4 • Zahn- und Kieferbiomechanik 208

Postersession 5 • Sportbiomechanik 216

Postersession 6 • Mechanobiologie 227

Postersession 7 • Bewegungsanalyse II 234

Postersession 8 • Implantate/Präklinische Prüfung 243

Postersession 9 • Frakturheilung 252

Postersession 10 • Numerische Methoden 263

Postersession 11 • Bewegungsapparat 274

Session 1 • Bewegungsanalyse I

V1

Vergleichende Darstellung kinematischer Daten aus 14 verschiedenen Ganglaboren im deutschsprachigen Raum: Eine Methode zur Identifizierung von Ausreißern

S. Durstberger[1], F. Stief[1,2], A. Kranzl[1]
[1]Orthopädisches Spital Speising, Gang- und Bewegungslabor, Wien, Österreich
[2]Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Gang- und Bewegungslabor, Frankfurt am Main, Deutschland

Fragestellung

Eine Limitation vieler Bewegungsanalyse Studien ist die geringe Gruppengröße. Durch Multicenterstudien kann auf ein größeres Patientengut zurückgegriffen werden. Das Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss von 14 verschiedenen Untersuchern auf die kinematischen Gangdaten zu evaluieren. Zusätzlich sollen mit diesem Ansatz Untersucher identifiziert werden, die sich aufgrund einer zu großen Abweichung nicht für eine Multicenterstudie eignen.

Material und Methode

Die Hauptuntersucher von 14 verschiedenen GAMMA-Ganglaboren führten jeweils eine 3D-Ganganalyse bei einem gesunden Probanden im Bewegungsanalyselabor des Orthopädischen Spitals Speising in Wien durch. Jeder Untersucher wendete dabei die etablierte Routine des eigenen Ganglabors an. Die Daten wurde von jedem Labor zunächst selbst aufbereitet und anschließend die ausgewerteten kinematischen und kinetischen Ergebnisse zurück nach Wien gesendet. Mit der Methode von Sangeux [1] wurde ein Ranking erstellt, bei dem das repräsentativste Labor an erster Stelle steht. Die anderen Labore wurden absteigend gereiht und sollte der R-Score über 3 liegen wurde das Labor als Ausreißer definiert. Für die Berechnung des Rankings wurden die Winkelverläufe von Becken, Hüfte, Knie, Knöchel und Fuß verwendet. Das Ranking wurde zusammengefasst für jede Körperebene extra erstellt.

Ergebnis

Es zeigte sich, dass die Labore in der transversalen Ebene, aufgrund verschiedener biomechanischer Modele, in zwei Gruppen geteilt werden mussten. 6 Labore bestimmten die Tibia Torsion manuell. Die anderen 8 Labore bestimmten diese, durch zusätzliche Marker an den medialen Femurkondylen und der medialen Malleolengabel während der statischen Aufnahme, automatisch. Es konnte für jede Ebene und Gruppe eine Reihung vorgenommen werden und so die repräsentativsten Labore in der jeweiligen Ebene erkannt werden. Außerdem konnte in der Transversalebene, in der Gruppe welche die zusätzlichen medialen Marker verwenden, ein Ausreißer erkannt[werden. In Abbildung 1 wird exemplarisch der sagittale Fußwinkel gezeigt. Die schwarze Linie ist das repräsentativste Labor in der Sagittalebene und in grau die anderen Labore.

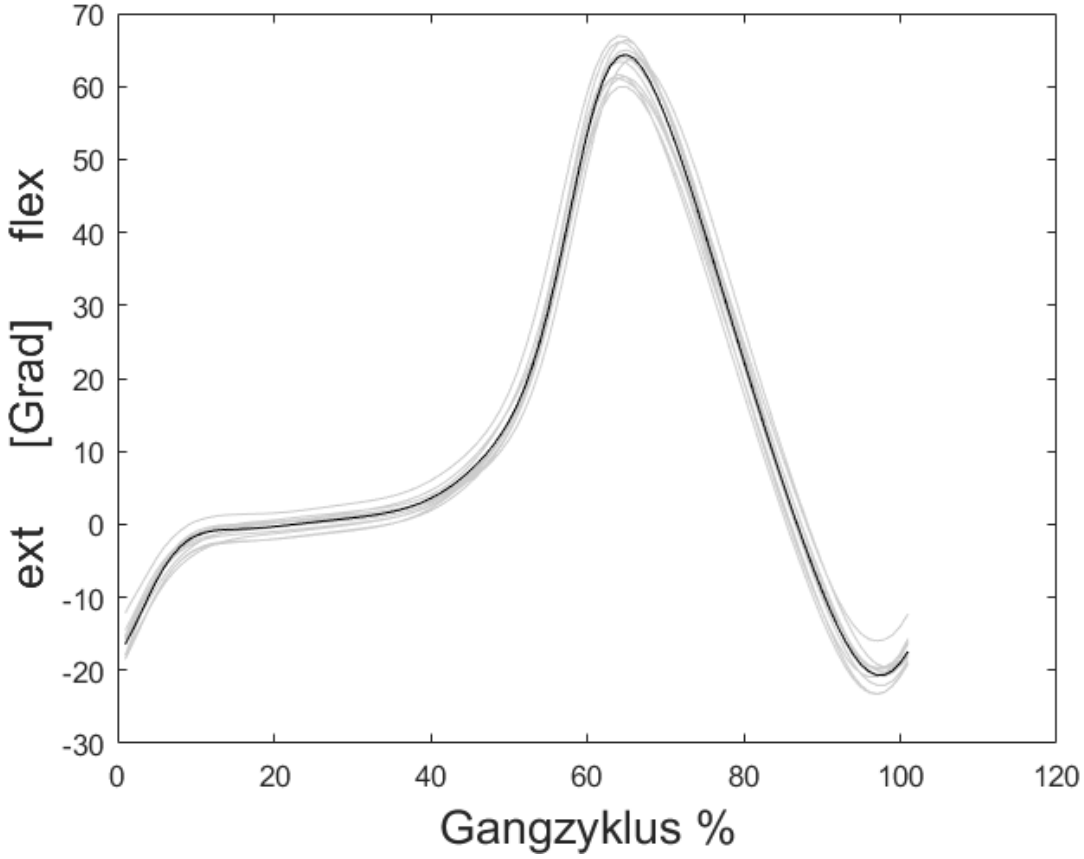
Schlussfolgerung

Es zeigte sich, dass die 14 Labore in der Sagittalebene und in der Frontalebene homogene Ergebnisse liefern. Nur in der Transversalebene wurde ein Ausreißer erkannt. Jedoch mussten die Labore durch die Verwendung von verschiedenen biomechanischen Modelle in zwei Gruppen geteilt werden. Somit hat sich gezeigt, dass es für die 14 Bewegungslabore aus dem deutschsprachigen Raum möglich ist Multicenterstudien durchzuführen. Jedoch sollten Labore nur dann zusammenarbeiten, wenn sie das gleiche biomechanische Modell verwenden.

Referenzen

[1] Sangeux, Polak; 2015; A simple method to choose the most representative stride and detect outliers. Gait Posture, 41 (2): 726-30.

Abb. 1


70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
ext [Grad] flex
0
20
40
60
80
100
120
Gangzyklus %

V2

Arbeitsbereich der Faserlänge und Fasergeschwindigkeit des M. Soleus während des Laufens

S. Bohm[1], F. Mersmann[1], A. Arampatzis[1]
[1]*Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Entsprechend der Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Relation ist das Kraftpotential eines Muskels durch die Länge und Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfasern während der Bewegung bestimmt (*Bohm et al., 2018, Sci Rep 1, 8; Nikolaidou et al., 2017, Roy Soc 5, 4)*. Kontraktionen nahe der optimalen Länge der Muskelfasern und eine geringe Verkürzungsgeschwindigkeit reduzieren das aktive Muskelvolumen bei gleicher Kraft und sind somit bedeutsam hinsichtlich der Fortbewegungsökonomie (*Roberts et al., 1997, Science 275, 1113*). Ziel der vorliegenden Studie war es, die Faserdynamik des M. soleus als wichtigsten Muskel für die Fortbewegung beim Laufen während submaximaler Geschwindigkeit zu quantifizieren. Der Arbeitsbereich der Länge und Geschwindigkeit der Muskelfasern während des Laufens wurde dann auf der individuell bestimmten Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Relation abgebildet.

Material und Methode

Ultrasonografische Bildgebung, kinematische Bewegungsanalyse und Elektromyographie (EMG) wurden kombiniert, um die Dynamik der Fasern des M. soleus und der gesamten Muskel-Sehnen-Einheit sowie die neuronale Aktivierung während des Laufens (2,5 m/s) auf dem Laufband bei 16 lauferfahrenen Probanden (bisher 9 analysiert) zu bestimmen. Zur Erfassung der metabolischen Energiekosten des Laufens wurde weiterhin eine Atemgasanalyse durchgeführt. Das individuelle Kraft-Faserlängen-Verhältnis des Muskels wurde anhand maximaler isometrischer Kontraktionen in unterschiedlichen Fußgelenkwinkeln mittels Dynamometrie (invers-dynamisch) und ultraschallbasierter Faseranalyse experimentell ermittelt. Die auf die Achillessehne applizierte Kraft wurde anschließend aus dem Gelenkmoment und dem Sehnenhebelarm berechnet, der mittels Ultraschall (tendon excursion-Methode) individuell bestimmt wurde. Das Verhältnis aus Kraft und Faserlänge wurde mittels Polynom angenähert und entsprechend die maximale Kraft (F_{max}) und optimale Faserlänge (L_0) abgeleitet. Angaben aus der Literatur (a_{rel}=0,18; b_{rel}=2,11 (*Miller et al. ,2012, JOB 8, 45*)) wurden verwendet, um die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit der Muskelfasern zu bestimmen und unter Verwendung der Hillschen Gleichung damit die individuelle Kraft-Fasergeschwindigkeits-Relation zu berechnen. Folgend konnte das Kraftpotential des Muskels als Funktion der Länge und Geschwindigkeit während des Laufens berechnet werden.

Ergebnis

Die maximale Kraft des M. soleus betrug im Mittel F_{max}=2972±731 N bei einer Faserlänge von L_0=41,7±6,1 mm, wobei die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit als 488,4±71,0 mm/s berechnet wurde. Während der Standphase des Laufens arbeiteten die Fasern des Soleus Muskels in einer gemittelten Länge von 40,4±4,5 mm mit einer Verkürzung von 11,1±2,0 mm. Die standphasengemittelte Geschwindigkeit der Fasern betrug 33,1±8,5 mm/s und die normalisierte Aktivierung 25,5±6,0 %EMG_{max}. Das Kraftlängenpotenzial betrug 0,95±0,05 (Abb. 1&2) und das Kraftgeschwindigkeitspotenzial 0,74±0,07 (Abb. 1&2), woraus sich ein Gesamtpotenzial von 0,70±0,05 ableiteten ließ.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass der M. soleus im Laufen nahe seiner optimalen Länge mit moderaten Verkürzungsgeschwindigkeiten arbeitet und dementsprechend mit einem hohen Kraftpotenzial. Die günstigen Kontraktionsbedingungen ermöglichen die niedrige mittlere Muskelaktivierung (~26%) in der Standphase des Laufens und damit ein reduziertes aktives Muskelvolumen, was die metabolischen Kosten der Kraftgenerierung verringert. Tatsächlich deutet unsere noch vorläufige Atemgasanalyse einen Zusammenhang der Laufökonomie mit der Faserdynamik an.

Abb. 1: Normalisierte Länge und Geschwindigkeit der Muskelfasern des Soleus über die Standphase des Laufens (2,5 m/s) (Einzelverläufe (N=9) und Mittelwert (schwarz)).

Abb. 2: Arbeitsbereich der Länge und Geschwindigkeit der Muskelfasern des Soleus während der Standphase des Laufens, abgetragen über der normalisierten Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Kurve (MW±SD).

Abb. 1

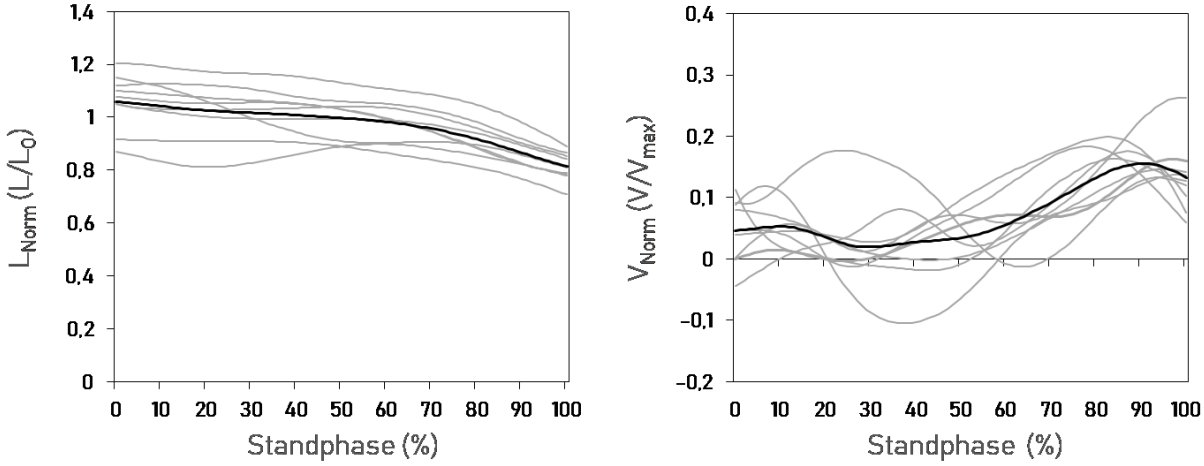
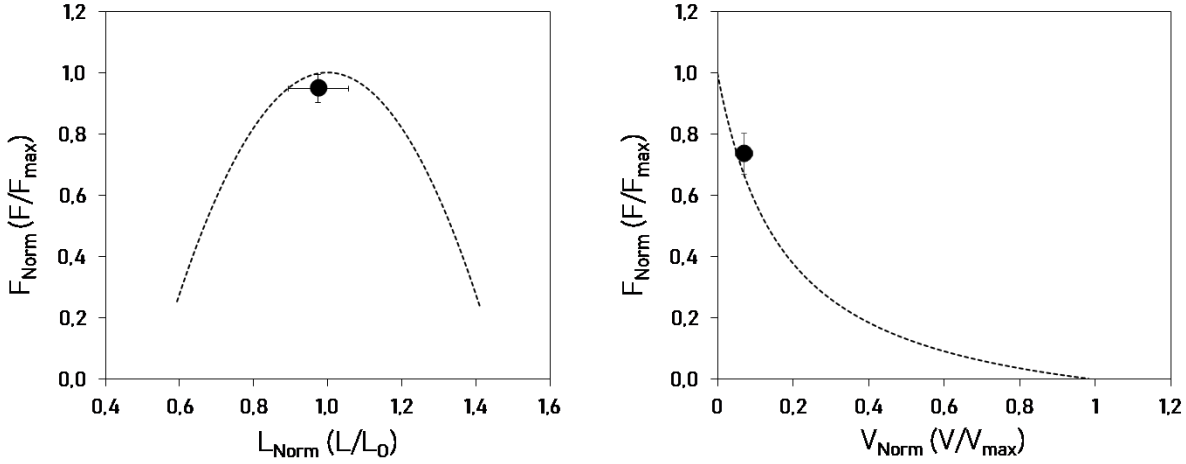

1,4
1,2
1
0,8
0,6
0,4
0,2
0
L_{Norm} (L/L_0)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
Standphase (%)
0,4
0,3
0,2
0,1
0
−0,1
−0,2
V_{Norm} (V/V_{max})
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
Standphase (%)

Abb. 2


1,2
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
0,0
F_{Norm} (F/F_{max})
0,4 0,6 0,8 1,0 1,2 1,4 1,6
L_{Norm} (L/L_0)
1,2
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
0,0
F_{Norm} (F/F_{max})
0 0,2 0,4 0,6 0,8 1 1,2
V_{Norm} (V/V_{max})

V3

Kinematische Abweichungen transradial amputierter Personen bei der Durchführung des Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP) – Eine Fallstudie

F. Unglaube[1], B. Pobatschnig[1], A. Kranzl[1]
[1]*Orthopädisches Spital Speising, Gang- und Bewegungsanalyse Labor, Wien, Österreich*

Fragestellung

Der SHAP wird vielfach genutzt um die Funktionalität der oberen Extremität bei transradial amputierten Personen (TRA) zu quantifizieren. Maßgebend hierbei ist die Ausführungszeit der 26 ADLs, welche in Form eines Indexes ausgedrückt wird. TRA sind durch Abweichungen der Gelenkskinematik bei der Bewegungsausführung im Vergleich zu nicht amputierten Personen gekennzeichnet [1]. Diese können als Kompensationsbewegungen (KB) interpretiert werden, sind mit muskuloskeletalen Überbelastungsbeschwerden assoziiert und bei der Therapieevaluation erscheint es wertvoll diese zu quantifizieren [2]. Zur Quantifizierung von KB ist eine aufwendige Erhebung kinematischer Daten notwendig. Dem gegenüber steht die zeitsparendere Anwendung zeitbasierter Assessments der Prothesenfunktion. Auf Grund dessen soll die Frage beantwortet werden, ob sich KB bei TRA in der Ausführungszeit des SHAP widerspiegeln.

Material und Methode

Dazu wurde bei 5 TRA der SHAP durchgeführt und die Gelenkskinematik erfasst. Alle Probanden waren mit konventionell gesteuerten (zwei EMG Kanäle) myoelektrischen Prothesen ausgestattet. Zwei Probanden konnten die geforderten Aufgaben nur eingeschränkt oder gar nicht durchführen. Zur Quantifizierung der KB wurde der Arm Profile Score (APS) für jeden Probanden (APSoa), jede ADL (APSst) und alle 6 verwendeten Griffmuster (APSpp) je Proband berechnet. Der APS stellt die mittlere Abweichung (RMSE) aller Gelenkswinkelverläufe zu einer Gruppe von 20 gesunden Normprobanden dar [3]. Die Ausführungszeit des SHAP wurde über den Linear Indix of Function (LIFoa, LIFst und LIFpp) quantifiziert [4], dessen Berechnung auf der gleichen Gruppe gesunder Normprobanden basiert. Beide Parameter wurden auf ihren Zusammenhang geprüft. Ein hoher LIF entspricht einer schnellen Bewegungsausführung (100 = Normgruppe) und ein niedriger APS einer geringen Abweichung zur Normgruppe bzgl. der Gelenkskinematik.

Ergebnis

Signifikante negative Korrelationen fanden sich bei Sub_1 für jede einzelne ADL (st). Ebenso bei Sub_2. Unter Berücksichtigung aller Probanden fanden sich für jede einzelne ADL (st) und die 6 verwendeten Griffmuster (pp) ebenfalls signifikante negative Korrelationen. Das r^2 bleibt bei allen gefundenen signifikanten Korrelationen unter 0,41. Die tabellarische bzw. graphische Darstellung aller Ergebnisse findet sich in Abb. 1 a) und Abb. 1 b).

Schlussfolgerung

Lediglich 2 von 4 TRAs (st) und alle TRAs (st und pp) zeigten eine signifikante, schwache bis moderate Korrelation. Dabei bleibt der Anteil der erklärten Varianz (r^2) unter 0,41. Dies zeigt, dass eine schnelle Ausführungszeit nicht zwangsläufig mit weniger KB bei TRAs assoziiert ist und somit der SHAP Kompensationsbewegung nicht eindeutig widerspiegelt. Ein ähnlicher Befund in Bezug auf den Range of Motion bestätigen diese Ergebnisse [5]. Der zeitbasierte SHAP Score spiegelt nicht alle funktionellen Aspekte der Prothesenverwendung wider. Demzufolge erscheint eine zusätzliche Quantifizierung der Kompensationsbewegungen über die Erfassung der Gelenkskinematik und einer individuellen Betrachtung dieser notwendig. Denn diese scheinen in Bezug auf muskuloskeletale Überbelastungsbeschwerden bei transradial amputierten Personen eine erhebliche Rolle zu spielen.

Referenzen

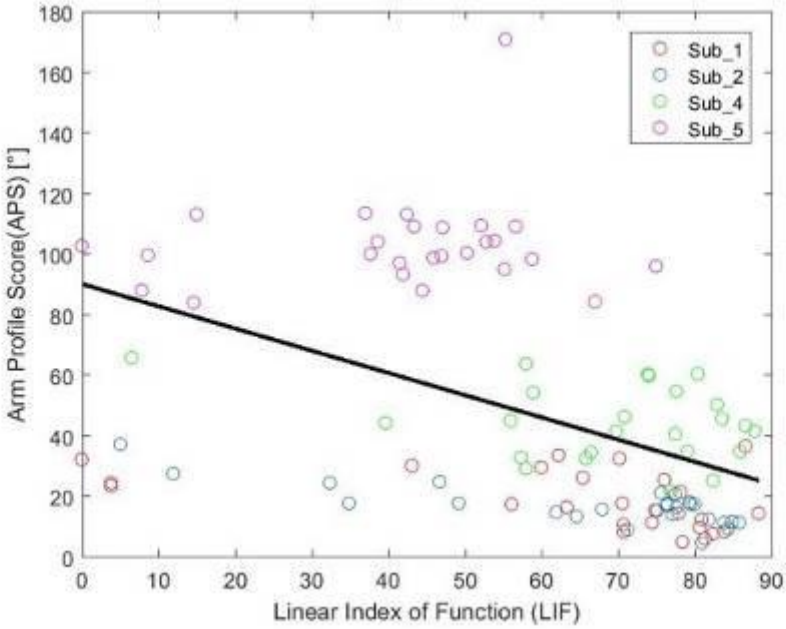
[1] Carey et al. 2008, Clin. Biomech.
[2] van der Laan et al. 2018, J. Hand Ther.
[3] Jaspers et al. 2011, Gait & Posture.
[4] Burgerhof et al. 2017, J. Hand Ther.
[5] Bouwsema et al. 2012, J. Rehabil. Res. Dev.

Abb. 1

a)

	LIFoa	APSoa [°]	LIF/APS [°]	r	p	r^2	n
Sub_1	64,7	19,1	st	**-0,542**	**0,004***	**0,29**	**26**
			pp	-0,143	0,787	0,02	6
Sub_2	66,2	17,0	st	**-0,643**	**0,000****	**0,41**	**26**
			pp	0,029	0,957	0,00	6
Sub_4	-	-	st	-0,117	0,588	0,01	24
			pp	-0,335	0,517	0,11	6
Sub_5	41,9	103,4	st	0,027	0,896	0,00	26
			pp	0,086	0,872	0,01	6
All			st	**-0,558**	**0,000****	**0,31**	**102**
			pp	**-0,42**	**0,041***	**0,18**	**24**

b)



V4

Sensomotorische Einlagen in Kombination mit funktioneller Elektrostimulation bei einem paraspastischen Gangbild: Ein Fallbeispiel

J. Clavijo Rincon[1], O. Umbach[1], J. Kellner[2], A. Kettenbach[1], E. Jakubowitz[1]
[1]Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland
[2]John & Bamberg, Hannover, Deutschland

Fragestellung

Zu den hauptsächlichen Ursachen eines paraspastischen Gangbildes zählen verkürzte Hüft- und Knieflexoren, die verzögerte Aktivierung der Mm. Peronei und die Tonuserhöhung der Mm. Gastrocnemii [1]. Demzufolge ist das Sturzrisiko durch die Ataxie, den verlagerten Schwerpunkt und die reduzierte Fußhebung deutlich erhöht.

Zurzeit wird die FES zur Behandlung des Fallfußes angewandt. Dabei wird für die Fußhebung der M. Tibialis anterior über Elektroden am Unterschenkel stimuliert. Die Steuerung der Stimulationszeit wird über einen Fersenschalter getriggert [2].

Das Relief sensomotorischer Einlagen (SME) ermöglicht zusätzlich einen normalen Fersenaufsatz in Kombination mit der provozierten Dorsalextension mittels Hebelarmverlagerung [3]. Mit Hilfe des vorliegenden Falls soll die Wirksamkeit dieser Kombination aufgezeigt werden.

Material und Methode

Eine Patientin (31 Jahre) mit paraspastischem Gangbild wurde ohne Versorgung, mit SME, mit FES und in der Kombination aus SME und FES ganganalytisch (Vicon Motion Systems Ltd. UK) mit Hilfe des Plug-in-Gait-Models untersucht. In jeder Situation wurden 5 Trials erfasst und prozessiert. Die Ergebnisse wurden durch eine vergleichende Analyse der Kinematik und Kinetik ermittelt.

Ergebnis

Im oberen Sprunggelenk erhöhte sich die Dorsalextension von -10° unversorgt auf 4° mit SME und auf 9° mit SME und FES während des initialen Bodenkontakts. Die Maximalwerte der Dorsalextension stiegen von 9° unversorgt auf 18° mit SME und auf 16° mit SME und FES (Abb.1). Die Fußaußenrotation wurde in der mittleren Standphase von 12° unversorgt auf 1° mit SME, bzw. 4° mit SME und FES korrigiert. Während der mittleren Schwungphase änderten sich die Innenrotationswerte von 8° unversorgt auf 10° mit SME und 16° mit SME und FES. Die maximale Knieflexion zeigte eine Minderung während der Schwungphase von 50° unversorgt auf 43° mit SME und 39° mit SME und FES.

Die sagittale Drehmomentenanforderung im oberen Sprunggelenk konnte beidseitig zu Beginn der Standphase von 17,5 Nmm/kg unversorgt auf 11,1 Nmm/kg mit SME und 5,0 Nmm/kg mit SME und FES reduziert werden. Die Drehmomentenanforderung im Knie zeigte während der terminalen Standphase bis zur frühen Schwungphase eine Varianzreduzierung. Während der Standphase erzielen sowohl SME als auch SME und FES im Vergleich zur unversorgten Situation eine Verminderung der knieflektierenden Momente.

Schlussfolgerung

Beide Versorgungen ermöglichen eine deutliche Verbesserung des paraspastischen Gangbilds. Die SME-Versorgung bewirkt dabei eine Rückfußstabilisierung mit medialer und lateraler Anstützung. Zudem wird die Dorsalextension deutlich erhöht. Dieses ist u.a. auf die Tonuserhöhung der Mm. Tibialis anterior und posterior zurückzuführen [2]. Die erhöhte Vorfußadduktion wird in Verbindung mit der FES verringert [4]. Gleichzeitig wird die Fußhebung durch die FES weiter verstärkt. Die durch konsekutive Versorgung bedingte, stufenweise Reduzierung der Drehmomente im oberen Sprunggelenk zeigt, dass mit einer Kombinationsversorgung aus SME mit FES eine signifikante Energieersparnis zu erreichen ist.

Aufgrund dieses erfolgversprechenden Ergebnisses wird gerade eine prospektive Studie angestrebt.

Literatur

[1] Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. EFFORT Open Rev. 2016 Dec; 1(12): 448-460.
[2] Kornelia K, Burnfield J, Reischl S, Requej S. Effect of Foot Orthoses on Tibialis Posterior Activation in Persons with Pes Planus. Med. Sci. Sports Exerc. Vol. 37, No.1, pp. 24-29, 2005.
[3] Chen Y, Lou S, Huang C, Su F. Effect of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clinical Biomechaniks 25 (2010) 265-270.
[4] Jeffrey M, Haudorff H, Ring H. Effects of a New Radio Frequency- Controled Neuroprothesis on Gait Symmetry and Rhythmicity in Patients with Chronis Hemiparesis. Am. J. Phys. Med. Rehabil. Vol. 87, No.1.

Abb. 1

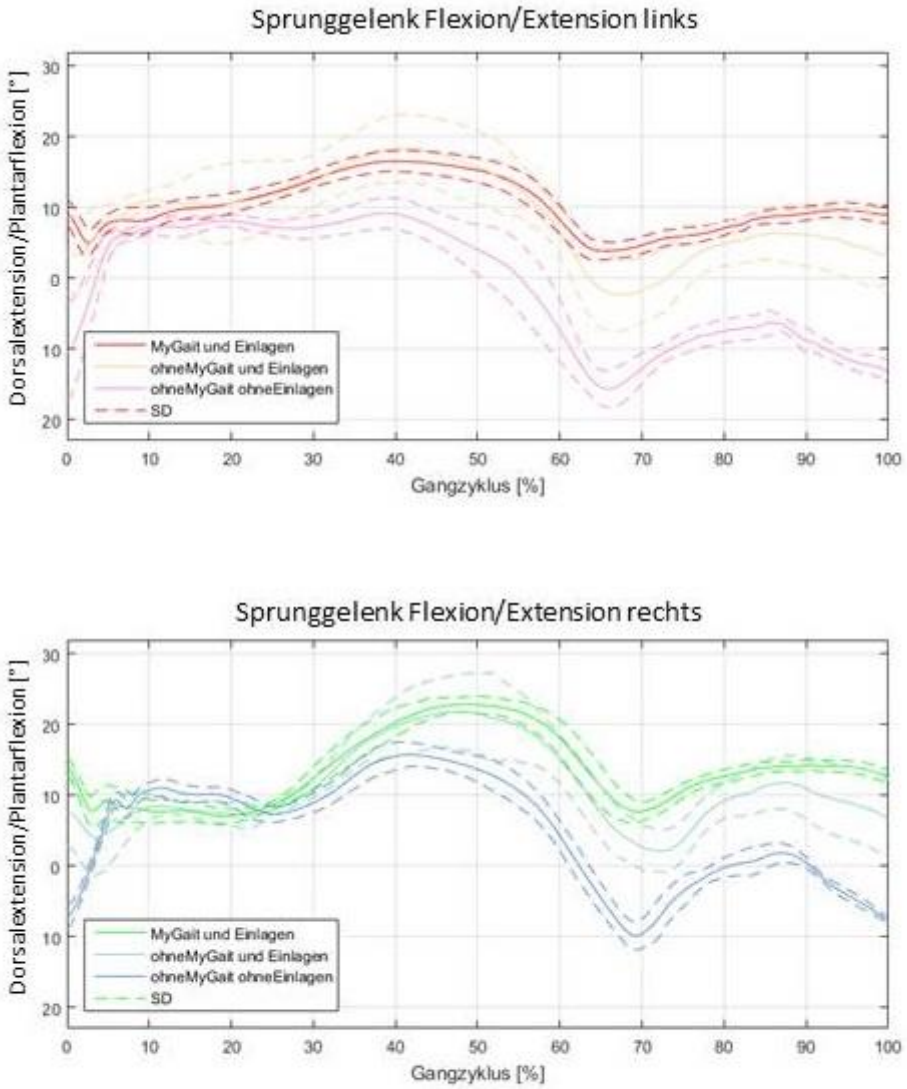


Abb. 1: sagittale Kinematik Sprunggelenk

V5

Slowing down will not increase safety during clearance of a curb - gait adaptations in hemiparetic stroke patients when approaching and crossing an elevated surface

M. Hösl[1], T. Amberger[1], M. Egger[1], F. Müller[1], K. Jahn[1,2]
[1]Schön Klinik Bad Aibling, Neurologie, Bad Aibling, Deutschland
[2]Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Deutsches Schwindel- und Gleichgewichtszentrum, München, Deutschland

Fragestellung

In stroke survivors, obstructed gait tasks, e.g. managing curbs, can constrain walking and are essential [1]. These tasks may provide hazards to falls, since 34 % of falls in stroke patients are due to slips or trips which also include curbs [2]. This requires precise step regulation to guide foot positioning and has to be achieved despite physical constraints, impaired balance and motor regulation.

Material und Methode

12 hemiparetic stroke patients (62.8±10.3 [43-82]) and 13 controls (60.0±12.4 [34-73]) were included. Gait was measured using a pressure sensitive walking carpet (Gaitrite, USA) and a 3D motion capture system (Simi, D). Gait analysis was performed in 2 conditions: flat walking vs. approaching to and stepping on an elevated surface [L: 2.9m x H: 0.15m] (6 trials each). Tempo-spatial adaptations were normalized on flat walking and foot clearance and placement was focused. Both the average and minimal clearance across trials was extracted. Complementary assessments included the Falls Efficacy Scale (FES-I) measuring fear of falling, the Berg-Balance-test (BBS), the DGI (Dynamic Gait Index), as well as standardized exams for RoM and strength.

Ergebnis

Complementary scores of patients displayed reduced gait adaptability, less balance and more fear of falling (all $P<0.001$). Overall, 25% failed once or more at the elevated surface and, if unsupported, 16% would have been fallen. During the approach, patients slowed down, partly accompanied by shorter steps which controls did not (Fig. 1). No preference for a specific leading leg was detected (57 and 43 [±31] % paretic vs. non-paretic). On average, patients landed closer to the edge ($P<0.01$) but clearance of the leading legs" tip and heel was not reduced [all $P>0.083$, compare Fig. 2]. Still, the clearance of the paretic leg was less than that of the non-paretic leg (-23%, $P=0.039$) and the trailing limb was placed +16% further away from the curb in the approach when the paretic limb leaded which complicated its reachability. The minimal clearance across all trials and legs suggested an increased tripping risk in patients (most evident for the trailing leg). Overall, correlations analysis [Fig. 2] revealed that in particular slow walking deteriorated leg clearance and the search for safe footholds. Independent from the speed, better balance correlated with larger safety margins ($R=0.69$, $P<0.01$) but the fear of falling and DGI had no impact.

Schlussfolgerung

Slowing down when approaching an elevated surface has been previously documented in the elderly [3] which may reflect cautiousness, yet also allows time to gather visual information [4]. Currently, controls did not slow down. In fact more of an increase was noted, e.g. to exploit the body"s inverted pendulum dynamics. As recently reported, slower walking may lead to lower toe clearances [4] but, contrariwise, it was assumed to promote balance, too [3]. In patients, leading with the paretic leg causes more difficulties to safely place and clear the leg which is considerable dependent upon the approaching speed. Increases in single stance duration on average peaked when the paretic foot (either leading or trailing) traversed the curb which likely challenges balance. Fear of falling was neither beneficial, nor does it put the patients directly at an objectively quantified risk of contacting a curb. We propose training faster gait and aspects of static postural control may facilitate crossing of an elevated surface. Therapists should raise awareness for the fact, that slow walking will not increase safety during clearance of a curb.

References

[1] Brookfield et al. Int J E Res Public Health. 2017 14; 14(2). pii: E190.
[2] Schmid et al. 2007. Top Stroke Rehabil, 14(5): 46-55
[3] Laessoe & Voigt. Aging Clin Exp Res. 2013; 25(3): 299-304.
[4] Hollands et al. 2017. Locomotion and Posture in Older Adults, 55-72
[5] Schulz 2017. J Biomech; 55:107-112.

Abb. 1

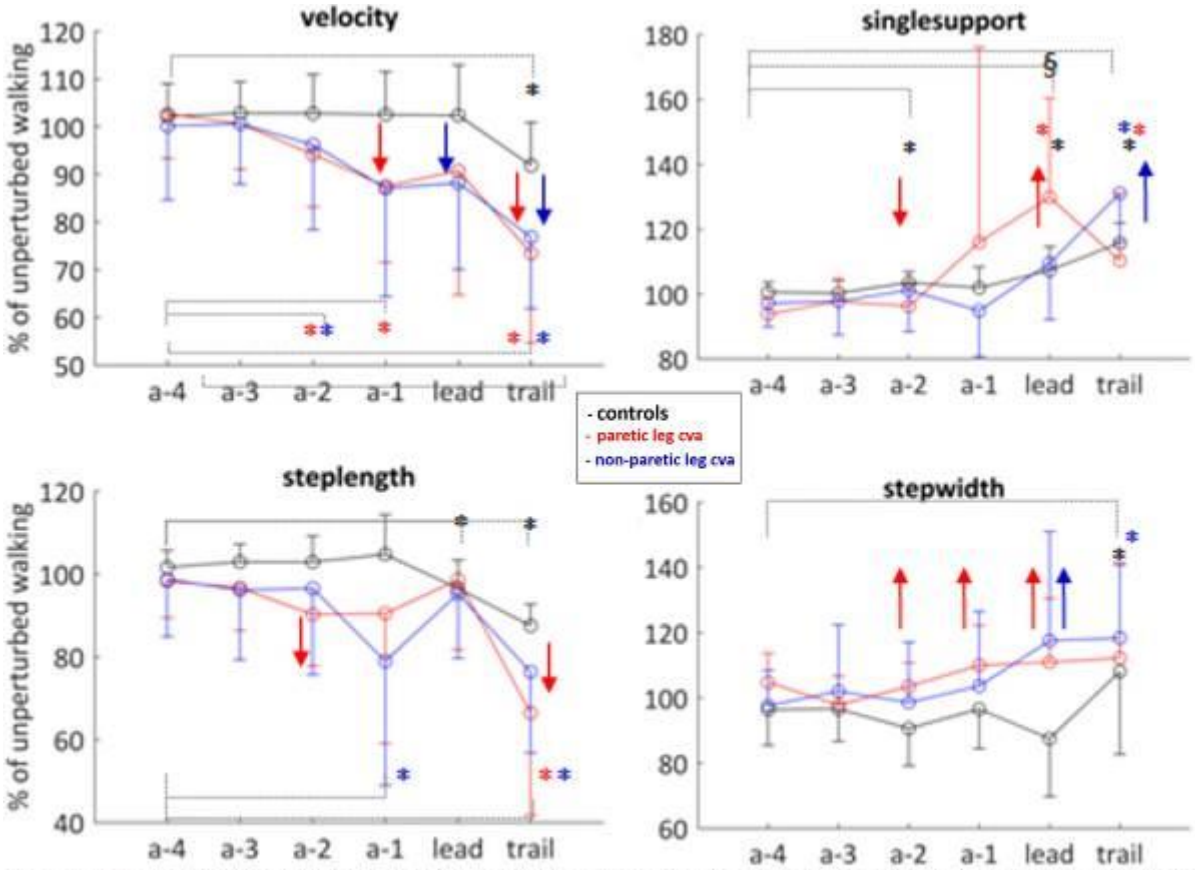


Fig. 1 Normalized tempo-spatial regulations for the last 4 approaching steps [a-4 to a-1], leading and trailing limb. Stat. Significance: *different from a-4 (~baseline), ↑ different from controls, § difference between legs of CVA, all P<0.05.

Abb. 2

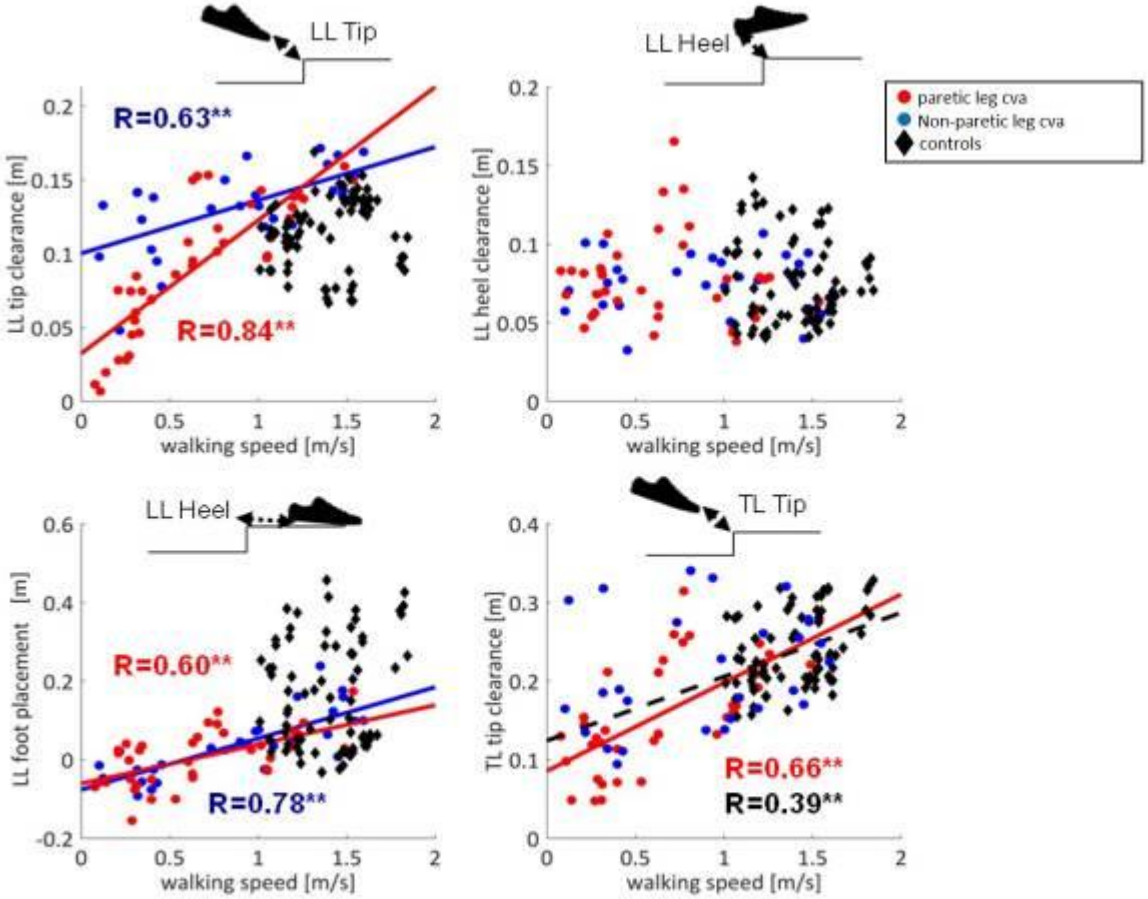


Fig. 2 Correlations of walking speed on clearance parameters. Statistical Significance: **P<0.001, *P<0.05.

V6

Assessing upper limb inter-joint coordination after stroke using inertial measurement units

A. Schwarz[1,2,3], B. Klaassen[4], A. R. Luft[1,2], J. M. Veerbeek[1,2], J. P. O. Held[1,2,3]
[1]University of Zurich and University Hospital Zurich, Neurology, Zurich, Schweiz
[2]cereneo, Center for Neurology and Rehabilitation, Vitznau, Schweiz
[3]University of Twente, Biomedical Signals and Systems, Enschede, Niederlande
[4]University of Twente, Behavioural, Management and Social science, Enschede, Niederlande

Fragestellung

Upper limb limitations, such as inter-joint coordination loss, persist in ~62% of the stroke subjects impeding their capabilities in daily life activities. Inter-joint coordination can be measured with clinical assessments (e.g. Fugl-Meyer Assessment - Upper Extremity; FMA-UE) and kinematic measurement systems including inertial measurement units (IMUs). Kinematic measurement systems allow objective and sensitive quantification of spatial metrics (e.g. joint range of motion and trunk displacement) and could therefor enable the differentiation between upper limb compensatory and unimpaired movement behaviour.

The aim of this observational study is to objectively measure inter-joint coordination in stroke subjects with an inertial IMU-based system.

Material und Methode

Kinematic data is captured by using an IMU-based system (Xsens technologies B.V., Enschede, The Netherlands). Data is recorded at 60 Hz of both left and right upper limbs while performing six repetition of the FMA-UE items of shoulder flexion (IIa) and abduction (IIIb) with the elbow extended in upright sitting. Data is transferred to MATLAB® (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) for kinematic analysis of spatial metrics. Range of motion of the elbow and shoulder joint and trunk displacement were selected to detect inter-joint coordination through spatial coupling of upper body segments during the movement performance. Joint angle ranges (degree) and trunk displacement (mm) were compared between the affected and the non-affected upper limb.

Ergebnis

Five chronic stroke subjects (age median: 71, IQR: 69; 73) showed moderate upper limb impairments in the FMA-UE (Median: 45, IQR: 40-46) with a score of 1 (partial ability) in Item IIa and IIIb. Kinematic metrics are illustrated in Figure 1 and 2. The average range of elbow flexion-extension angles was 32.13 ±12.41° in the affected compared to 19.60 ±7.73° in the non-affected during the shoulder-flexion task (Fig. 1A) and 17.03 ±5.65° compared to 11.48 ±6.77° during the shoulder abduction tasks (Fig. 2A). Trunk displacement in shoulder flexion was on average 18.27mm forward and 22.04mm sideways in the non-affected compared to 21.08mm forward and 22.08mm sideways in the affected upper limb (Fig. 1B). During shoulder abduction the trunk displacement appeared on average 22.12 mm forward and 22.04 mm sideways in the non-affected and 20.37mm forward and 33.15mm sideways in the affected upper limb (Fig. 2B).

Schlussfolgerung

Higher ranges of elbow flexion and increased trunk displacement could be detected in the affected compared to the non-affected upper limb to describe movement behaviour. These results demonstrate, that IMU-based systems are suitable to capture differences in inter-joint coordination of upper limb function after stroke. Kinematic outcomes provide objective and sensitive information about elbow-shoulder coupling and compensatory trunk motions. This adds information to the FMA-UE, where movements are solely judgable as not, partial or fully possible. Post-stroke upper limb motion analysis can enable the distinction between behavioural movement compensation and restitution and could potentially be extended to tasks of daily living, such as the standardized drinking task.

ClinicalTrials.gov Identifier: NCT03135093

Fig. 1: Spatial metrics during Shoulder flexion FMA-UE, item IIa.

A) Range of motion of elbow flexion/extension angle, shoulder abduction/adduction angle and shoulder flexion/extension. B) Trunk displacement forward and sideways.

Fig. 2. Spatial metrics during Shoulder abduction FMA-UE, item IIIb.

A) Range of motion of elbow flexion/extension angle, shoulder abduction/adduction angle and shoulder flexion/extension. B) Trunk displacement forward and sideways.

Abb. 1

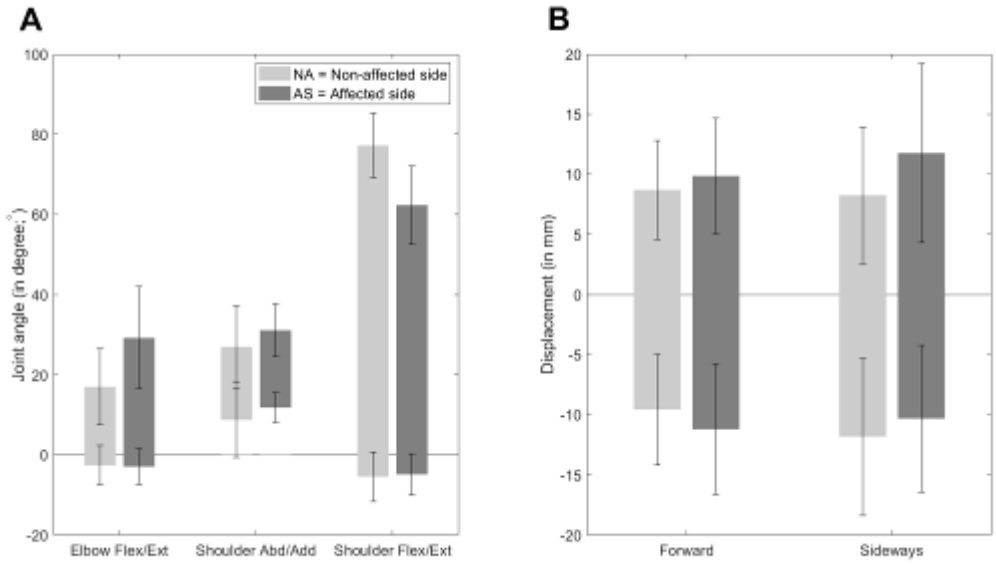
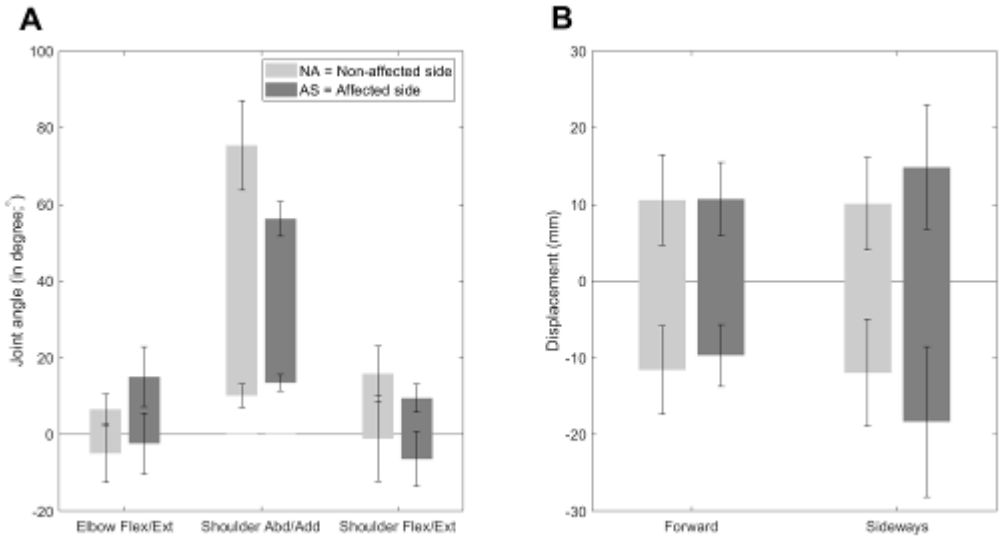


Abb. 2



V7

Posturale Synergien als natürliche Grundlage für die Kinematik zukünftiger Handprothesen

E. Jakubowitz[1], B. Fleischer-Lück[1], J. Clavijo Rincón[1], H. Windhagen[1], A. Kettenbach[1]
[1]Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland

Fragestellung

Multiartikulierende Handprothesen haben bis zu 5 Aktuatoren, um mit 5 oder 6 DOF eine funktionelle Kinematik abzubilden. Die humane Handkinematik ist demgegenüber ein enorm komplexer Vorgang, der durch das Zentralnervensystem (ZNS) höchst effizient kontrolliert wird und größtenteils unerforscht ist. Bekannt ist, dass es dem ZNS durch die Verarbeitung multipler Informationen gelingt, eine Vielzahl an DOF gleichzeitig so anzusprechen, dass sich eine flüssige und effektive Kinematik ergibt. Diese im ZNS abgelegten Kontrollmuster stellen Dimensionsreduzierungen dar, mit denen ADLs reproduzierbar werden. Mittels posturaler Synergien lassen sich diese Vorgänge modellieren, so dass ebenso Dimensionsreduzierungen entstehen [1]. Sie besitzen das Potential die Funktionsweise des ZNS zu verstehen und Dimensionsreduzierungen für Handprothesen zu erzeugen. Das Ziel war es daher posturale Synergien, welche für ADLs der oberen Extremität notwendig sind, zu bestimmen.

Material und Methode

20 Probanden führten in einem Messaufbau, in dem ein Tisch mit transparenter Tischplatte stand, randomisiert 10 Gesten, 10 objekt- und 10 werkzeugbezogene Greifaufgaben mit je 5 Wiederholungen durch. Ein Motion Capture System mit 12 MX-Kameras (200Hz, Vicon) erfasste dabei die Trajektorien eines neu entwickelten Marker-Sets für den Arm, die Hand und die Finger. Die Berechnung der Gelenkwinkel erfolgte über ein kinematisches Modell mit 18 Gelenken und 27 DOF, welches über den Ansatz der inversen Kinematik unter der Berücksichtigung der gemessenen Markerpositionen mittels eines Optimierungsalgorithmus frame-by-frame gelöst wurde. Die posturalen Synergien wurden mit einer Hauptkomponentenanalyse der Gelenkwinkel sowohl über alle Aufgaben, als auch in Abhängigkeit zu den Aufgabenkategorien extrahiert.

Ergebnis

Im Mittel beschreibt die 1. Synergie 54% der Varianz aller Gelenkbewegungen bei allen Aufgaben. Für die Beschreibung von 83% der Varianz sind für den Arm die ersten 3 Synergien notwendig, wobei für die Hand 72% der Varianz mit den ersten 3 Synergien erklärt wird. Werden die Aufgabenkategorien separat betrachtet, so beschreiben die ersten 3 Synergien 79% der Gesten, 77% der objekt- und 85% der werkzeugbezogenen Bewegungen. Für alle Aufgaben zeigt die 1. Synergie der Hand eine sehr hohe Flex/Ext-Aktivität der Fingerend-, eine hohe Flex/Ext-Aktivität der Fingermittel- und eine mittlere Flex/Ext-Aktivität der Fingergrundgelenke, wobei kaum Add/Abd-Aktivitäten feststellbar sind. Der Daumen zeigt in der 1. Synergie nur eine geringe Aktivität, wobei die Flex/Ext-Aktivität des Sattelgelenks am höchsten ist. Für die Gesten ergeben sich für die 1. Synergie des Arms die höchste Aktivität in der Pro-/Supination des Unterarms, sowie hohe Flex/Ext-Aktivitäten im Handgelenk. Demgegenüber zeigt die Pro-/Supination des Unterarms eine sehr hohe und die Flex/Ext eine mittlere Aktivität sowohl für objekt- als auch für werkzeugbezogene Aufgaben.

Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass bereits mit der 1. Synergie über 50% der Varianz aller hier durchgeführten Greifbewegungen beschreibbar ist. Somit ist davon auszugehen, dass auf kortikaler Ebene eine mehr oder weniger allgemeingültige Dimensionsreduzierung kodiert ist, die mit der angewendeten Methode theoretisch darstellbar ist. Betrachtet man nur die Hand, so kann anhand der kinematischen Aktivitätsmuster das Öffnen und Schließen der Hand als 1. Synergie interpretiert werden. Unter der Annahme, dass sich Synergien ähnlich wie im ZNS eindimensional darstellen, wären multiartikulierende Handprothesen so zu konzipieren, dass Synergien einzeln als auch in Linearkombinationen implementiert werden, um multiple Greifmuster bei gleichzeitiger Reduzierung des Steuerungsaufwandes nachzubilden. Derzeit werden auf Grundlage der hier extrahierten Synergien neue Handprothesen-Prototypen getestet.

Literatur

[1] Burns et al. Low-Dimensional Synergistic Representation of Bilateral Reaching Movements. Front Bioeng Biotechnol. 2017;5:2.

Abb. 1

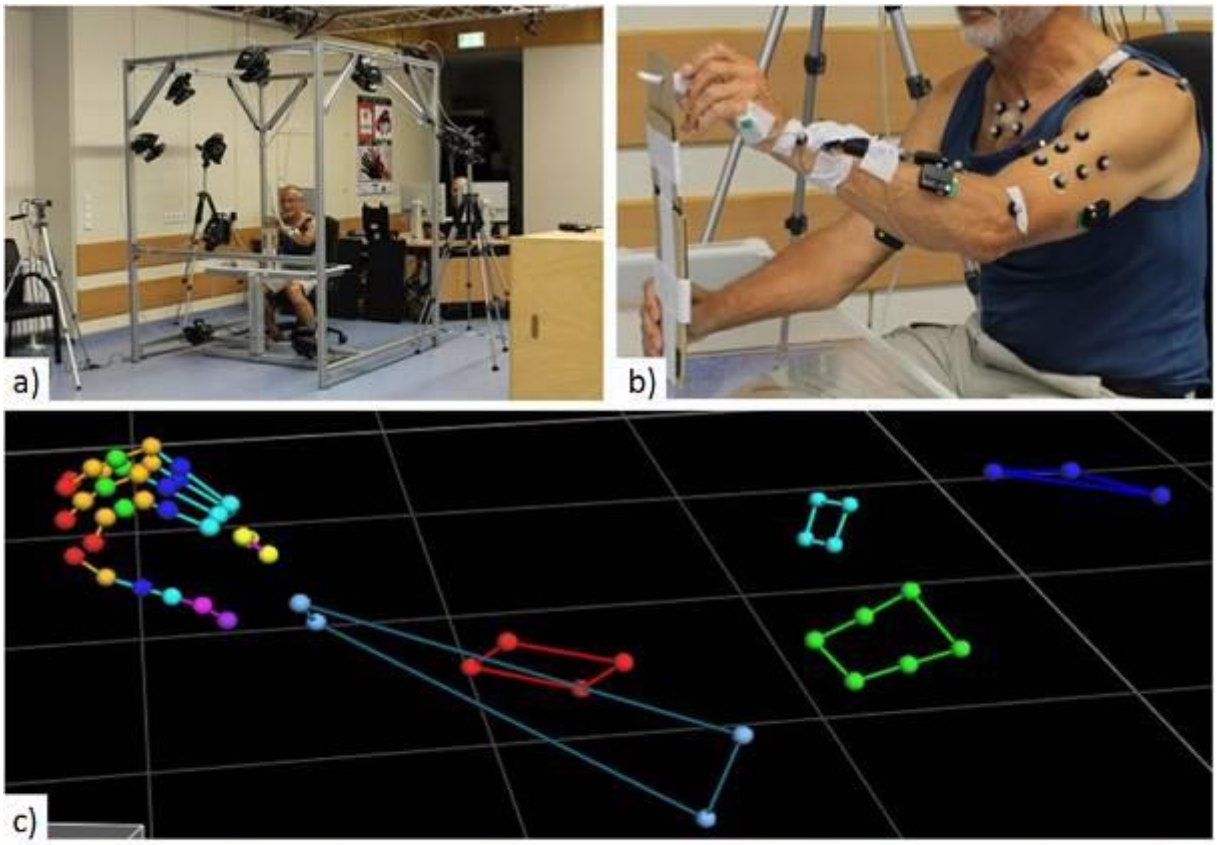


Abb. 1: Der entwickelte Messaufbau im Einsatz (a), Platzierung des Marker-Sets während der Aufgabe "Öffnen eines Türknaufs" (b) und das daraus berechnete, kinematische Modell (c).

Abb. 2

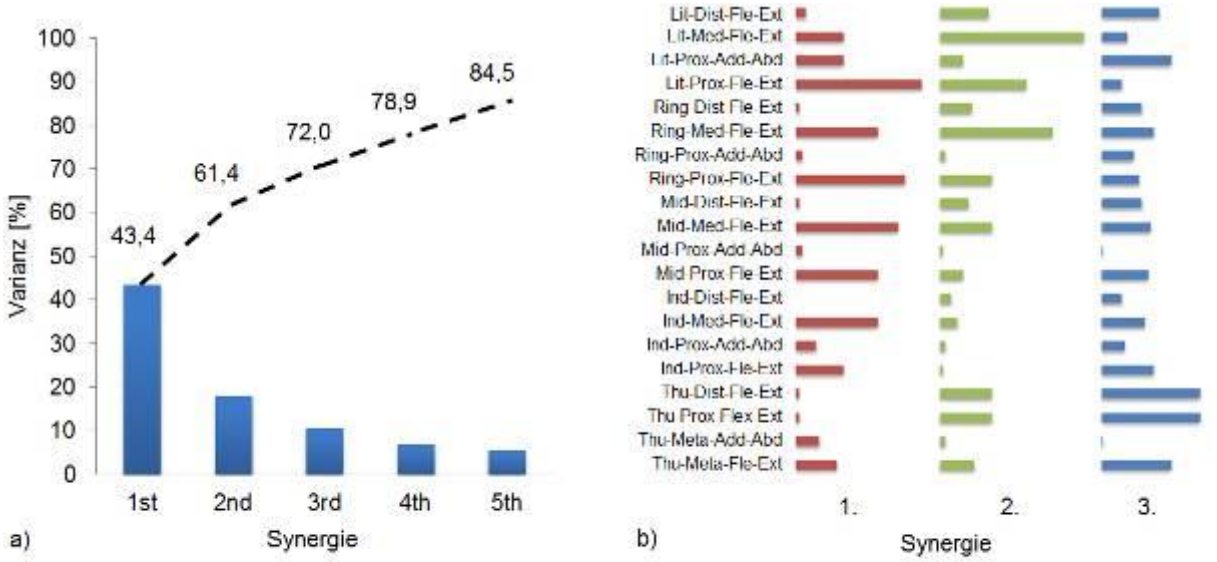


Abb. 2: Unter Ausschluss des Armes beschreibt die erste Synergie 43,4% der Varianz der Fingergelenkskinematik bei allen Aufgaben, während 84,5% mit den ersten 5 Synergien (a) beschrieben werden. Beiträge der einzelnen Fingergelenkwinkel innerhalb der ersten 3 Synergien (b). Die Balkenlänge bezieht sich auf die Größe des Beitrags.

Session 2 • Endoprothetik der Hüfte

V8

Der reibungsinduzierte Temperaturanstieg im künstlichen Hüftgelenk beim Gehen

P. Damm[1], J. Dymke[1], A. Bender[1], G. N. Duda[1]
[1]*Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V9

Effect of different thin, degradable ceramic coatings on the biomechanical stability of femoral implants

P. Przybilla[1], A. Bernstein[1], K. Müller[1], M. Seidenstücker[1], S. Latorre[1], S. N. P.[2]
[1]G.E.R.N., Universitätsklinikum Freiburg, Dept. of Orthopedics and Trauma Surgery Freiburg University Medical Center, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Universitätsklinikum Freiburg, Dept. of Orthopedics and Trauma Surgery Freiburg University Medical Center, Freiburg i. Br., Deutschland

Fragestellung

Modern implant coatings may increase osteointegration of orthopedic implants thereby achieving earlier secondary stability and reducing implant loosening. The further addition of bactericidal ions like copper may reduce the rate of prosthetic joint infection. The most effective materials and optimal characteristics are currently unknown. This study aims to assess the effect of thin coatings consisting of β-tricalcium phosphate (β-TCP), $Ca_2KNa(PO4)_2$ (GB14), hydroxyapatite (HA) and Bioglass on shear strength of femoral implants at different points of time after implantation.

Material und Methode

In this study, we surgically placed 146 titanium bone implants with 20 µm thick coatings of β-TCP, GB14, HA or Bioglass bilaterally into the distal femoral metaphysis of 73 New Zealand White rabbits under general anesthesia with the standardized drill hole method. Implants were coated with highvelocity suspension flame spraying (HVSFS) to achieve coatings with a thickness of only 20 µm. The coatings of 122 implants contained added copper, 24 did not. After implantation, the rabbits were allowed full, unrestricted weight bearing by the legs. The femora were harvested 2, 4, 6, 12 or 24 weeks after implantation. All implants without added copper were harvested after 24 weeks. Each metaphysis was cut into three discs of 2 mm each. Capacity to withstand shear forces at each harvest time was assessed through push-out testing with the Universalprüfmaschine Zwick Z020 under visual control. Afterwards, microscopy was performed to determine structural integrity of the coating. In parallel, histological examination and histomorphometry were carried out to evaluate coating degradation and osteointegration over the study period.

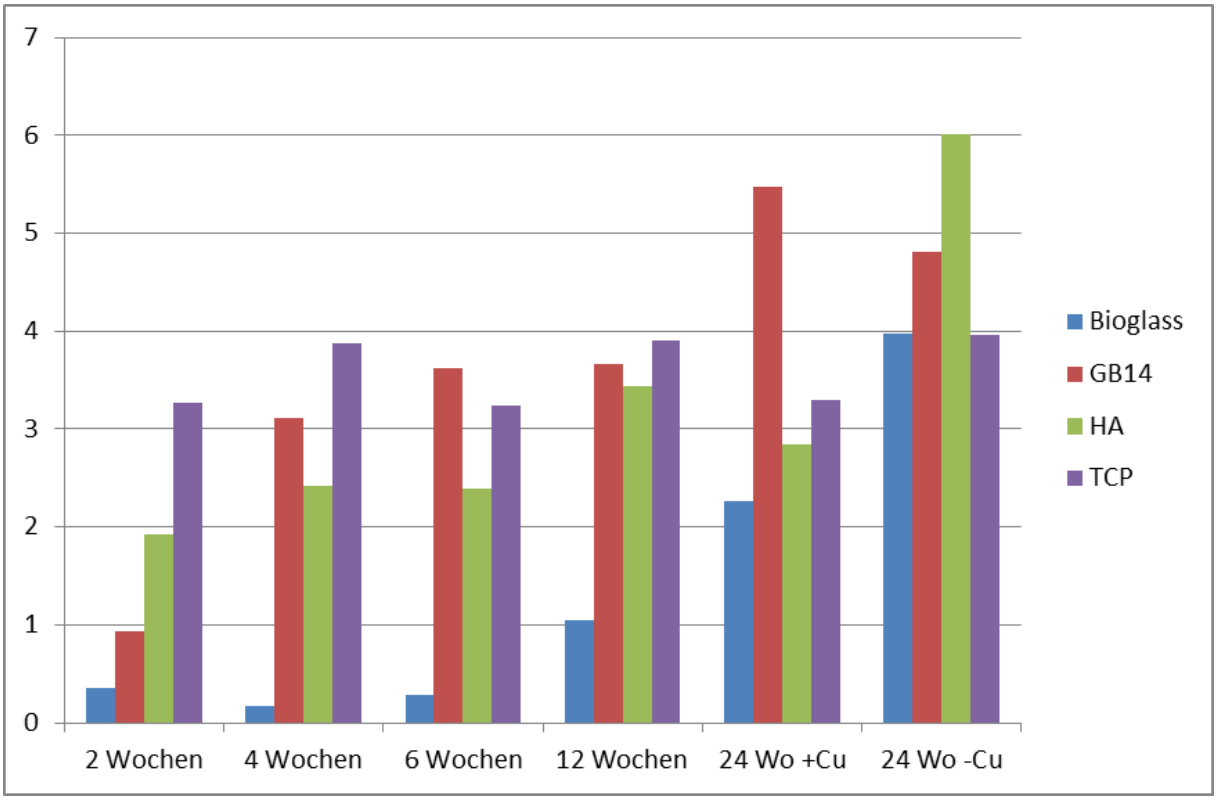
Ergebnis

Implants coated with HA achieved average shear strength of 1.92, 2.42, 2.39, 3.44 and 2.84 Megapascal (MPa) after 2, 4, 6, 12 and 24 weeks, respectively. Those with a β-TCP coating reached 3.27, 3.87, 3.24, 3.91 and 3.30 MPa, respectively. GB14-coated implants arrived at 0.94, 3.11, 3.62, 3.66 and 5.47 MPa, respectively. Implants coated with Bioglass achieved 0.35, 0.17, 0.29, 1.04 and 2.26 MPa, respectively. At 24 weeks, the β-TCP-, GB14-, HA- and Bioglass-coated implants without added copper resulted in shear strength of 3.96, 4.81, 6.01 and 3.97 MPa, respectively. At 2, 4 and 12 weeks, the β-TCPcoated implants reached the greatest shear strength compared with the other implants and achieved maximum shear strength at 12 weeks. GB14-coated implants saw continuous increases in shear strength and reached the highest overall shear strength of all implants with copper-added coatings in the study at 24 weeks. Implants with HA coatings performed similar to GB14-coated implants except for the 24-week mark at which HA coatings with copper lead to significantly lower shear strength than GB14 coatings. Implants coated with Bioglass reached the lowest shear strength at all harvesting times which corresponds to a demineralizing effect noted on histology. At 24 weeks, coatings of β-TCP, HA and Bioglass without added copper lead to greater shear strengths than the respective coatings at 24 weeks with added copper while the GB14-coated implants achieved nonsignificantly greater shear strengths with added copper. The generally high shear strengths observed correspond well with large areas of implant-bone-contact as noted on histological examination and histomorphometry.

Schlussfolgerung

The greatest average shear strength in the earlier stages between 2 and 12 weeks was achieved by implants coated with β-TCP. At the final 24 week mark GB14-coated implants reached the highest shear strength of all implants with copper-added coatings in the study. Bioglass-coated implants saw the lowest shear strength at all harvesting times. Our findings suggest that thin coatings of GB14, β-TCP and HA may enhance the stability of bone implants.

Abb. 1


7
6
5
4
3
2
1
0
2 Wochen
4 Wochen
6 Wochen
12 Wochen
24 Wo +Cu
24 Wo -Cu
Bioglass
GB14
HA
TCP

V10

Non linear increase of frictional properties of PCU-coated ball-on-socket joints with increasing load levels

B. Schmid[1], D. Baumgartner[1], R. C. von Mentlen[1]
[1]ZHAW School of Engineering, Biomechanical Engineering, Winterthur, Schweiz

Fragestellung

Shoulder hemiprosthesis is well established as surgical procedure in case of articular cartilage defects resulting from osteoarthritis. An artificial sphere made of ceramics or CoCr-Steel replaces the head part of the humerus. Whereas the biocompatibility of such materials is ensured, the mechano-compatibility lacks due to a very stiff articulation partner against soft native cartilage. This may be reason of early failure of such hemiprostheses. The idea was therefore to test a ball-on-socket joint with a dense surface layer made of soft Polycarbonate-Urethane (PCU) on the ball articulating against a ceramic cup. The aim of the study was to determine acting rotational torque moments during subsequent flexion/extension cycles for different axial loading.

Material und Methode

A thermoplastic Polycarbonate Urethane PCU Bionate I (DSM, USA) was used for the coating of the joint balls. with shore hardness 75D. The cup as articulation partner was a ceramic inlay (seleXys, Mathys AG, Bettlach, CH).

An adapted hip test according ISO-14242 has been carried out. Instead of standardized 7kN load for hip cups, axial sinusoidal loads up to 250N, 500N, 750N and 1000N where applied on top of the ball according to realistic loads acting on the shoulder.

The [db1] holder of the joint ball was placed in a system that includes a water bath containing 37°C pre-warmed Ringer solution. The system was then mounted under a universal 2-axial load- and bending machine. Several flex./-ext.-tests have been carried out according to a defined testing matrix. The load was increased after 250, 750 and 4000 Cycles. Loading and bending on each side (±30°) where applied as a sinus with a frequency of 1Hz.

Ergebnis

From 500N to 750 N max. load level, an increase of 19% was seen for the frictional moment. From 750 to 1000 N max. load level, an increase of 52% was seen. A trend is visible that during the same loading level, the frictional moment gets slightly increased. [db2] Compared to in-vivo measurements (fig. 2) it could be shown that the moments were prominently higher (up to 4Nm) compared to approx. 1.5 - 2Nm of the shoulder data [1] (0.18%BW*m ≈ 85kg*9.81m/s2 * 0.18 = 1.5Nm; 0.24%BW*m à ≈ 2Nm).

Schlussfolgerung

Although frictional law describes a linear correlation of axial and shearing force, this was not confirmed for our setting. The moments measured in-vivo [1] underlay different mechanisms compared to this study and therefore the consequences of the outcome remain unclear. The non-linear increase of friction could be explained by some deformation mechanisms of the material with regard to increasing axial loading levels.

Considering this facts, further analysis needs to prove what kind of lubrication mechanisms are present and to what extent deformable surfaces and hydrophobic behaviour influence resulting shearing force. Further tests need to analyse the lubricating liquids in order to detect the influence of proteins on friction.

Acknowledgements

We gratefully thank Mathys AG, Bettlach, Switzerland for providing implants and ball-on-socket joints as well as advisory support.

References

[1] P. Westerhoff et al. / J. of Biomechanics 42 (2009) 1840-1849

Abb. 1

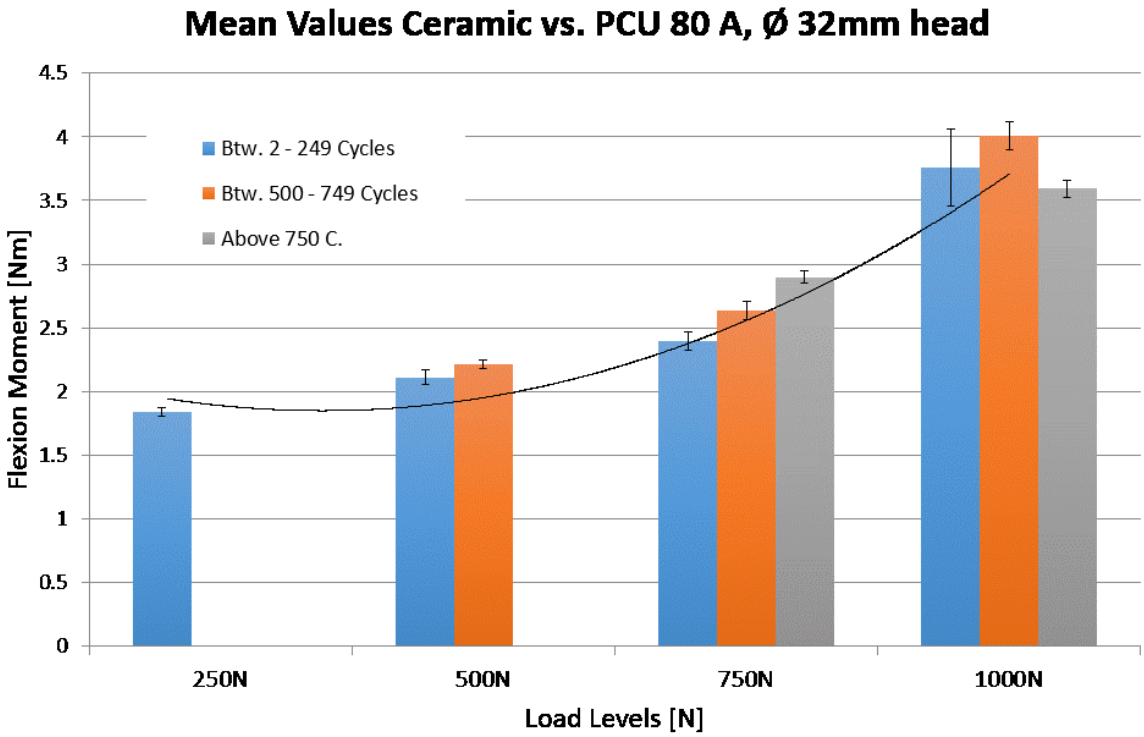
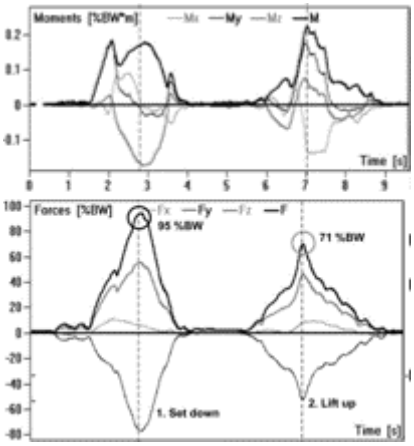

Mean Values Ceramic vs. PCU 80 A, Ø 32mm head
Btw. 2 - 249 Cycles
Btw. 500 - 749 Cycles
Above 750 C.
Flexion Moment [Nm]
4.5
4
3.5
3
2.5
2
1.5
1
0.5
0
250N
500N
750N
1000N
Load Levels [N]

Abb. 2


Moments [%BW*m]
Time [s]
Forces [%BW]
95 %BW
71 %BW
1. Set down
2. Lift up
Time [s]

V11

Mikrobewegungen in den Konusverbindungen von Hüftendoprothesen

A. Falkenberg[1], M. M. Morlock[1], G. Huber[1]
[1]TU Hamburg, Biomechanik, Hamburg, Deutschland

Fragestellung

Tribokorrosion in Konusverbindungen kann zum Versagen von modularen Hüftendoprothesen führen [1]. Insbesondere bi-modulare Implantate weisen deutlich höhere korrosionsbedingte Versagensraten auf als Modelle, welche lediglich zwischen Kopf und Hals eine Konusverbindung besitzen [2]. Die Mikrobewegungen an Konusverbindungen sind ausschlaggebend für das Ausmaß der auftretenden Reib- und Spaltkorrosion [3].

Ziel der Studie war es, die Größe der Mikrobewegungen in den verschiedenen Konusverbindungen in Abhängigkeit von der Fügekraft zu bestimmen um die unterschiedliche Korrosionsanfälligkeit zu erklären.

Material und Methode

Mittels taktilen Messungen (BHN 805, Mitutoyo, Japan, Ø2 mm Messspitze, 100 µm Messrasterweite) wurden der Hals-Schaft-Konus einer bi-modularen Hüftendoprothese (Rejuvenate, Stryker, USA, CoCrMo Halsadapter, TMZF Schaft, flacher Konus) sowie ein Kopf-Schaft-Konus (Metha, Aesculap, Deutschland, 12/14 Konus, Ø36 mm CoCrMo Kopf, Ti6Al4V Schaft) vermessen. Mit den daraus erstellten FE-Modellen (Abaqus 6.14, Dassault Systemes, Frankreich) wurden Mikrobewegungen und Kontaktbereich bei ansteigender Belastung bestimmt. Die Modellvalidierung erfolgte mittels optischer Messung der Mikrobewegung zwischen konsekutiven Belastungen. Über zwei erodierte Löcher (< 2,5 mm²) im Schaft bzw. Kopf wurden die männlichen Konusflächen für mikroskopische Messungen freigelegt (Infinite Focus Microscope, Alicona Imaging, Österreich) und die lokale Mikrobewegung durch ein Objekterkennungsalgorithmus quantifiziert (Matlab 2016b, The MathWorks Inc., USA). Die Komponenten wurden axial mit 2.000 N bzw. 4.000 N gefügt und dann schrittweise statisch in annähernd physiologischer Richtung bis 5.000 N (Hals-Kopf) bzw. 1.900 N (Hals-Schaft) belastet.

Ergebnis

Die FE-Analysen erlauben die Bestimmung der Mikrobewegungen außerhalb des Sichtbereiches. Im Sichtbereich lagen die experimentell bestimmten Werte etwa 10 % höher als in der Simulation. Bei der geringen Fügekraft lag die Mikrobewegung in der Hals-Schaft-Verbindung medial bei über 30 µm. Durch Erhöhung der Fügekraft auf 4.000 N wurden diese auf 5 µm verringert. Beim ersten Belastungszyklus fand eine permanente Verkippung des Halsadapters statt, wodurch sich die Konuskontaktfläche zu einem diagonalen Kontakt verschob. Es wurde zudem eine zyklische Kippbewegung des Halsadapters beobachtet, welche die Kontaktbedingungen bei Belastung kontinuierlich verändert. Die Mikrobewegung im Kopf-Hals-Konus lag trotz der höheren Last bereits bei der niedrigen Fügekraft bei lediglich 2 µm. Dennoch wurde auch hier eine Kippbewegung des Kopfes festgestellt.

Schlussfolgerung

Mikrobewegungen und zyklische Veränderungen des Kontaktbereichs können eine wiederholte Zerstörung der metallischen Passivierungsschicht verursachen und die Korrosion innerhalb der Passung kontinuierlich fördern. Die höhere Mikrobewegung im Hals-Schaft Bereich hängt erwartungsgemäß mit dem ca. 20-fach größeren Hebelarm zwischen Lastaufbringung und Konuskontakt in Verbindung. Dieser Aspekt ist auch für Köpfe mit großen Offset-Längen relevant, wie in vivo höhere Ausfallraten zeigten [1]. Durch geeignete Fügung kann die Mikrobewegung deutlich verringert werden. Ob die Korrosionsproblematik dadurch vermieden werden kann ist unklar, da kein Schwellwert existiert, auch wenn in der Literatur Werte um 5 – 12 µm genannt werden [4].

Nicht rotationssymmetrische Konusverbindungen sind durch den sich einstellenden diagonalen Kontakt zusätzlich anfällig für Belastungen außerhalb ihrer Symmetrieebene.

Acknowledgments

Unterstützt durch das 7. Rahmenprogramm der EU (RP7/2007-2013, GA-310477, Life-Long Joints).

Literatur

[1] Del Balso et al., Bone Joint J, 97-B:911-16, 2015;
[2] Australian Orthopedic Association. Arthroplasty Annual Report, 2016;
[3] Gilbert et al., J Biomed Mater Res, 27:1533-44, 1993;
[4] Mali et al., STP 1591, ASTM International, 2015

V12

Quantitative analysis of acetabular bone loss in 42 cases

R. Schierjott[1,2], G. Hettich[1], H. Graichen[3], V. Jansson[2], M. Rudert[4], F. Traina[5,6], P. Weber[2], T. M. Grupp[1,2]
[1]*Aesculap AG, Research & Development, Tuttlingen, Deutschland*
[2]*Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Department of Orthopaedic Surgery, Physical Medicine & Rehabilitation, München, Deutschland*
[3]*Orthopeadic Hospital Lindenlohe, Department for Arthroplasty and General Orthopaedic Surgery, Schwandorf, Deutschland*
[4]*König-Ludwig-Haus, Julius-Maximilians-University Würzburg, Department of Orthopaedic Surgery, Würzburg, Deutschland*
[5]*University of Messina, Messina, Italien*
[6]*Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italien*

Fragestellung

Hip revision surgeries often involve treatment of significant acetabular bone loss. Numerous classification systems have been introduced to characterize such bone loss. However, they are mainly descriptive and hence difficult to transfer to pre-clinical testing. A method for a quantitative analysis of acetabular bone defects by means of volume loss was published recently [1]. The aim of the present study is to apply this method to 42 clinical cases.

Material und Methode

CT-scans of 38 pelvises with acetabular bone defects (bilateral in three cases) scheduled for revision surgery were segmented to obtain a solid model of defect pelvis and the corresponding native pelvises were reconstructed thereof using a Statistical Shape Model (SSM) [1]. Clinically relevant sectors (Cranial Roof, Anterior Column, Posterior Column, Medial Wall) were defined and using Boolean operations, bone loss and bone formation were derived as volume in each sector (Fig. 1A-B).

Ergebnis

In all specimens, a minimum of two sectors in combination was concerned with bone loss, whereby bone loss in relation to native bone volume (%) showed highest median values for the "Medial Wall" sector (Fig. 1C). Bone formation was predominant in the "Anterior Column" sector (Fig. 1D).

Schlussfolgerung

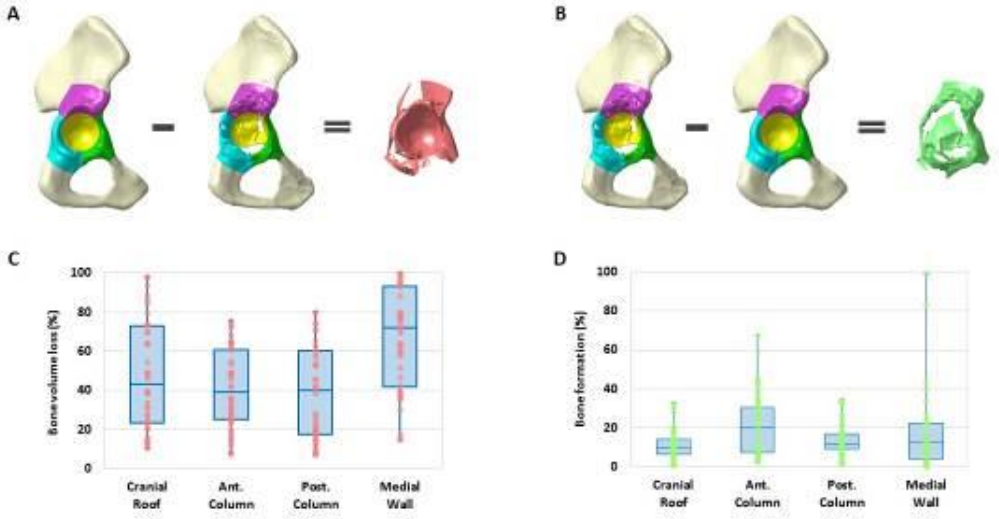
To the authors" knowledge, this is the first study quantifying acetabular bone defects in terms of volume loss relative to the healthy pelvis for a large number of clinical cases. Based on these quantitative values, defect groups could be derived as basis for a novel, quantitative and impartial classification method for acetabular bone defects.

References

[1] Hettich G. et al., (2018), J Orthop Res (ARTICLE IN PRESS)

Fig. 1. Volume analysis. (A) Subtraction of defect pelvis from native pelvis: volume loss, (B) Subtraction of native pelvis from defect pelvis: bone formation, (C) Box-plot of relative bone loss, (D) Box-plot of relative bone formation. Dots indicate single values.

Abb. 1


A
B
C
D
Bone volume loss (%)
Bone formation (%)
100
80
60
40
20
0
Cranial Roof
Ant. Column
Post. Column
Medial Wall

V13

Experimentelle Charakterisierung der Verankerungsstabilität zementfrei verankerter Hüftpfannen in Abhängigkeit azetabulärer Defektsituationen

C. Schulze[1], D. Vogel[1], R. Göhler[1], R. Bader[1], D. Klüß[1], H. Haas[2]
[1]Universitätsmedizin Rostock , Orthopädische Klinik und Poliklinik , Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Rostock, Deutschland
[2]St. Elisabeth – St. Petrus – St. Johannes GbmH, Gemeinschaftskrankenhaus Bonn, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Die Verankerungsstabilität zementfrei verankerter Pressfit-Pfannen wird vor allem durch Art der Press-fit-Verankerung und die Knochenqualität beeinflusst. Das intraoperative Bild weicht aufgrund azetabulärer Defekte häufig von der idealen Implantationssituation ab. Ziel der Studie war es, die Verankerungsstabilität einer zementfrei zu verankernden Hüftpfanne bei Vorliegen verschiedener azetabulärer Defekte experimentell zu charakterisieren.

Material und Methoden

Es wurden aus der Paprosky-Defektklassifikation 11 Defekte (Typ 2b und 3a) bezogen auf das azetbauläre Drehzentrum abgeleitet und in Polymethacrylimid (PMI)-Schaumblöcke mit einer Dichte von 110 kg/m^3 mittels CNC-Fräse gefräst. Der Winkel α beschreibt den Verlust des superioren Azetabulumrandes und der Winkel β den Verlust der medialen Azetabulumwand (Abbildung 1). Die Kavitäten wurden mit einem Untermaß vom 2 mm bezogen auf den Pfannendurchmesser gefräst. Zur Ermittlung der Verankerungsfestigkeit wurden drei makrostrukturierte Pressfit-Pfannen aus Titan jeweils mit einem Außendurchmesser von 56 mm lagegeregelt (v = 20 mm/min) in die entsprechend vorbereiteten Kavitäten eingepresst. Anschließend wurden die Hüftpfannen lagegeregelt (v = 20 mm/min) in Richtung des Defektes aus den Kavitäten ausgekippt und das Auskippmoment berechnet. Mit Hilfe der einfachen Varianzanalyse (ANOVA inkl. Bonferoni post-hoc Test) wurden die Auskippmomente bei Vorliegen eines Defektes sowie der intakten Kavität auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Es wurde ein Signifikanzniveau von $p \leq 0.05$ festgelegt.

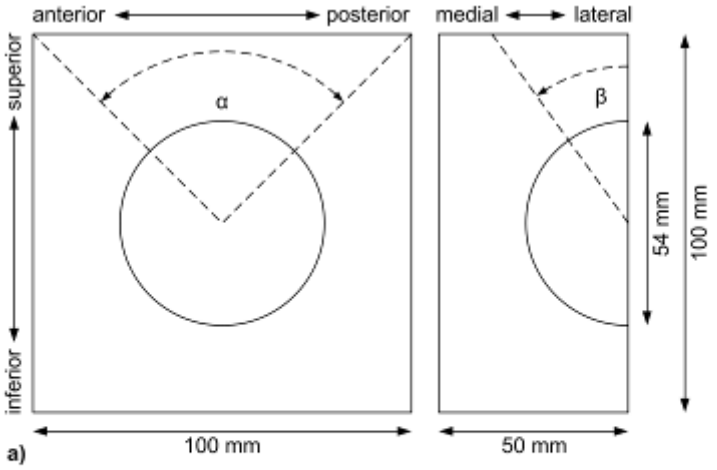
Ergebnis

Es wurden Auskippmomente in einem Bereich von maximal 15,5 ± 1,4 Nm (intakte Kavität) bis minimal 1,4 ± 0,5 Nm (150/45 Defekt) ermittelt (Abbildung 2). Mit zunehmendem medialem Defektausmaß nimmt die Kavitäteninnenfläche innerhalb der superioren Defektgruppen ab. Die Defektgruppen mit einem superioren Defektwinkel α = 60°, α = 90° bzw. α = 120° zeigten um 45 ± 16 %, 57 ± 17 % bzw. 80 ± 6 % geringere Auskippmomente im Vergleich zur intakten Kavität. Medio-laterale Defektwinkel β > 20° reduzieren das Auskippmoment um 79 ± 12 % gegenüber der intakten Situation. Bezogen auf die intakte Situation zeigten alle untersuchten Defekte eine signifikante Reduktion der Auskippmomente ($p \leq 0{,}001$), während im Vergleich zum 90/45 Defekt nur die Defekte 60/10 bis 90/30 einen signifikanten Unterschied aufwiesen. Die Defekte 60/10 ($p \leq 0{,}001$), 60/20 ($p \leq 0{,}001$) und 90/10 ($p \leq 0{,}001$) reduzierten das Auskippmoment im Vergleich zur intakten Kavität um 34 ± 3 %.

Schlussfolgerung

Mit zunehmendem Verlust des superioren Azetabulumrandes und der medialen Azetabulumwand ist die Lastaufnahme im Implantat-Knochen-Inteface reduziert. Die Verankerungsfestigkeit wird wesentlich durch die Kavitäteninnenfläche und die Größe der effektiven Fläche der Pfannenverankerungszone beeinflusst. Demzufolge sind superiore Defektausprägungen > 60° und medio-laterale Defektausprägungen > 20° für die intraoperative Verankerung zementfreier Hüftpfannen als kritisch zu bewerten. Ab einer superioren Defektausprägung von 90° in Kombination mit einer medialen Defektausprägung von 45° ist aus unserer Sicht der Einsatz eines speziellen Revisionspfannen-Implantates mit zusätzlichen Verankerungselementen erforderlich.

Abb. 1



b)

Paprosky Defekt	Defekt-name	n	Defektwinkel (°)		Kavitäten-fläche (mm^2)
			superior (α)	medio-superior (β)	
intakt	0/0	3	0	0	4580,44
Typ 2b	60/10	3	60	10	4488,13
	60/20	3		20	4384,82
	60/30	3		30	4267,40
	90/10	3	90	10	4440,95
	90/20	3		20	4293,90
	90/30	3		30	4132,05
	90/45	3		45	3871,57
Typ 3a	120/20	3	120	20	4193,64
	120/30	3		30	3985,90
	120/45	3		45	3651,66
	150/45	3	150	45	3420,58

Abbildung 1: a) Anatomische Orientierung des auf das Pfanne-Block-Modell übertragenen Azetabulums und Definition der Defektwinkel, bezogen auf das azetabuläre Drehzentrum. Zusätzlich sind die Dimensionen der PMI-Blöcke und der Kavitäten dargestellt. **b)** Zusammenfassung der aus der Defektklassifikation nach Paprosky abgeleiteten Defektwinkel, welche das Defektausmaß durch die Kombination der Winkel α und β beschreiben. Zusätzlich ist die resultierende Kavitäteninnenfläche je Defekt zusammengefasst.

Abb. 2

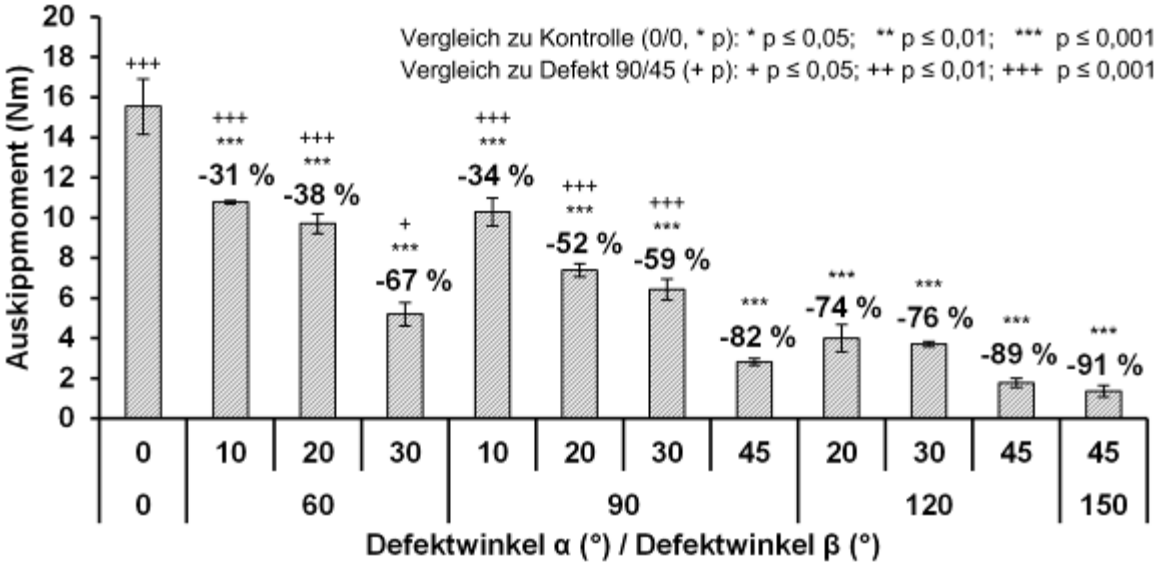


Abbildung 2: Zusammenfassung der Auskippmomente, welche durch Auskippen der zementfrei verankerten Hüftpfannen (n = 3 je Defektkavität) ermittelt wurden. Die Standardabweichung ist als Fehlerbalken dargestellt. Das resultierende Defektausmaß ergibt sich aus der Kombination des superioren Azetabulumrandverlustes (Defektwinkel α) und des Verlustes der medialen Acetabulumwand (Winkel β). Die Auskippmomente bei Vorliegen eines Defektes wurden mit dem Auskippmoment der intakten Kavität verglichen und die Abweichung in Prozent angegeben. Zusätzlich sind ermittelte signifikante Unterschiede entsprechend der festgelegten Signifikanzniveaus dargestellt.

V14

Interrater-reliability of roentgen stereophotogrammetric analysis to detect in vivo migration of a total hip arthroplasty

J. Xu[1], H. Cao[1], S. Sesselmann[2], R. Forst[1], F. Seehaus[1]
[1]University of Erlangen-Nuremberg, Department of Orthopaedic Surgery, Erlangen, Deutschland
[2]Ostbayerische Technische Hochschule Amberg-Weiden, Institut for Medical Engineering, Weiden, Deutschland

Fragestellung

Marker-based Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA) was considered as the gold standard to assess implant migration in vivo [1]. Model-based RSA allowed migration measurement of any implant geometry without the necessity of additional attached implant markers [2] while using reversed engineering (RE) or computer aided design (CAD) or elementary geometrical shape (EGS) models. EGS models consists out of spheres, cones or cylinders by which implant migration could be measured, instead of using a surface implant model, resulting out RE or CAD. Aim of this study was to assess interrater-reliability of gold standard marker-based RSA and model-based RSA (EGS) method within a clinical study.

Material und Methoden

Clinical RSA data of 18 cemented stems (Lubinus, Link, Hamburg, Germany) and 11 pressfit cup (Phoenix, Peter Brehm GmbH, Weisendorf, Germany) components were retrospectively analyzed. Three independent raters performed repeated (n = 3 times) migration analyses with marker-based RSA and model-based RSA (EGS). Barnhart's [3] method was used to calculate interrater differences, represented by the root-mean-square deviation (RMSD).

Ergebnis

Marker-based RSA and model-based RSA (EGS) revealed comparable interrater differences for two implants on all measured translations and rotations (medial-lateral, anterior-posterior), ranging from 0.08 to 0.21 mm and from 0.12 to 0.35 deg respectively (Figure 1; Table 1). However, the interrater difference of model-based RSA (EGS) was much greater than that for marker-based RSA (Figure 1B; Red arrow) on rotation measurements of hip stem component around cranial-caudal axis. Marker-based RSA showed approximately half of the mean translational results according cranial-caudal axis compared with model-based RSA (EGS) (Figure 1A; Blue arrows).

Schlussfolgerung

Both RSA methods revealed minor interrater difference on all translation measurements and most of rotation measurements, whereas only model-based RSA (EGS) showed a large interrater difference on rotation measurement around cranial-caudal axis, indicating an inferior interrater-reliability on this specific migration measurement of hip stems. This was presumably caused by the limitation of its methodological principle using pose-estimation technique that the projected implant contour give too less information according rotation around cranial-caudal axis of hip stem component [4]. The discrepancy of translational results between two methods was result by the difference migration reference points used in two methods, which indicated that the implant safety migration threshold differs according not only implant type but also migration reference point.

References

[1] Valstar etal. (2005). Acta Orthop 76(4): 563-72.
[2] Kaptein etal. (2007). Clin Orthop Relat Res 464: 205-9.
[3] Barnhart etal. (2007). J Biopharm Stat 17(4): 697-719.
[4] Seehaus etal. (2009). J Biomech Eng 131(4): 041004.

Abb. 1

Table 1: Interrater Difference (95% confidence interval) of marker-based RSA and model-based RSA (EGS) on migration measurements of hip stem and acetabular cup.

	Marker-based RSA		Model-based RSA (EGS)	
Directions	**Hip Stem**	**Acetabular Cup**	**Hip Stem**	**Acetabular Cup**
Medial-Lateral Translation (mm)	0.11 (0.07, 0.15)	0.09 (0.07, 0.11)	0.10 (0.08, 0.13)	0.09 (0.07, 0.10)
Cranial-Caudal Translation (mm)	0.08 (0.06, 0.10)	0.09 (0.06, 0.12)	0.10 (0.08, 0.14)	0.09 (0.06, 0.11)
Anterior-Posterior Translation (mm)	0.12 (0.10, 0.14)	0.21 (0.15, 0.26)	0.19 (0.17, 0.22)	0.17 (0.13, 0.22)
Medial-Lateral Rotation (deg)	0.13 (0.10, 0.16)	0.35 (0.29, 0.41)	0.26 (0.22, 0.30)	0.29 (0.23, 0.35)
Cranial-Caudal Rotation (deg)	0.45 (0.39, 0.52)	0.35 (0.29, 0.41)	1.05 (0.92, 1.18)	- *
Anterior-Posterior Rotation (deg)	0.12 (0.07, 0.17)	0.13 (0.10, 0.15)	0.14 (0.10, 0.18)	0.26 (0.17, 0.33)

*Cranial-caudal rotation result of acetabular cup from model-based RSA (EGS) is not available because of model rotation symmetry.

Abb. 2

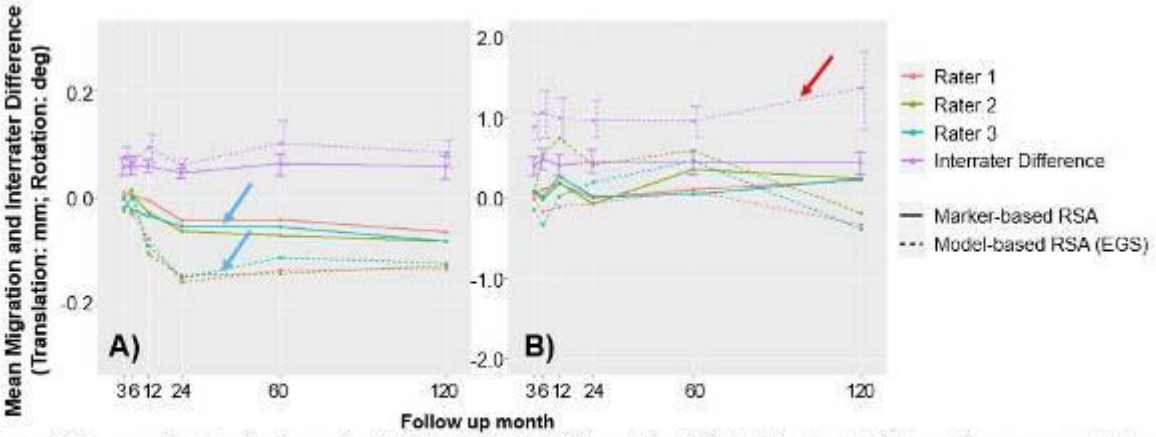


Figure 1: The mean implant migration on Cranial-Caudal direction (A: Translation; B: Rotation) along the follow up time measured by three raters and the interrater difference of hip stem implant (Solid line: marker-based RSA. Dashed line: model-based RSA EGS).
Blue arrows (A): A discrepancy of translational migration between two methods result from difference reference points of marker-based RSA and model-based RSA (EGS).
Red arrow (B): Interrater difference of model-based RSA (EGS) was much greater compared with marker-based RSA.

V15

Intra-articular sprifermin (Fibrolast growth factor 18) reduces cartilage loss in addition to increasing cartilage gain over 2 years in a randomized, placebo-controlled phase II clinical trial

F. Eckstein[1,2], S. Wax[3], A. Aydemir[3], W. Wirth[1,2], S. Maschek[1,2], M. Hochberg[4]
[1]Paracelsus Medical University Salzburg, Institute for Anatomy, Salzburg, Österreich
[2]Chondrometrics GmbH, Ainring, Deutschland
[3]EMD Serono (a business of Merck KGaA, Darmstadt, Germany), Billerica, Vereinigte Staaten
[4]University of Maryland, School of Medicine, Baltimore, Vereinigte Staaten

Fragestellung

Osteoarthritis (OA) is a common joint disorder, with no disease-modifying therapy yet approved. A recent randomized, placebo-controlled phase II clinical trial (FORWARD[1]) suggests that intra-articular injection of recombinant human fibroblast growth factor 18, sprifermin, increases cartilage thickness in knee OA patients. The current post-hoc analysis [1] studied whether sprifermin also reduces cartilage loss, wherever it occurs in an individual knee.

Material und Methode

Patients with symptomatic, radiographic (Kellgren Lawrence grade [KLG] 2 or 3) OA in the target knee (age 40–85 years) were randomized (1:1:1:1:1) to receive intra-articular injections with placebo, 30 or 100 µg sprifermin every 6 or 12 months. Femorotibial cartilage thickness change was measured by magnetic resonance imaging (MRI) over 2 years in 16 femorotibial subregions. The cartilage thickening score was defined as sum of the positive, and the thinning score as sum of negative changes across these subregions. Results were compared with a healthy reference cohort from an observational study, the Osteoarthritis Initiative (OAI).

Ergebnis

The modified intention-to-treat population included 494 patients, median age 65, 69% women, 69% KLG2, and 68% predominantly medial comnpartment disease. 434 patients had MRI at baseline and at year 2. With intra-articular injection of 100µg sprifermin every 6 months, the cartilage thickening score was almost doubled at year 2 (856µm [95% confidence interval (CI) 717;997] compared with healthy controls (466µm [95%CI, 407;525) and placebo patients (431µm [95%CI, 358; 505]. The thinning score at year 2 was -459µm (95%CI, -550; -368) with 100µg sprifermin every 6 months compared with -414µm (95%CI, -477;-351) in the healthy cohort and with -766µm (95%CI, -972;-560) in placebo patients (Fig. 1).

Schlussfolgerung

Intra-articular sprifermin increases cartilage thickening and almost normalizes cartilage thinning to a level observed in healthy controls. Sprifermin should be evaluated further as a potential disease modifying therapy for osteoarthritis.

References

[1] Eckstein F et al. O&C 2018;26:S294

Abb. 1

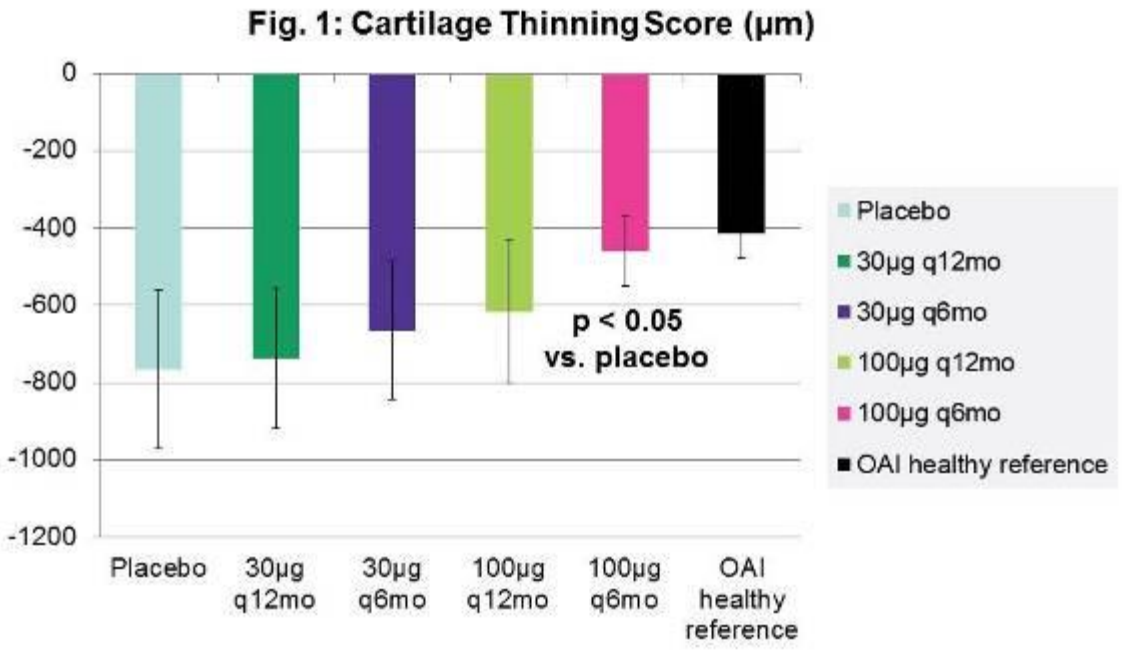


Fig. 1: Cartilage Thinning Score (µm)
0
-200
-400
-600
-800
-1000
-1200
p < 0.05
vs. placebo
Placebo
30µg q12mo
30µg q6mo
100µg q12mo
100µg q6mo
OAI healthy reference
Placebo
30µg q12mo
30µg q6mo
100µg q12mo
100µg q6mo
OAI healthy reference

V16

Effekte eines Trainingsprogramms nach der Berliner Methode auf die Morphologie der Sehne bei chronischer Achilles-Tendinopathie

G. Radovanovic[1,2], S. Bohm[1,2], A. Arampatzis[1,2], K. Legerlotz[1,2]
[1]*Institut für Sportwissenschaft / Humboldt-Universität zu Berlin, Abteilung für Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland*
[2]*Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Bei gegebener Last sorgt die Vergrößerung der Sehnenquerschnittsfläche (CSA) für eine Verringerung der auf das Gewebe wirkenden Spannung und kann somit belastungsinduzierte Verletzungsrisiken verringern. Frühere Studien bei gesunden Probanden haben gezeigt, dass ein intensiver repetitiver Trainingsstimulus von 5-6% Dehnung durch ca. 90% der isometrischen Maximalkraft (MVC) bei einer Dauer von 3 Sek. optimal für die Anpassung der Achillessehne ist und die CSA vergrößert [1-2] (Berliner Methode).

Material und Methode

Um die Effekte dieser Trainingsmethode bei Patienten mit chronischer Achillestendinopathie zu untersuchen, führten wir eine randomisiert-kontrollierte Studie mit 12-wöchiger Interventionsphase durch. Wir verglichen drei Protokolle hinsichtlich der Effekte auf die mechanischen und morphologischen Sehneneigenschaften (via MRT) sowie die Funktionalität (Drop Jump Leistung, VISA-A Score, MVC): 1) die Berliner Methode als Heimprogramm (90% MVC, 5 Sätze à 4 Wiederholungen, 3 Sek. Belastung und 3 Sek. Pause) (n=15); 2) das klassische Exzentrikprotokoll nach Alfredson [3] (n=15) und 3) eine nicht trainierende Kontrollgruppe (n=14). Alle Gruppen erhielten passive Physiotherapie (12 Termine).

Ergebnis

Die Compliance lag im Mittel bei 84,5±20,4%. Der VISA-A Score verbesserte sich durchschnittlich um 19,7±15,3 Punkte von Prä- zu Postmessung in allen Gruppen, während MVC und Sprunghöhe unverändert blieben. In der Berliner Gruppe vergrößerte sich der Sehnenquerschnitt signifikant ($p<0.001$) um 9%, wobei die anderen Gruppen keinen Unterschied ($p>0.05$) zeigten.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen hinsichtlich funktioneller Parameter keinen Vorteil der Berliner Methode bzw. des Alfredsonprotokolls im Vergleich zu passiver Physiotherapie. Die durch die Berliner Methode induzierte Sehnenhypertrophie kann als überlegener Therapieerfolg gewertet werden.

References

[1] Arampatzis et al. (2007) J Exp Biol 210:2743–53.
[2] Bohm et al. (2014) J Exp Biol 217:4010–17.
[3] Alfredson et al. (1998) Am J Sports Med 26 (3):360–66

V17

Fehlstellungen der Wirbelsäule bei Patienten nach Hüft-TEP während der stationären Rehabilitation

T. Jöllenbeck[1,2], J. Pietschmann[1,2]
[1]*Universität Paderborn, Department Sport & Gesundheit, Paderborn, Deutschland*
[2]*Klinik Lindenplatz GmbH, Institut für Biomechanik , Bad Sassendorf, Deutschland*

Fragestellung

Nur wenige Studien untersuchen die Entwicklung des Gangverhaltens nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes (Hüft-TEP). Prä-op sind die Ergebnisse uneinheitlich. Post-op scheint ein äußerlich unauffälliges Gangbild vorzuliegen, während biomechanische Parameter auffällig bleiben, Referenzwerte nicht erreicht und bis mind. 2 Jahre Verbesserungen berichtet werden. Ungeklärt war, wie sich das Gangbild der Patienten während der 3-wöchigen Reha nach Hüft-TEP verändert. Eigene Studien hierzu zeigen zwar Verbesserungen wesentlicher Gangparameter, ein gleichmäßiges und sicheres Gangbildes ist aber noch nicht erreicht (Jöllenbeck & Pietschmann 2016, Jöllenbeck 2015). Es verbleiben große Asymmetrien im Seitenvergleich und deutliche Unterschiede gegenüber einer altersadäquaten Referenzgruppe (RG). Als Schlüsselparamter wurde ein reduzierter Bewegungsumfang im Hüftgelenk, begleitet von einer ipsilateralen Co- und Mehrbewegung im Becken identifiziert (Abb.1). Auch die Dynamik der Bodenreaktionskräfte (BRK) ist deutlich und asymmetrisch reduziert. Diese Studie sollte untersuchen, inwieweit sich die Asymmetrien auf die Wirbelsäule auswirken.

Material und Methode

An der Studie nahmen 35 Patienten (14m, 21w; 57J; 173cm; 82kg) in der AHB nach Hüft-TEP sowie 44 Probanden (22m, 22w; 54J; 172cm; 72kg) als RG teil. Mit den Patienten wurde zu Beginn (3./4.Tag) und am Ende (17./18.Tag,) der Reha sowie 1-mal mit RG eine biomechanische Ganganalyse auf einem instrumentierten Laufband (Zebris: FDM, 3D-Ganganalyse) sowie eine statische und dynamische Wirbelsäulenvermessung (Diers 4D motion) durchgeführt. Nach 5-min. Gewöhnungsphase wurden die Vpn gebeten, erst ein Wohlfühltempo (v1), dann ein zügiges Gangtempo (v2) selbst einzustellen. Das Laufbanddisplay war abgedeckt, das Gangtempo wurde nicht mitgeteilt. Zunächst wurden die kinetischen und kinematischen Gangparameter erfasst. Anschließend wurde die Wirbelsäulenvermessung mit identischen Gangtempi durchgeführt.

Ergebnisse

Zum Ende der Reha sind alle Weg-Zeit-Parameter, der sagittale Bewegungsumfang im Hüftgelenk sowie die Dynamik der BRK der Patienten verbessert, der Bewegungsumfang im Becken nimmt aber zu. Im Seitenvergleich bleiben alle Parameter auf TEP-Seite deutlich defizitär d.h. asymmetrisch. Gegenüber RG verbleibt jedoch insgesamt ein Defizit (alle: $p<.006$).

In der Wirbelsäulenanalyse zeigt sich zum Ende der Reha nur die Rumpfneigung (-1,8°) verbessert. Gegenüber RG bleiben Lotabweichung (0,5°), Lordosewinkel (4,5°) und Seitabweichung (0,7°, nur v1) vergrößert (alle: $p<.047$). Die dynamischen Daten befinden sich z.Zt. noch in der Auswertung, lassen jedoch bereits deutliche Auffälligkeiten erkennen (Abb. 2).

Schlussfolgerungen

Die bisher vorliegenden Daten zeigen, dass sich Asymmetrien im Gangbild nach Hüft-TEP auch auf die Wirbelsäulenbewegung auswirken. Kompensationen finden dem Bewegungsvermögen entsprechend in allen 3 Dimensionen statt, lateral durch vermehrte Lordosierung, frontal durch vermehrte Seitabweichung und transversal durch vermehrte Oberkörperrotation. Die vermehrte Lordosierung lässt einen Zusammenhang zur vermehrten Beckenbewegung vermuten.

Der Zustand der Patienten am Ende der Reha erfordert weitere Interventionen zur Optimierung des Gangbildes weit über die Reha hinaus, wenn Fehlstellungen reduziert und Folgeerkrankungen z.B. der Wirbelsäule vermieden werden sollen.

Referenzen

[1] Jöllenbeck: Ganganalyse. In: Stein/Greitemann (Hg) Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. 2.Aufl. Springer (2015) 20-33
[2] Jöllenbeck, Pietschmann: Veränderungen des Gangbildes während der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz und Effektivität verschiedener Trainingsformen zur Normalisierung. In: DRV-Schriften 109 (2016) 338-340

Abb. 1: Veränderung Hüft- und Beckenwinkelverlauf während der Reha

Abb. 2: Wirbelsäulenanalyse nach Hüft-TEP

Abb. 1

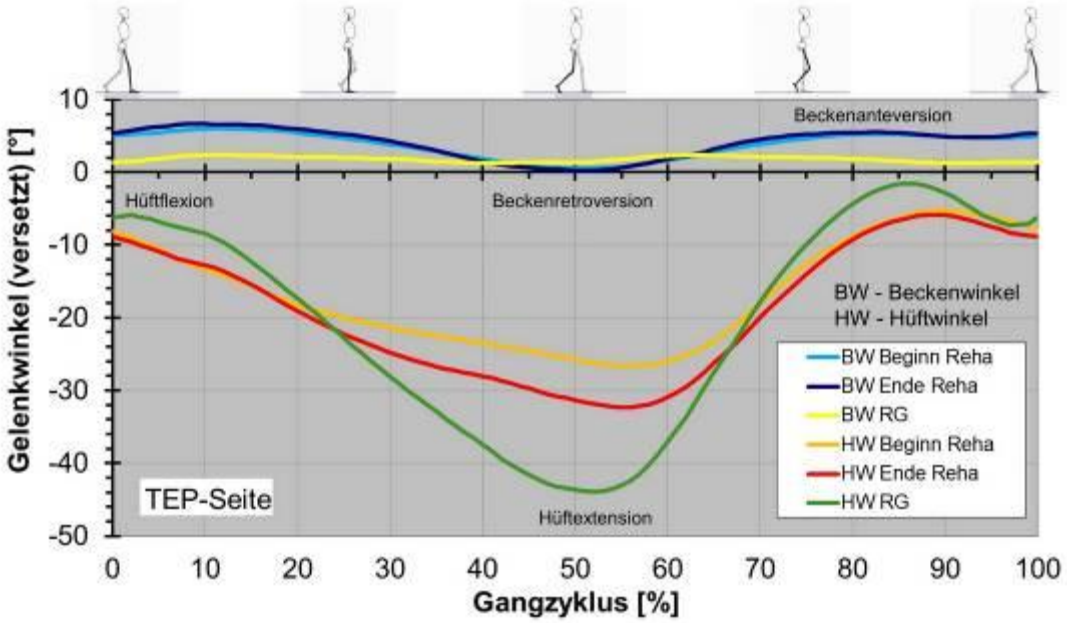
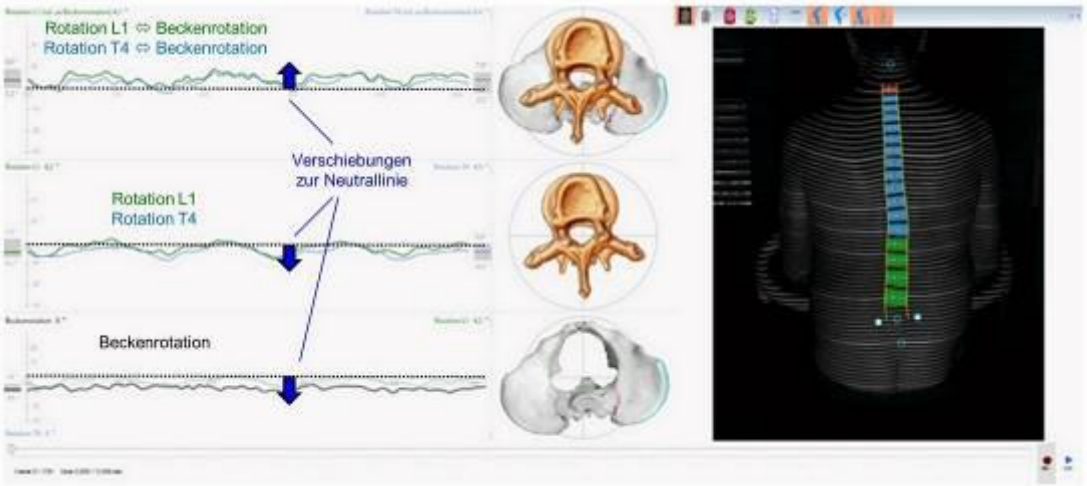


Abb. 2



V18

Dynamometrische Untersuchung der Hüftgelenksfunktion bei Patienten mit anatomischer Rekontruktion des anterolateralen Winkels und kontralateralem Offset

M. Schwarze[1], K. Tonin[1], B. Welke[1], A. Kettenbach[1], E. Jakubowitz[1], C. Hurschler[1], S. Budde[1]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V19

Ganganalysen für Patienten nach Hüfttotalendoprothesen (HTEP)-Implantation beim Gehen mit Unterarmgehstützen (UAGS) unmittelbar postoperativ

K. Sander[1], F. Layher[1], A. Mayfarth[2], T. Zippelius[3], E. Röhner[3]
[1]Waldkliniken Eisenberg, Biomechanik, Eisenberg, Deutschland
[2]MetraLabs GmbH, Ilmenau, Deutschland
[3]Waldkliniken Eisenberg, Eisenberg, Deutschland

Fragestellung

Im Rahmen des Projekts **ROGER** (**Ro**boterassistiertes **G**angtraining in der orthopädisch**e**n **R**ehabilitation) wird ein neuartiger persönlicher Trainingsroboter entwickelt. Dieser soll Gangmuster und -parameter von Patienten ermitteln und anhand der Ergebnisse diese anleiten und korrigieren, um selbstständig mit dem Roboter ein Gangtraining durchführen zu können und somit Physiotherapeuten zu entlasten. In diesem Rahmen wurden die Ergebnisse von Gangdaten für Patienten nach Versorgung mit einer HTEP ca. 3 Tage postoperativ mittels instrumenteller 3D-Ganganalyse und dem Roboter analysiert. Die Patienten gingen dabei mit UAGS. Ziel dieser Studie war es, objektive Messdaten zu generieren ("Goldstandard"), mit denen vom Roboter ermittelte Gangparameter evaluiert werden können.

Material und Methode

Die Ganganalysen wurden mit einem 3D-Bewegungsanalysesystem von Vicon (Vicon, Oxford, GB) mit 10 Infrarotkameras und 3 Kraftmessplatten durchgeführt (Datenerfassung: mittels Nexus V.2.6). Parallel dazu erfasste der Roboter Gangparameter. Für die Studie wurden 20 Patienten (12 Männer und 8 Frauen) mit HTEP unmittelbar postoperativ gemessen und zum Vergleich eine weitere Gruppe von 20 Patienten (12 Männer und 8 Frauen) 4 Wochen postoperativ (ohne UAGS), sowie eine Gruppe von 34 Gesunden (18 Männer und 16 Frauen) analysiert (alters-"gematcht"). Die statistischen Auswertungen erfolgten mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 19.

Ergebnis

Von den 20 Patienten liefen beim Gehen mit UAGS 16 im Drei- und 4 Patienten im Zweipunktgang (sehr aktiv). Für fast alle Parameter traten signifikante Unterschiede zwischen den Werten der Patienten und denen der Vergleichsgruppen auf. Die Zeit-Distanz-Parameter wiesen auf erhebliche Einschränkungen hin. Die rel. Kadenz verringerte sich etwa um die Hälfte, die rel. Doppelunterstützung verdreifachte sich fast und für die rel. Zykluszeit ergab sich ein Wert von knapp dem Doppelten (jeweils p=0,000). Lediglich für die Standphase gab es keine relevanten Abweichungen. Bei den Gelenkwinkeln kam es zu einer reduzierten Knie- und Hüft-Flexions-Extensions-Bewegung, einer vermehrten Beckenkippbewegung und einer verstärkten anterioren Rumpfneigung: Diese sind beim 3-Punktgang besonders deutlich und können mittels 2-Punktgang verbessert werden.

Schlussfolgerung

Die unmittelbar postoperativ analysierten Patienten wiesen erwartungsgemäß große Einschränkungen gegenüber den Vergleichsgruppen auf. Im Rahmen dieser Gruppe gab es aber auch Unterschiede. 65 % der Patienten hatten ein visuell gutes Gangbild und 35 % hatten z.T. größere Probleme. Mit der Erfassung des Istzustands mittels 3D-Ganganalyse wurde eine gute Basis geschaffen, die Gangparameter zwischen Ganganalysesystem und Roboter vergleichen zu können. Die Anzahl der vom Roboter ermittelten Parameter ist dabei begrenzt.

V20

Die Leistungsbilanz von Prothesenfüßen – relevanter Parameter zur Charakterisierung der Funktionalität

E. Pröbsting[1], B. Altenburg[1], T. Schmalz[1], K. Krug[1]
[1]Ottobock SE & Co. KGaA , Biomechanik, Göttingen, Deutschland

Fragestellung

Konventionelle Prothesenfüße sind passive Komponenten, die unter Belastung Energie speichern und zurückgeben. Alternativ stehen seit kurzer Zeit Füße mit mikroprozessorgesteuerten Knöchelantrieben zur Verfügung. Zur Charakterisierung der Prinzipien wird häufig die Leistungsbilanz unter Belastung genutzt. Hierzu werden unterschiedliche Berechnungsmodelle angewendet und kontrovers diskutiert. Im Beitrag werden diese Ansätze vergleichend bewertet.

Material und Methode

Die Leistungsbilanz dreier konstruktiv differenter Prothesenfüße (genutzt von 6 Oberschenkelamputierten) wurde beim Gehen mit folgenden Methoden bestimmt: **V1** Produkt aus sagittalem Knöchelmoment und Winkelgeschwindigkeit des "Knöchelgelenks" in der Sagittalebene– biomechanische Standardmethode, **V2** entspricht V1, die Berechnung erfolgt hier 3-dimensional, **V3** Summe der rotatorischen und translatorischen Leistung in der Sagittalebene, **V4** 3-dimensionales,einheitlich verformbares Segmentmodell nach Takahashi 2012.

Ergebnis

Nach dem Berechnungsmodell V1 würde der Karbonfuß mehr Energie wiedergeben, als er während der Standphase speichern kann (Abb.1). Dies ist physikalisch nicht möglich und daher unrealistisch. Durch V1 und V2 wird in der Leistungs- Zeit- Kurve die absorbierte Leistung durch das "Einsinken" in die Ferse des Prothesenfußes prinzipiell nicht widergespiegelt (Abb.2). Die Ergebnisse für V3 und V4 repräsentieren nachvollziehbare Effekte (auch für den Fußvergleich) und korrelieren, sowohl für den Leistungs-Peak am Standphasenende als auch für die energetische Gesamtbilanz unter Belastung ($r>0.90$).

Schlussfolgerung

Zur Bestimmung der Prothesenfußleistung sind V1 und V2 ungeeignet. Bei den Leistungsbestimmungen V3 und V4 werden die Verformungsprozesse adäquat berücksichtigt und sollten bei Fußvergleichen angewendet werden. Die korrelierenden Aussagen dieser Berechnungen zeigen, dass die einfache 2-dimensionale Bestimmung V3 für die Analyse der Leistungsbilanz von Prothesenfüßen ausreichend ist.

Abb. 1

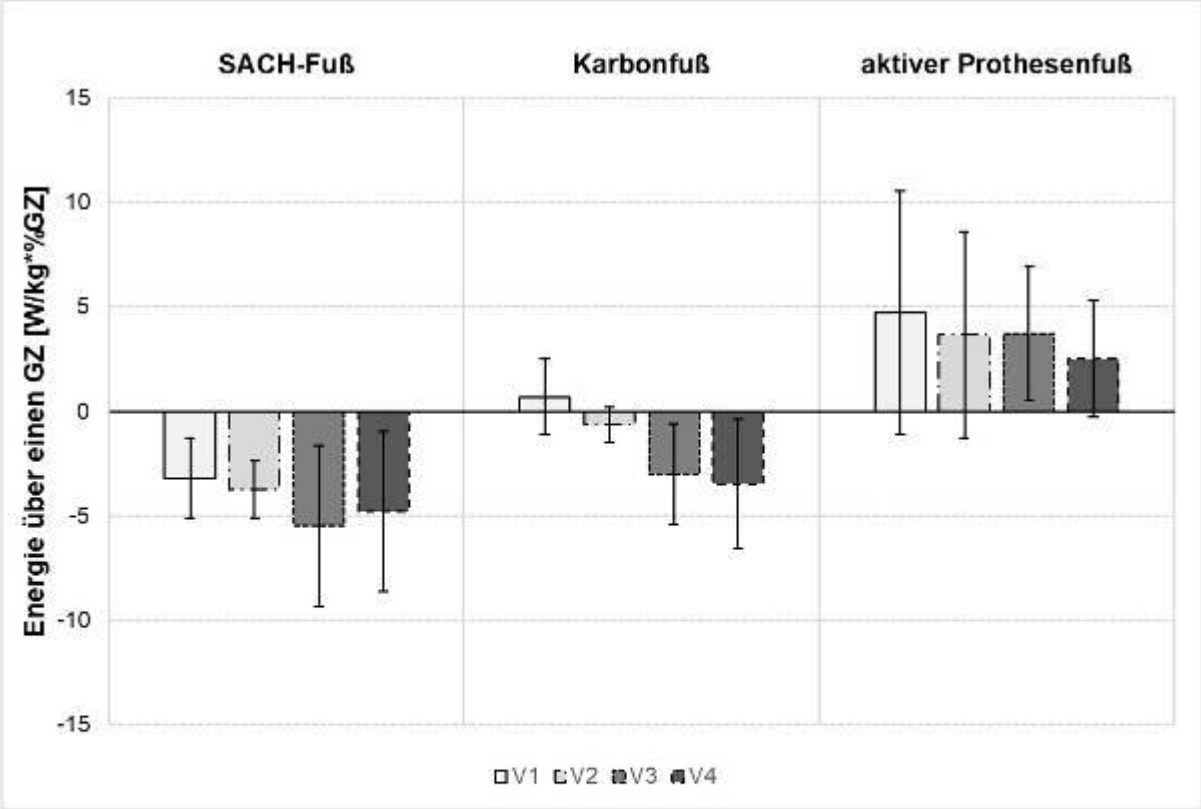


Abb.1 Mittelwert (n=6) der Gesamtenergie über einen Gangzyklus für drei verschiedene Prothesenfüße, mit vier differenten Berechnungsmethoden bestimmt.

Abb. 2

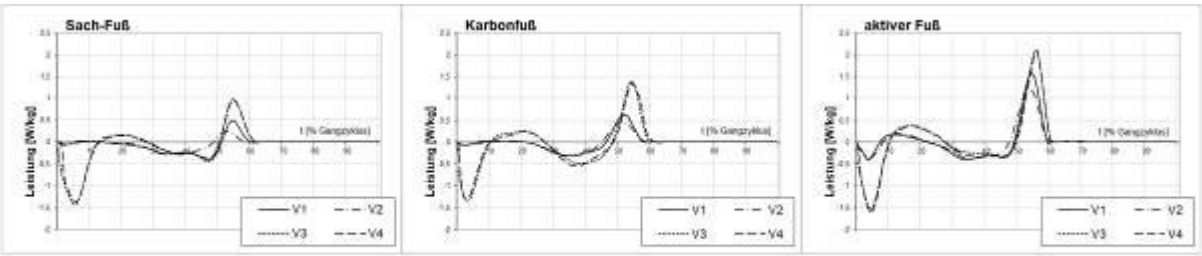


Abb.2 Prothesenfußleistung für drei verschiedene Prothesenfüße, mit vier differenten Berechnungsmethoden bestimmt. Beispielkurven für einen Probanden.

V21

Erste klinische Untersuchungen mit intrinsischen Greifintelligenzen in der Handprothetik

E. Jakubowitz[1], M. Catalano[2], A. Bicchi[2], B. Fleischer-Lück[1], W. von Klot[1], A. Kettenbach[1]
[1]Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland
[2]Istituto Italiano di Tecnologia, Pisa, Italien

Fragestellung

Aktuell verfügbare Prothesenhände decken nur eine limitierte Anzahl vorprogrammierter und sequentiell steuerbarer Greifmuster ab. Um die Grundkenntnisse für eine Nutzung dieser Greifmuster im Alltag zu erlernen, erhalten Transradialamputierte ein 10-25h andauerndes Prothesentraining. Eine mit Hilfe kinematischer Synergien mechanisch in die Hand implementierte, intrinsische Greifintelligenz (IGI) vermag neben einer Dimensionsreduzierung in der Steuerung fast alle Greifbewegungen der menschlichen Hand flüssig abzubilden. In der vorliegenden Studie wurde erstmals untersucht, ob eine IGI-Kinematik aus der Robotik - welche mit nur einem Aktuator 19 DOF der Hand antreibt - gegenüber herkömmlichen, myoelektrischen Handprothesen (MHP) für Transradialamputierte Vorteile bieten könnte.

Material und Methode

Das folgende Studienprotokoll sieht eigentlich den Einschluss von 20 Patienten vor. Die ersten 4 Amputierten (S1 - S4, Alter = 62,8 ± 13,5 Jahre) mit mindestens 10 Jahren Alltagserfahrung in der Steuerung myoelektrischer Prothesenhände wurden rekrutiert und führten folgende Tests durch: 1. Box and Blocks Test (BBT); 2. Activities Measure for Upper Limb Amputees (AM-ULA); 3. Jebsen-Taylor Hand Function (JTHF). Diese Tests wurden sukzessiv mit a) der MHP, mit b) der IGI und mit c) der trainierten IGI (TIGI) nach einem 6-stündigen Prothesentraining wiederholt. Im Anschluss wurde die System Usability Scale (SUS) für die IGI erhoben. Statistisch kamen gepaarte t-Tests mit Bonferroni Post-Hoc-Korrekturen zum Einsatz. Wegen der bis dato geringen Patientenanzahl wurde eine Post-Hoc-Fallzahlanalyse auf Basis der erzielten Werte durchgeführt.

Ergebnis

Obwohl im Allgemeinen zunächst kein signifikanter Unterschied zwischen der IGI und der MHP zu beobachten war, konnten alle Patienten tendenziell bessere Ergebnisse mit der IGI und der TIGI erzielen. Diese Tendenz kam bei den grob- (BBT: Anstieg der transferierten Würfel von 12 auf 15) bereits für die IGI und bei den feinmotorischen ADLs (Zeitersparnis bei AM-ULA und JTHF) für die TIGI zum Tragen. So unterschied sich z.B. die IGI zunächst kaum von der MHP beim "Simulated Page Turning" des JTHF-Test (Abb. 2d), wobei eine deutliche Zeitersparnis dann mit der TIGI erreicht werden konnte. Die Fallzahlanalyse ergab den Einschluss von mindestens 20 Amputierten für die grob- (BBT) und von 26 für die feinmotorische ADLs (AM-ULA), um voraussichtlich signifikante Unterschiede festzustellen. Der SUS-Score betrug 80,0 ± 13,9.

Schlussfolgerung

Obwohl die vorliegenden Ergebnisse nur vorläufigen Charakter besitzen, zeichnet sich bereits jetzt eine deutliche Überlegenheit der IGI gegenüber den Kinematiken der konventionellen Prothesenhände ab. Ungeachtet des Vorteils der MHP gegenüber der IGI - die Patienten verfügen ausnahmslos über mindestens 10-Jahre Erfahrung in der täglichen Nutzung ihrer MHPs - war es allen Patienten auf Anhieb und problemlos möglich, entweder gleichwertige oder sogar bessere Ergebnisse mit der IGI zu erzielen. Demnach besteht also keine Notwendigkeit sich an den Alltag mit einer IGI zu gewöhnen, da die Amputierten trotz des reduzierten Steuerungsaufwandes sofort mit ihr zurechtzukommen. Darüber hinaus erscheint das 6-stündige Prothesentraining vollkommen zu genügen, um den Amputierten den Alltag mit einer IGI deutlich zu erleichtern. Im Vergleich zu den vertrauten MHPs wurde durch das Training mit der IGI insbesondere die Bewältigung feinmotorischer ADLs deutlich verbessert. Auch die SUS bestätigte eine überdurchschnittlich hohe Alltagstauglichkeit der IGI. Auf Basis der Ergebnisse schlagen wir vor, sich stärker auf IGIs in der Handprothetik zu konzentrieren. In Kombination mit den neusten Innovationen – wie z.B. der multimodalen Prothesensteuerung – könnten IGIs einen erheblichen Entwicklungsschub in der Handprothetik auslösen. Sie wären dazu in der Lage eine Schlüsselrolle für eine deutlich vereinfachte Handprothesensteuerungen in naher Zukunft einzunehmen.

Abb. 1

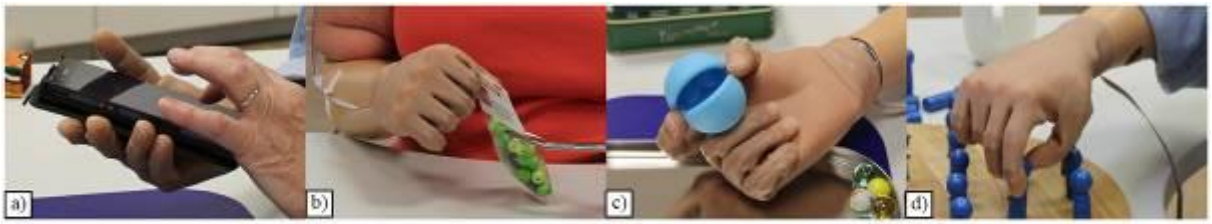


Abb. 1: Auszug aus möglichen Greifarten, die mit der intrinsischen Greifintelligenz einer rechten SoftHand Pro durchgeführt werden können; a) Kraftgriff, b) Lateralgriff, c) Zangengriff, d) Tripodgriff.

Abb. 2

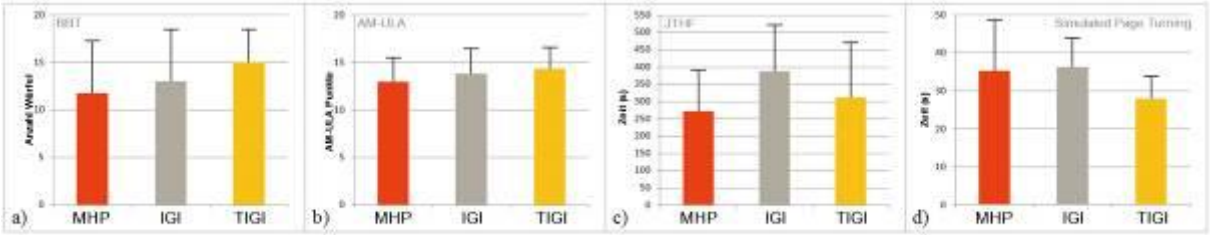


Abb. 2: Ergebnisse a) des Box- und Blocktests, b) des AM-ULA, c) des Jebsen-Taylor-Handfunktionstests und d) des Simulated Page Turnings des Jebsen-Taylor-Handfunktionstests

Session 4 • Implantate/Tribologie/Biomaterialien I

V22

Entwicklung einer neuartigen biomechanischen In vitro Methode zur Untersuchung des Sinterungsrisikos von Wirbelkörperersatzimplantaten unter physiologischen Bedingungen

L. Zengerle[1], C. Fleege[2], T. Di Pauli von Treuheim[1], D. Vogele[3], M. Rauschmann[4], H. J. Wilke[1]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland
[2]Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Wirbelsäulenorthopädie, Frankfurt am Main, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Ulm, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Ulm, Deutschland
[4]Sana Klinikum Offenbach, Wirbelsäulenorthopädie und Rekonstruktive Orthopädie, Offenbach, Deutschland

Fragestellung

Die Vermeidung von Implantatsinterungen ist eine große Herausforderung in der Wirbelsäulenchirurgie. Ziel dieser Studie war es, eine neue biomechanische In vitro Methode zur Simulation physiologischer Alltagsaktivitäten zu entwickeln, um das Sinterungsrisiko von Wirbelkörperersatzimplantaten (WKE) abzuschätzen.

Material und Methode

12 humane Wirbelsäulen wurden gleichmäßig auf 2 Gruppen, anhand des Segments (T11-L1, L2-L4), der Knochendichte (a) 67,8 und b) 64,1 mgCaHA/cm³) und des Alters (a) 72 und b) 69 Jahre) aufgeteilt. Nach dorsaler Stabilisierung und Korpektomie wurde ein WKE mit a) runden zentralen oder b) apophysär aufliegenden Endplatten eingesetzt.Mit einem speziell entwickelten dynamischen Wirbelsäulentester wurden Alltagsbewegungen des Patienten dynamisch (0,5 Hz) durchgeführt. Dafür wurde die Belastung sukzessive in 50 N Schritten erhöht, vom Stehen (≤ 500 N), über Treppensteigen (≤ 750 N), Schuhebinden (≤ 1150 N) bis zum Lastenheben (≤ 3200 N).Außerdem wurden Flexion-Extension (FE) und Seitneigung schrittweise um 0,25° erhöht. Vor und nach Implantation sowie nach Bewegungssimulation wurde die Flexibilität der Präparate unter reinen Momenten (3,75 Nm für osteoporotische LWS) in 6 DOF quasistatisch bestimmt sowie die Sinterungstiefe radiologisch gemessen. Ein linear gemischtes Modell (a=0,05) zeigte Zusammenhänge zwischen Sinterung und physiologischer Bewegung sowie Endplattengeometrie.

Ergebnis und Schlussfolgerung

Mit dieser neu entwickelten Methode zur Simulation physiologischer Alltagsaktivitäten ist es möglich, eine Sinterung zu provozieren, die der in der Klinik ähnlich ist. Die apophysär aufliegenden Endplatten sinterten weniger (a) 3,2 mm, b) 0,4 mm), was eine geringere Flexibilität in FE ($p<0,1$), aber eine erhöhte Beweglichkeit in axialer Rotation ($p<0,05$) bewirkte. Dadurch konnte gezeigt werden, dass eine apophysäre Auflage protektiv wirken kann. Generell sollten jedoch Patienten mit WKE große Belastungen auf die Wirbelsäule vermeiden.

Abb. 1

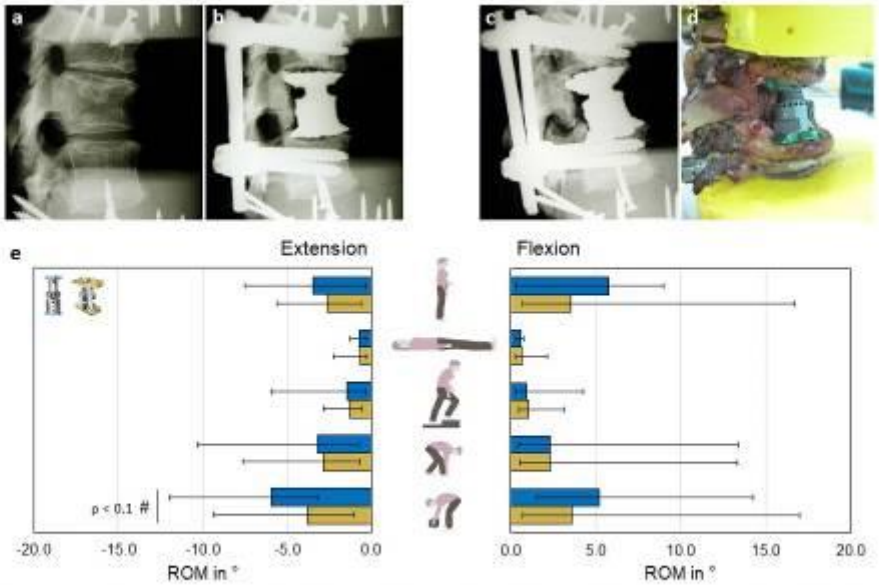


Abb. 1: Sinterung einer Wirbelkörperprothese mit runden Endplatten in die benachbarten Wirbelkörper nach physiologischer Simulation von Alltagsbewegungen (a) Intaktzustand (b) nach Implantation (c) und (d) ausgeprägte Sinterung nach Simulation von Lastenheben (20 kg) (e) Flexion-Extension in den verschiedenen Zuständen, Vergleich zwischen runden und rechteckigen Endplatten

V23

Vergleich zweier Konnektoren zur Verlängerung einer Instrumentierung in der Lendenwirbelsäule - Eine biomechanische in-vitro Studie

B. Welke[1], M. Schwarze[1], C. Hurschler[1], D. Nebel[1], N. Bergmann[2], D. Daentzer[2]
[1]Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik - Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland
[2]DIAKOVERE Annastift, Orthopädische Klinik der MHH - Department Wirbelsäulenchirurgie, Hannover, Deutschland

Fragestellung

Die posteriore Stabilisierung mittels Spondylodese-Systemen stellt bei degenerativen Veränderungen der Lendenwirbelsäule (LWS) den Standardeingriff dar [1]. Dabei werden häufig Wirbelsäulen-Stabsysteme eingesetzt, die jedoch zu Anschlussdegenerationen der angrenzenden Segmente führen können [1-3]. Bei 70% aller Patienten ist 10 Jahre post-op eine Anschlussdegeneration radiologisch und bei 25% klinisch symptomatisch nachweisbar [4]. Ist eine Revision indiziert, stehe zwei Ansätze zur Verfügung. Die Stäbe der ehemaligen Operationsstrecke können entfernt und durch neue Stäbe ersetzt werden. Alternativ können auch verschiedene Konnektoren genutzt werden, mit denen die neuen Stäbe der angrenzenden Segmente mit den vorhandenen Stäben verbunden werden. Ziel der biomechanischen Studie war es, die Stabilität axialer und paralleler Konnektorentypen (Abb. 1) mit einem durchgängigen Stabsystem zu vergleichen.

Material und Methode

Zehn humane Präparate der Lendenwirbelsäule (L1 – S1) wurden um die drei anatomischen Achsen unter einer reinen Momentenbelastung von ±7,5 Nm getestet. Insgesamt wurden neun Konfigurationen der posterioren Instrumentierung mit zwei Fusionsstrecken (L3 – S1 und L2 – S1) untersucht. Dabei wurden die Konnektoren auf zwei verschiedenen Ebenen (L3/4 und L2/3) eingesetzt. Die Untersuchungen wurden mit einem kraft- und momentengeregelten Sechs-Achs-Roboter Typs KUKA KR16-2 (KUKA AG, Augsburg, Deutschland) durchgeführt (Abb. 2). Die intersegmentale Range of Motion (iROM) und die Neutrale Zone (iNZ), sowie die gesamte Range of Motion (tROM) und Neutrale Zone (tNZ) wurden mittels optischen Navigationssystem Optotrak Certus (Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Kanada) analysiert.

Ergebnis

Die posteriore Instrumentierung der LWS führte zu einer signifikanten Abnahme der tROM (-44 bis -83%) und der iROM in den Segmenten L2/3 (-56 bis -94%) und L3/4 (-68 bis -99%) in allen drei getesteten Bewegungsrichtungen und der tNZ in der Flexion/Extension (-63 bis -71%) sowie in der axialen Rotation (-34 bis -72%). Diese Reduzierungen waren unabhängig von der untersuchten Konfiguration ($p<0,05$). Der einzige signifikante Unterschied in der iROM wurde in der lateralen Beugung zwischen dem kontinuierlichen Stab und dem parallelen Konnektor auf der Ebene L3/4 ($p = 0,006$) beobachtet.

Schlussfolgerung

Aus biomechanischer Sicht wurde kein relevanter Unterschied zwischen der Verwendung eines kontinuierlichen Stabes und den beiden betrachteten Konnektorentypen im direkten postoperativen Zustand beobachtet. In Bezug auf die Primärstabilität scheinen Konnektoren ein geeignetes Werkzeug zu sein, um im Falle einer Revisionsoperation eine bestehende Instrumentierung auf angrenzende Segmente zu erweitern. Es besteht jedoch Bedarf an weiteren klinischen und biomechanischen Untersuchungen zur Langzeitfunktion der Konnektoren.

Literatur

[1] Chow *et al.* Spine (1976) 21:549–555.
[2] Herkowitz *et al.* (1999) Spine 24:1268–1270.
[3] Phillips *et al.* (2002) J Bone Joint Surg Br 84:289–294.
[4] Hilibrand *et al.* (2004) Spine 4:190–194

Abbildungen

Abb. 1: A) Seitlicher Konnektor, B) Axialer Konnektor
Abb. 2: Roboterassistierte Prüfeinrichtung mit eingespanntem LWS-Präparat.

Abb. 1

Abb. 2

V24

Biomechanische Evaluation neuer Knochenersatzmaterialien im klinik-nahen Tibiakopffrakturmodell

P. Heilig[1], T. Brückner[2], M. C. Jordan[1], M. M. Paul[1], T. Blunk[1], R. H. Meffert[1], U. Gbureck[2], S. Hölscher-Doht[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Lehrstuhl für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde, Würzburg, Deutschland

Fragestellung

Dual-härtende und faserverstärkte Calciumphosphat- und Magnesiumphosphatzemente mit bohrbaren Eigenschaften stellen vielversprechende Neuentwicklungen an Knochenersatzmaterialien dar. Diese Studie vergleicht verschiedene Knochenzemente biomechanisch miteinander. Erstmalig wird neben reinen Materialprüfungen auch die klinische Anwendbarkeit im Frakturmodell am Tibiakopf untersucht.

Material und Methode

Neue mineralische Zemente, ein dual-härtender Calciumphosphatzement mit Zusatz von 2-Hydroxyethylmethacrylat [1] und ein Magnesiumphosphatzement, werden etablierten Calciumphosphatzementen (Graftys ® Quickset und ChronOSTM Inject) gegenübergestellt. Neben der Kompressionsfestigkeit und Schraubenausrisskraft wird im Tibiakopffrakturmodell [2] der Einfluss der Knochenersatzmaterialien auf die Stabilität in Kombination mit einer Osteosynthese in zyklischen und maximalen Belastungstests ermittelt.

Ergebnis

Der Magnesiumphosphatzement wies die höchste Kompressionsfestigkeit (100,5 ± 16,0 MPa), Schraubenausrisskraft (1,7 ± 0,2 kN) und Maximalkraft (2,2 ± 0,2 kN) sowie das niedrigste Einsinken des Frakturfragmentes unter Belastung (Displacement; 1,5mm ± 0,22 mm) im Vergleich zu den anderen Knochenersatzmaterialien auf. Im Vergleich der beiden Hydroxylapatitezemente wies der bohrbare neue Zement zwar eine niedrigere Kompressionsfestigkeit (6,8 ± 14 MPa) und Schraubenausrisskraft (129 ± 38 N) auf (Graftys ®: 19,0 ± 2,5 MPa; $p<0,01$ / 295 ± 39 N; $p<0,01$). Jedoch zeigten beide Zemente in Kombination mit Schrauben ein vergleichbares Displacement (CPC bohrbar: 1,77 ± 0,64 mm, Graftys ®: 2,01 ± 0,82 mm; $p=0,96$) und eine vergleichbare Maximalkraft (CPC bohrbar: 2,0 ± 0,2 kN; Graftys ®: 1,85 ± 0,3 kN; $p=0,26$).

Schlussfolgerung

Zusammenfassend ist insbesondere der hier getestete Magnesiumphosphatzement eine vielversprechende Neuentwicklung mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften der Primärstabilität.

References

[1] Christel T. et al., J Mater Sci Mater Med, 2013. 24(3): p. 573-81.
[2] Hoelscher-Doht S. et al., J Orthop Sci, 2014. 19(6): p. 978-83.

V25

Evaluation of an antimicrobial modified glass-ionomer cement for use in cementation of orthodontic brackets, crowns and bridges

L. Singer[1], K. Kehl[2], G. Bierbaum[2], C. Bourauel[3]
[1]*University Hospital Bonn, Oral Technology , Bonn, Deutschland*
[2]*University Hospital Bonn, Institute of Medical Microbiology, Immunology and Parasitology, Bonn, Deutschland*
[3]*University Hospital Bonn, Endowed Chair of Oral Technology, Bonn, Deutschland*

Fragestellung

Despite the fact that Chlorohexidine (CHX) is considered to be the gold standard in dentistry as an antimicrobial agent, its incorporation in concentrations that are effective frequently results in changes in the physical and mechanical properties of Glass-ionomer cements (GICs). Moreover, the literature lacks sufficient data regarding addition of other natural antibacterial agents in GICs despite that some of them have shown effective results against cariogenic salivary flora when used in mouth washes or tooth pastes. Hence, the aim of the study was to increase the antimicrobial properties of GICs through its modification with mixture of plant extracts together with Chlorohexidine and evaluate the effect of such combination on the biological characteristics and compressive strength of GICs.

Material und Methode

Conventional Glass-ionomer cement (GIC) (powder/liquid version), Chlorohexidine and alcoholic extract mixture of different plants were used. Chlorohexdine was added to the powder component of the GIC and the plant extracts were added to the liquid component at two different concentrations (Group1&2). Specimens were prepared for each modified group according to the manufacturer instruction and tested against the unmodified control GIC. Antimicrobial activity was evaluated using agar diffusion assay against Streptococcus Mutans and Micrococcus Luteus bacterial strains. Inhibition zones around each plant extract alone, the mixture of them all together and for all prepared control and modified specimens were measured. Compressive strength was evaluated after 24 h using a mould (6mm in height and 4mm in diameter). Specimens were prepared and loaded using a Zwick Universal Testing Machine at a cross head speed 0.5mm/min according to ISO 9917-1:2007.

Ergebnis

The variables showed parametric distribution and thus one-way analysis of variance (ANOVA) was used to test the antibacterial effect of the modified glass ionomer groups against S. mutans and M. luteus. An analysis of variance (ANOVA) indicated that there was statistically high significant difference in the inhibition zones of both modified groups against M.luteus (P-Value<0.001) and S.mutans (P-value <0.001) compared to the control group. For all tested groups, the mean zone of inhibition against M.lutes was greater than those against S. mutans. Analysis of compressive strength test results using one-way analysis of variance (ANOVA) indicated that there was statistically insignificant difference between the tested groups (P-Value = 0.7).

Schlussfolgerung

The plant extracts enhanced the antimicrobial activity of GIC against S.mutans and M. luteus without affecting the compressive strength of the GIC. Further tests with respect to shear bond strength and applicability in dental practice will be performed.

References

[1] Da Silva RC, Zuanon AC, Spolidorio DM and Campos JA. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. J Mater Sci Mater Med. 2007; 18:1859–1862.
[2] ISO 9917-1:2007(E). Water-based cements (Part 1: powder/liquid acid-based cements)

V26

How size and type of femoral defects limit the primary stability of cementless modular revision hip stems: A biomechanical study

M. Ellenrieder[1], R. Souffrant[1], C. Schulze[1], D. Klüß[1], W. Mittelmeier[1], R. Bader[1]
[1]Universitätsmedizin Rostock, Orthopädische Klinik und Poliklinik, Rostock, Deutschland

Fragestellung

Over the past two decades, uncemented modular revision stems with tapered fluted design and diaphyseal anchorage have become an established solution for complex revision cases with proximal femoral bone loss. Despite being a crucial point with regard to the application of uncemented tapered revision stems, the recommendations concerning the necessary minimum lengths of sufficient bone stock and diaphyseal implant–bone contact differ widely. This experimental study aimed to investigate the primary stability of such revision stems under dynamic conditions depending on different types of femoral bone defects.

Material und Methode

Using composite femora, the relative movement of a bimodular stem (Restoration Modular, Stryker) within the implant–bone interface was examined under cyclic loading conditions. Translational and rotational interface micromotions and implant subsidence were captured with LVDTs for the intact femora and seven different defects ranging from a metaphyseal gap to a complete loss of the proximal femur 3 cm above the isthmus (Paprosky I to Paprosky IIIB).

Ergebnis

With 7 cm length of intact diaphysis proximal to the isthmus (Paprosky type IIIA), all specimens completed the test cycles with mean micromotions of 66 µm and a mean subsidence of 116 µm. Further resection to 5 cm of intact diaphysis (Paparosky type IIIA) resulted in a complete loss of rotational stability in one specimen. The statistical evaluation confirmed a significant ($p < 0.05$) increase of micromotion and subsidence readings when reducing the implant–bone contact zone from 7 to 5 cm. This was most evident with respect to rotational movements around the implant axis.

Schlussfolgerung

The experimental results suggest a distance of 7 cm of intact diaphyseal anchorage for the used modular revision stem with tapered fluted design. This recommendation may be rather conservative with view to the data from clinical case series. Nevertheless, small wedge-shaped defects of the proximal femur were not relevant to obtain these results and hence may be discounted in further investigations with long revision stems. Finally, future studies investigating the implant fixation in the case of defects should especially focus on the rotational stability of the implant in addition to the fixation stability in the translational direction.

V27

Individuelle Einflussparameter auf den in vivo wirkenden Reibkoeffizienten beim Gehen

V. Waldheim[1], A. Bender[1], P. Damm[1]
[1]Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V28

Evaluierung der Computertomografie als Methode zur Abriebanalyse an Polyethylen-Inserts für künstliche Hüftgelenke

D. Vogel[1], J. Hembus[1], L. Thalhauser[1], S. Rettenberger[2], S. Lehner[3], R. Bader[1]
[1]Universitätsmedizin Rostock, Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Rostock, Deutschland
[2]Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Anwendungszentrum CT in der Messtechnik, Deggendorf, Deutschland
[3]Technische Hochschule Deggendorf, Deggendorf, Deutschland

Fragestellung

Das Verfahren der Gravimetrie stellt den etablierten Standard in der Abriebbestimmung von endoprothetischen Implantaten dar. Mit dieser Methode lassen sich jedoch keine Abriebareale quantifizieren und die Abriebbestimmung an Explantaten ist nicht hinreichend realisierbar. In der vorliegenden Studie wurde daher untersucht, ob eine CT-Analyse von Pfanneninserts für Hüftendoprothesen aus Polyethylen mit einem entsprechenden Soll-Ist-Vergleich eine Alternative zur gravimetrischen Untersuchung darstellen kann, um den volumetrischen Abrieb von PE-Inserts zu bestimmen.

Material und Methode

Es wurden quervernetzte Polyethylen-Inserts (Trident®X3®, Stryker Corporation, Kalamazoo, Michigan, USA) aus einem Standard-Verschleißtest, einem Drittkörper-Verschleißtest und Retrievals (je n = 3) für die Untersuchung herangezogen. Die Implantate aus dem Drittkörper-Verschleißtest wurden vor und nach den Abriebtests mit einer Feinanalyse-Waage (Genauigkeit: 0,01 mg) eingewogen. Die Explantate konnten nur nach der Belastung gewogen werden, weshalb ein fabrikneues, baugleiches PE-Insert als Referenz verwendet wurde. Aus den gravimetrischen Messungen wurde der volumetrische Abrieb berechnet. Anschließend wurden alle PE-Inserts mit einem industriellen µ-CT TomoScope® HV-500 (Werth Messtechnik GmbH, Gießen, Deutschland) gescannt (Voxelgröße: 34,7 µm). In einer speziellen CT-Analysesoftware wurde der gewonnene Voxeldatensatz bearbeitet und über einen Soll-Ist-Vergleich der volumetrische Abrieb bestimmt. Auch hier diente das fabrikneue Insert als Referenz (Soll-Wert). Ergebnisse In der CT-Analyse stellte sich die direkte Darstellung der Abriebflächen in einer Falschfarbendarstellung dar (Abb. 1). Die mittels Gravimetrie und mittels CT-Analyse ermittelten volumetrischen Abriebwerte wichen jedoch stark voneinander ab, mit einer minimalen Abweichung von 31,6 % (Abb. 2).

Diskussion und Schlussfolgerung

Mit der CT-Analyse ist eine qualitative räumliche Beurteilung des PE-Abriebs mittels Falschfarbendarstellung möglich. In unserer Untersuchung konnte die CT-Analyse jedoch nicht als geeignete Alternative zur gravimetrischen Methode für die quantitative Abriebbestimmung an Hüftpfanneninserts aus Polyethylen herausgearbeitet werden. Die ermittelten Abweichungen können unter anderem auf den in der CT-Analyse nicht betrachteten Backside Wear zurückzuführen sein. Außerdem werden plastische Deformationen im Soll-Ist-Vergleich als Abweichungen und damit Abrieb detektiert, wobei diese gravimetrisch keinen Einfluss haben. Daher sind weitere Untersuchungen notwendig, um die Eignung der CT-Analyse zur Abriebmessung abschließend bewerten zu können. Abbildung 1: Darstellung der Abrieb-Histogramme und der Abriebflächen der untersuchten PE-Inserts. Abbildung 2: Mittels Gravimetrie und CT-Analyse ermittelte volumetrische Abriebwerte der untersuchten PE-Inserts.

Abb. 1

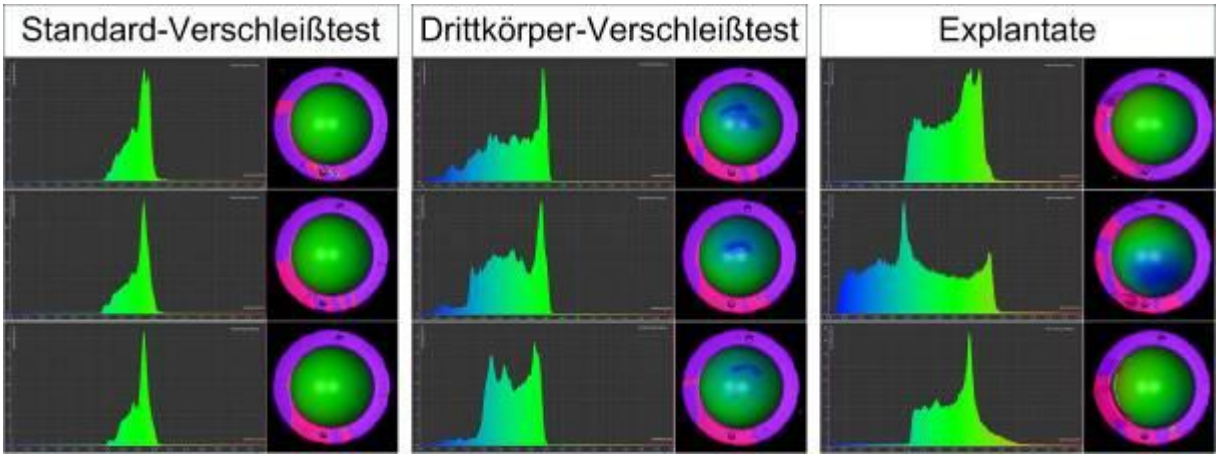
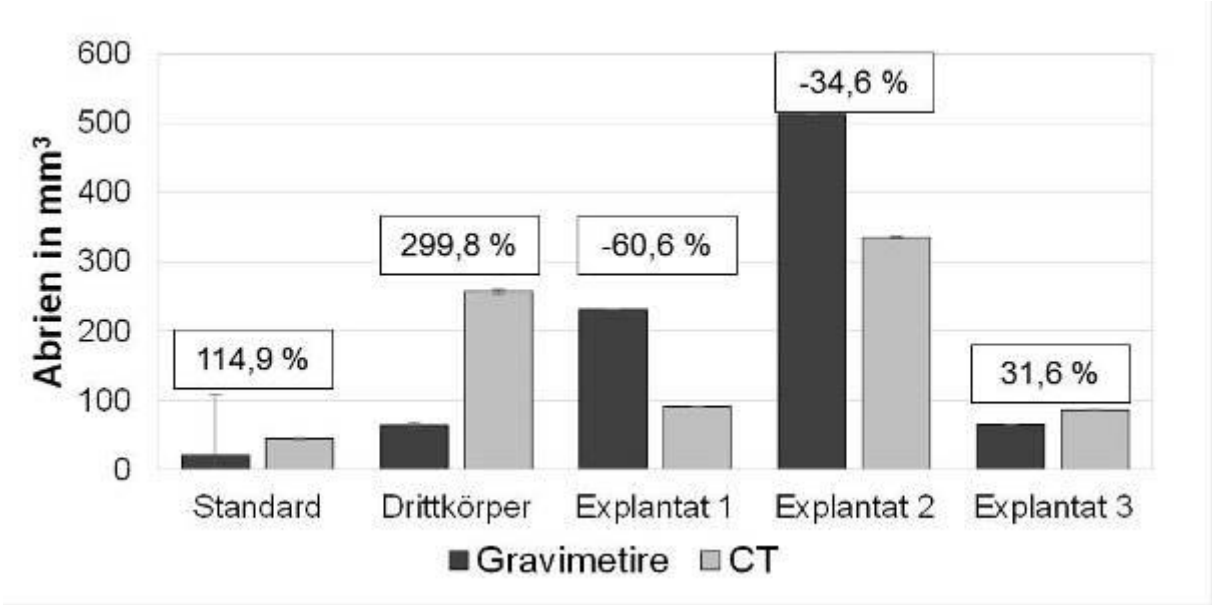

Standard-Verschleißtest
Drittkörper-Verschleißtest
Explantate

Abb. 2


Abrien in mm³
600
500
400
300
200
100
0
114,9 %
299,8 %
-60,6 %
-34,6 %
31,6 %
Standard
Drittkörper
Explantat 1
Explantat 2
Explantat 3
Gravimetire
CT

V29

Experimentelle und numerische Untersuchungen der biomechanischen Eigenschaften resorbierbarer Schrauben nach Explantation

S. Söntgen[1], L. Keilig[1,2], A. Weber[1], S. Reimann[3], K. Welle[4], C. Bourauel[1]
[1]Universitätsklinik Bonn, Oralmedizinische Technologie, Bonn, Deutschland
[2]Universitätsklinik Bonn, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Bonn, Deutschland
[3]Hochschule Bremerhaven, Medizintechnik, Bremerhaven, Deutschland
[4]Universitätsklinik Bonn, Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Resorbierbare Materialien zur Fixierung anatomischer Strukturen in der Traumaversorgung, zum Beispiel zur Knochenfixation, sollen den Patienten entlasten, da ein Folgeeingriff zur Entfernung dieser Materialien nach erfolgreicher Heilung nicht mehr notwendig ist. Gleichzeitig führt eine teilweise Resorption in situ zu einer Änderung der Morphologie dieser Fixierungselemente wie auch gegebenenfalls durch die unterschiedliche Geschwindigkeit beim Abbau verschiedener Materialkomponenten zu einer Änderung der mechanischen Materialeigenschaften. Ziel der vorgestellten Untersuchung war es, die Änderung der mechanischen Eigenschaften von resorbierbaren Doppelgewindeschrauben (Herbert-Schraube) zur Fixierung einer Skaphoid-Fraktur in verschiedenen Phasen der Resorption mit experimentellen und numerischen Methoden zu untersuchen.

Material und Methode

Zwei teilresorbierte Schrauben, die aus medizinischen Gründen nach sechs beziehungsweise zwölf Wochen explantiert werden mussten, bildeten die Grundlage dieser Untersuchung (Magnezix® CS3.2, L 26 mm, Syntellix, Hannover). Als Referenz dienten eine fabrikneue Schraube des gleichen Typs sowie eine Titanschraube (Herbert/Whipple® Bone Screw 3.0 mm, L 26 mm, Zimmer, Wemmel, Belgien). Zur Dokumentation des Resorptionsgrades wurden die explantierten Schrauben mikroskopisch sowie rasterelektronenmikroskopisch untersucht und mit der fabrikneuen Schraube verglichen. Danach wurden alle Schrauben in einem µCT (SkyScan 1174, Bruker, Belgien) gescannt, um die 3D-Geometrie zu erfassen. Basierend auf diesen Scans wurden Finite-Elemente (FE)-Modelle der fabrikneuen und der teil-resorbierten Schrauben erstellt. Ebenfalls wurde der zeitabhängige Volumenverlust mit den Volumendaten bestimmt. Um die mechanischen Eigenschaften zu bestimmen, wurde an allen Schrauben ein 3-Punkt-Biegeversuch (Spannlänge 16 mm) mit bis zu 500 N in einer Werkstoffprüfmaschine durchgeführt (Zwick ZmartPro, ZwickRoell GmbH, Ulm). In FE-Simulationen wurden diese Biegeversuche mit den 3D-Modellen wiederholt, wobei die experimentellen Ergebnisse zur Kalibrierung der Simulationen verwendet wurden.

Ergebnis

Die resorbierten Schrauben zeigten sowohl nach sechs als auch nach zwölf Wochen eine deutliche Veränderung der Morphologie (11% Volumenverlust nach 6 Wochen, 27% Volumenverlust nach 12 Wochen). Insbesondere scharfe Kanten wie die Gewinde waren nahezu vollständig resorbiert. Im Biegeversuch versagten die beiden teilresorbierten Schrauben bei 73 N (6 Wochen) beziehungsweise 75 N (12 Wochen), während die fabrikneue Schraube bei einer Kraft von 178 N versagte. In allen Fällen knickten die Schrauben, wobei sowohl bei der 6 Wochen resorbierten Schraube als auch bei der fabrikneuen Schraube Risse im Schraubenkorpus auftraten. Die nicht resorbierbare Titanschraube überstand die Belastung mit 500 N (Maximalkraft des verwendeten Kraftsensors) ohne bleibende Deformation. Die FE-Simulationen zeigten eine erhöhte Biegung der teilresorbierten Schrauben im Vergleich zur fabrikneuen Schraube, die jedoch hinter der im Experiment beobachteten Bewegung zurückblieb.

Schlussfolgerung

Das im Biegeversuch beobachtete Versagen der teilresorbierten Schrauben konnte in einem klinischen Fall nach einem erneuten Sturz (6 Wochen post-OP) ebenfalls beobachtet werden. Da die danach explantierte Schraube jedoch nicht für einen Biegeversuch zur Verfügung stand, konnte sie nicht in diese Studie eingeschlossen werden. Ob solche Frakturen auf lokal begrenzte Resorptionsprozesse oder auf eine allgemeine Reduktion der Materialstärke zurückzuführen sind, lässt sich aufgrund der geringen Fallzahl nicht klären. In einer weiterführenden Untersuchung sollen jetzt die verschiedenen Modelle der fabrikneuen sowie der teilresorbierten Schrauben in das FE-Modell eines frakturierten Skaphoids eingesetzt werden, um den Einfluss der Resorption auf die Belastungsverteilung im teilweise verheilten Knochen besser verstehen zu können.

V30

Eine neuartige antibakterielle Beschichtung für die Revisionsendoprothetik zeigt eine gleichwertige Osseointegration wie eine unbeschichtete Titanlegierung

S. E. C. Stein[1], D. Warnecke[1], L. Kruck[1], A. Ignatius[1], L. Dürselen[1]
[1]Zentrum für Traumaforschung - Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland

Fragestellung

Um der schwerwiegenden Komplikation einer periprothetischen Infektion vorzubeugen, macht die zunehmende Anzahl multiresistenter Keime vor allem die Entwicklung präventiver Maßnahmen erforderlich. Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der Osseointegration eines antibakteriell beschichteten Revisionsimplantats aus Titan in unbelasteten sowie mechanisch belasteten Knochendefekten im Schafmodell.

Material und Methode

16 weibliche Merino Schafe wurden randomisiert in 2 Operationsgruppen eingeteilt (n=8). Die Implantation (6 Monate) der antibakteriell- sowie unbeschichteten Titanimplantate erfolgte bilateral in einen mechanisch belasteten Defekt im trabekulären Knochen unterhalb des medialen Tibiaplateaus [1,2]. Zusätzlich wurden Implantate in unbelastete Defekte im trabekulären Knochen der medialen Femurkondyle sowie im kortikalen Knochen der Tibiadiaphyse implantiert. Mittels biomechanischen Tests wurde die Ausstoß- bzw. Auszugskraft F_{max} in N und die Scherfestigkeit σ in N/mm² bestimmt.

Ergebnis

Bezüglich der knöchernen Integration konnte weder unter mechanisch belasteten noch unter unbelasteten Bedingungen ein Unterschied zwischen den beiden Implantatvarianten nachgewiesen werden (Abb.1). Beide wurden sowohl in den trabekulären als auch in den kortikalen Knochen integriert. Hierbei zeigten die Implantate im kortikalen Knochen die höchste Scherfestigkeit. Die mechanische Belastung hat die knöcherne Integration beider Implantatvarianten deutlich beeinflusst.

Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass Titanimplantate mit Hilfe der speziellen Beschichtung antibakteriell ausgestattet werden konnten, ohne dabei deren knöcherne Integration zu beeinflussen. Da die Osseointegration maßgeblich von der mechanischen Belastung beeinflusst wird, sind Untersuchungen neuer Implantate unter dynamischen Lastbedingungen unbedingt notwendig.

Literatur

[1] Ignatius, A., et al., 1997.
[2] Simon, U., et al., 2003.

Abb. 1

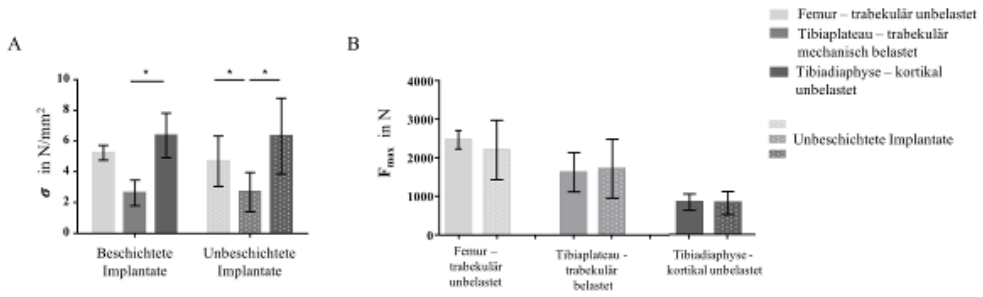


Abb. 1: (A) Scherfestigkeit σ in N/mm² beschichteter und unbeschichteter Titanimplantate an den verschiedenen Implantatlokalisationen. (B) Maximale Ausstoß- bzw. Auszugskraft der verschiedenen Implantate. * = $p \leq 0{,}05$.

V31

Faserverstärktes PEEK, eine Alternative zu Polyethylen-Buchsen bei achsgeführten Knieprothesen?

S. Schröder[1], S. Braun[1], U. Müller[1], S. Jäger[1], R. Sonntag[1], J. P. Kretzer[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

Fragestellung

Bei achsgeführten Knieprothesen befinden sich meist Buchsen aus Polyethylen (PE) zwischen Metallachse und Femurkomponente, um Metallabrieb zu verhindern. Durch die geringe Kriechfestigkeit des PEs zeigten sich jedoch häufig Deformationen der Buchsen sowie ein erhöhter PE-Verschleiß. Polyetheretherketon (PEEK) oder faserverstärktes PEEK (CFR-PEEK) könnten eine Alternative zu PE sein und die Standzeit der Buchsen dieses Prothesendesigns erhöhen. Ziel dieser Studie war es, verschiedene Buchsen-Materialien auf ihren Verschleiß hin zu untersuchen. Da für achsgeführte Knieprothesen kein Standardtest existiert, wurde ein neuartiger Prüfstand entwickelt.

Material und Methode

Buchsen aus vier verschiedenen Materialien (CFR-PEEK mit pitch Fasern, CFR-PEEK mit PAN Fasern, Standard-PEEK ohne Karbonfasern und UHMWPE) wurden für $3x10^6$ Zyklen getestet. Gravimetrische Verschleißmessungen wurden jede $0{,}5x10^6$ Zyklen nach ISO 14243-2:2009 durchgeführt sowie eine Partikelanalyse der Testfluide nach $2x10^6$ Zyklen. Vier Testkammern pro Materialgruppe wurden auf einer Wippe des Prüfstands fixiert und zwei Referenzkammern am Rahmen. Jede Testkammer besteht aus einem Lagerblock, zwei Buchsen, einer CoCr-Achse und einem CoCr-Zapfen, welcher an der Achse befestigt wurde. Die Testkammern wurden mit Rinderserum (20g/l Proteingehalt) gefüllt und abgedichtet. Während des Tests rotierten die Testbuchsen ± 30° um die Achsen, die Referenzbuchsen bewegten sich nicht. Gleichzeitig wirkte eine Zugkraft von 500N an den Zapfen und somit an den Achsen sämtlicher Kammern.

Abb. 1 zeigt den entwickelten Testaufbau mit sechs Testkammern.

Ergebnis

Die Verschleißraten der Buchsen und Achsen sind in Tab. 1 dargestellt.

Tab. 1: Verschleißraten der Buchsen und Achsen.

Der Einsatz der Buchsen aus CFR-PEEK führte zu einem signifikant höheren polymerischen und metallischen Verschleiß als der Einsatz von Buchsen aus Standard-PEEK oder UHMWPE ($p<.001$). Zwischen den beiden CFR-PEEK-Arten zeigte sich ein signifikanter Unterschied hinsichtlich des polymerischen Verschleißes ($p<.001$), nicht aber hinsichtlich des metallischen Verschleißes ($p=.506$). Zwischen den Buchsen aus Standard-PEEK und UHMWPE zeigte sich weder ein signifikanter Unterschied für den polymerischen Verschleiß ($p=.877$), noch für den metallischen Verschleiß ($p=.845$). Zudem zeigten sich makroskopische Kratzer auf der belasteten Oberfläche der Achsen, welche gegen die Buchsen aus CFR-PEEK artikulierten. Die Partikelanalyse ergab, dass die Testfluide der beiden CFR-PEEK-Gruppen signifikant kleinere Partikel enthielten, als die Standard-PEEK- und UHMWPE-Gruppe ($p<.001$).

Schlussfolgerung

Die CFR-PEEK-Gruppen zeigten einen wesentlich höheren Buchsen- und Achsenverschleiß als die Standard-PEEK- und UHMWPE-Gruppe. Der Achsenverschleiß der beiden CFR-PEEK Gruppen war ähnlich, der Buchsenverschleiß von CFR-PEEK mit pitch Fasern etwa fünffach höher als mit PAN Fasern. Im Rahmen der vorliegenden Versuchsbedingungen zeigte sich, dass der klinische Einsatz von Buchsen aus CFR-PEEK mit Achsen aus CoCr aufgrund des hohen polymerischen und metallischen Verschleißes als kritisch zu betrachten ist.

Abb. 1

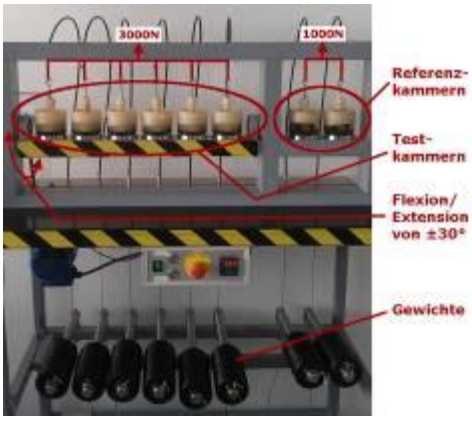


Abb. 2

Gleitpartner	Polymerische Verschleißrate der Buchsen in mg/10^6 Zyklen	Metallische Verschleißrate der Achsen in mg/10^6 Zyklen
UHMWPE und CoCr	-0.015 ± 0.011	0.031 ± 0.011
Standard-PEEK und CoCr	0.764 ± 0.283	0.177 ± 0.049
CFR-PEEK PAN und CoCr	6.657 ± 0.741	3.373 ± 0.214
CFR-PEEK pitch und CoCr	32.085 ± 2.748	3.604 ± 0.355

V32

Effect of controlled ligament tensioning in the knee joint kinematics after total knee arthroplasty

P. Moewis[1], G. N. Duda[1], A. Trepczynski[1], H. Hommel[2]
[1]*Julius Wolff Institut, Charité – Universitätsmedizin Berlin , Berlin, Deutschland*
[2]*Krankenhaus Märkisch Oderland, Wriezen, Deutschland*

Fragestellung

A medial pivot together with a roll-back of the lateral femoral condyle on the tibia plateau throughout knee flexion is the accepted physiological knee joint kinematics [1]. Total knee arthroplasty (TKA) designs try to emulate this behavior with specific design features, however the proper tensioning of the ligaments needs to be considered. The more common technique to tension the ligaments is the measured resection (MR) technique, which is performed using spacer blocks. On the other hand, the gap-balancing (GB) technique allows a more controlled ligament tensioning combined with patient specific instrumentation [2]. The aim of this study was to analyze the influence of a controlled ligament tensioning on the kinematic of the knee joint.

Material und Methode

A retrospective study was conducted. Two cohorts of 20 patients with gradually changing TKA design and MR technique and 8 patients with a multi radius design and GB technique respectively were measured using single plane fluoroscopy during unloaded flexion-extension and loaded lunge. Specific 3D models of the TKA designs were registered to the fluoroscopic images to conduct an analysis of the anterior-posterior position of both medial and lateral femoral compartments on the tibia plateau.

Ergebnis

During the flexion-extension, the MR group showed a lateral roll-back at approximately 60° of flexion, while the lateral compartment in the GB group remained relatively stationery. The medial condyle in the MR group showed a progressive anterior shift while in the GB group showed a pivot until 30° of flexion followed by an anterior shift. During lunge, both groups showed a lateral roll-back together with an early medial pivot followed by a reduced anterior shift compared to the unloaded activity, (Figure 1).

Figure 1. Anterior-posterior translation of the lateral and medial femoral compartments during unloaded flexion-extension and loaded lunge.

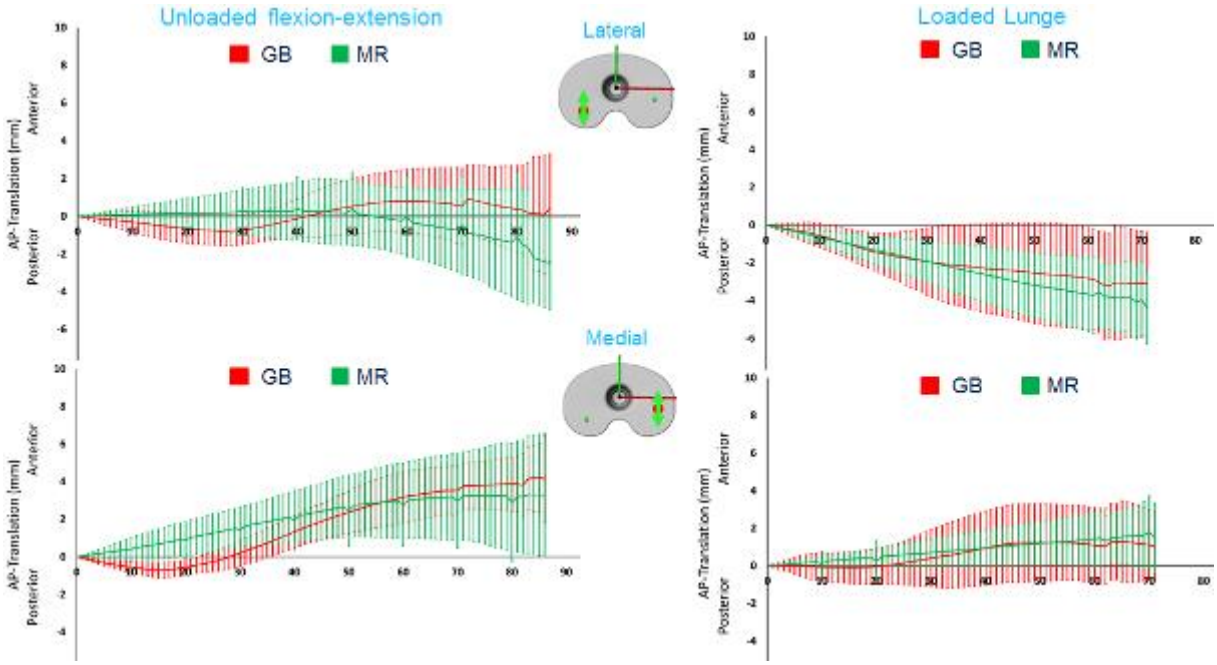
Schlussfolgerung

The results suggest a possible positive influence of the GB technique on the reduction of the anterior shift in the lateral compartment, particularly during early flexion, as well as an increase of the roll-back. The achievement of roll-back in the group with the gradually changing design seems to be influenced by the geometry and loading and could probably profit from a GB technique. The interaction between design, balancing strategy and load needs to be considered in future conceptual designs.

References

[1] Pinskerova et al. JBJS 2004
[2] Nielsen et al. JoA 2018

Abb. 1


Unloaded flexion-extension
GB
MR
Lateral
Medial
Loaded Lunge
AP-Translation (mm)
Anterior
Posterior

V33

Die in vivo wirkende Reibung im Kniegelenkersatz beim Gehen

P. Damm[1], F. Jonca[1], A. Trepczynski[1], P. Moewis[1], A. Bender[1]
[1]*Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V34

Der Reibungskoeffizient zwischen Meniskus und Knorpel steigt unter Gangbedingungen

D. Warnecke[1], L. de Roy[1], S. E. C. Stein[1], A. Ignatius[1], L. Dürselen[1]
[1]Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Zentrum für Traumaforschung Ulm, Universitätsklinikum Ulm, Ulm, Deutschland

Fragestellung

Zahlreiche Studien haben gezeigt, wie gering und zugleich komplex die Reibungseigenschaften von Meniskus- und Knorpelgewebe sind. Trotz dieser Komplexität, beschränkte sich die Mehrheit der Studien auf konstant applizierte Lasten und Prüfgeschwindigkeiten [1-3]. Da beide Parameter unter physiologischen Belastungen des Kniegelenks, wie beim normalen Gehen, jedoch erheblich variieren [4], ergab sich die Fragestellung, inwiefern die Reibungseigenschaften von Meniskus- und Knorpelgewebe durch diese dynamischen Belastungen beeinflusst werden?

Material und Methode

Basierend auf einer "*pin-on-plate*"-Konfiguration wurde ein dynamischer Testaufbau zur Ermittlung des Reibungskoeffizienten ($\mu=F_R/F_N$) entwickelt, der es ermöglichte die innerhalb eines Gangzyklus wirkenden Belastungs- (F_N) und Geschwindigkeitsprofile (v) auf Meniskus- bzw. Knorpelproben (*pin,* Ø=6mm) und einer ebenen Knorpelprobe (*plate*) zu applizieren. Insgesamt wurde das Testprotokoll in 3 Reibungstests unterteilt: 1)v bzw. 2)F_N variierend und 3)v & F_N variierend(Abb.1).

Ergebnis

Meniskus gegen Knorpel zeigte unter den simulierten physiologischen Testbedingungen(3) einen höheren Reibungskoeffizienten ($\mu\cong0{,}03$) im Vergleich zu 1) oder 2) mit je $\mu\cong0{,}02$, während die Knorpel-Knorpel-Paarung eher unbeeinflusst von den unterschiedlichen Reibungstests schien (Abb.2).

Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie ermöglichte es erstmalig Reibungsuntersuchungen an Materialpaarungen von Meniskus-/Knorpel vs. Knorpel unter simulierten, physiologischen Testbedingungen durchzuführen. Da unter diesen gangtypischen Bedingungen vor allem die Meniskus-Knorpel-Paarung einen höheren Reibungskoeffizienten zeigte, betont die aktuelle Studie zusätzlich die Relevanz der Reibungsuntersuchung unter physiologischen Bedingungen vor allem auch im Hinblick auf künftige Meniskusersatzmaterialien.

Literatur

[1] Forster&Fisher,1996.
[2] Gleghorn&Bonassar,2008.
[3] Warnecke et al.,2017. [4]ISO14243-1,2009

Abb. 1

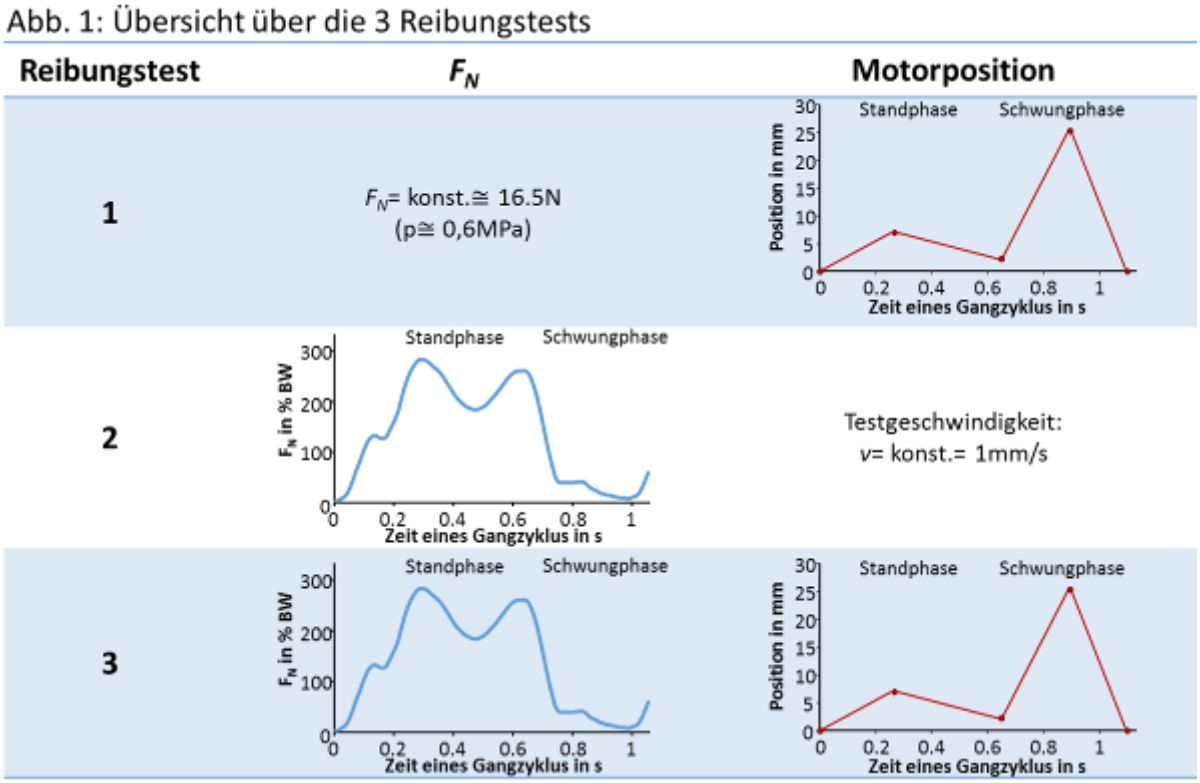


Abb. 2

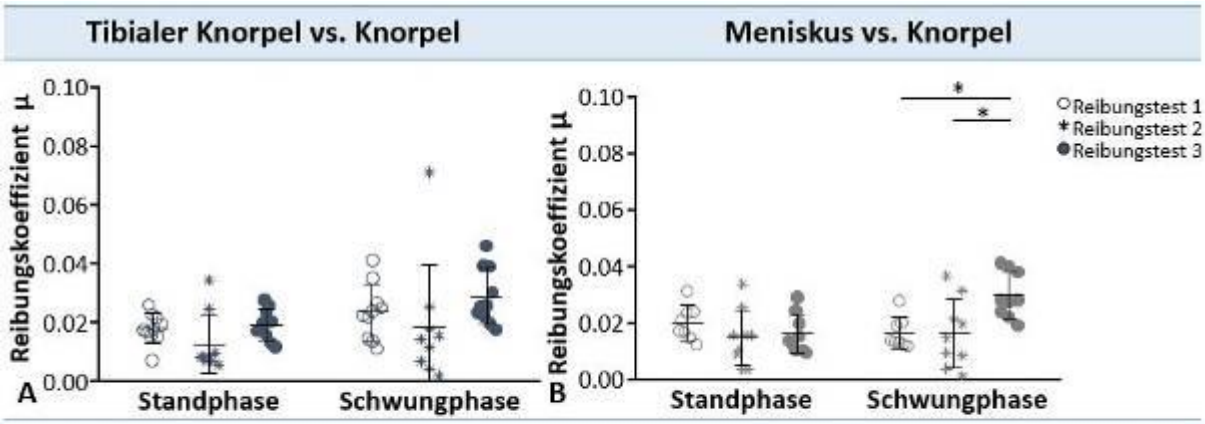


Abb. 2: Vergleich der Reibungskoeffizienten µ von **A** tibialem Knorpel und **B** Meniskus jeweils getestet gegen eine ebene Knorpelprobe ermittelt in den 3 unterschiedlichen Reibungstests (n=8, *p≤0,05)

V35

Einfluss der Biegesteifigkeit auf Mikrobewegungen in der Konusverbindung modularer Hüftendoprothesen

T. Konow[1], H. Haschke[1], G. Huber[1], M. M. Morlock[1]
[1]Institut für Biomechanik - TUHH, Hamburg, Deutschland

Fragestellung

Tribokorrosion ist ein möglicher Grund für das Versagen modularer Hüftendoprothesen. Mikrobewegungen zwischen Prothesenkopf und -schaft sowie Eintritt von Flüssigkeit in die Konusverbindung sind hierfür der gemeinsame Auslöser [1]. Die Höhe der Mikrobewegungen, welche das Ausmaß des Materialverlusts bestimmt, hängt von verschiedenen Faktoren wie, Fügekraft, Zustand der Konusoberfläche, BMI oder Patientenaktivität ab [2]. Konen mit geringerem Durchmesser ermöglichen einen verbesserten Bewegungsumfang, die damit verbundene geringere Steifigkeit erhöht allerdings die Korrosionswahrscheinlichkeit [3]. Eine Erhöhung des Bewegungsumfangs kann auch durch die Veränderung der Halsgeometrie erreicht werden [4]. Ziel dieser Studie war deshalb die Bestimmung des Einflusses der Biegesteifigkeit von verschiedenen Konus- und Halsgeometrien auf die Höhe der Mikrobewegung in der Konusverbindung.

Material und Methode

Zwei Prothesendesigns (Corail, DePuy Synthes, 12/14 Konus, Ti6Al4V; Accolade, Stryker, V40 Konus, TMZF) wurden mittels 3D-Scanner vermessen und darauf basierend vier verschiedene Schaftkonen aus Ti6V4Al gefertigt (V40 Konus Halsgeometrie rund; 12/14 Konus Halsgeometrie rund, rund-quadratisch, oval; jeweils n = 3). Hüftköpfe aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (CoCr29Mo, Ø36 mm) wurden quasistatisch axial auf die Konen gefügt (2000 N, ISO 7206-10) und anschließend einer zweistündigen Sinusbelastung zur Simulation von drei täglichen Aktivitäten ausgesetzt (angelehnt an ISO 7206-4, 1 Hz, Gehen: 230-2300 N, Treppen steigen: 230-4300 N; Stolpern: 230-5300 N [5]). Die Relativbewegungen zwischen Hüftkopf und Prothesenschaft wurde in allen 6 Freiheitsgraden mittels Wirbelstromsensoren kontaktlos bestimmt (ES05(78), MicroEpsilon; [2]). Zur Berechnung der Mikrobewegung in der Verbindung wurde der mittels FE-Modellen (Abaqus) ermittelte elastische Anteil von der gemessenen Bewegung abgezogen. Die FE-Modelle wurden durch experimentelle Versuche an Monoblöcken validiert. Mikrobewegung für den V40 Schaftkonus aus TMZF wurde nur rechnerisch ermittelt.

Ergebnis

Steigende Belastung führte bei allen Konen zu höheren Mikrobewegungen ($p < 0{,}001$). Konen mit geringerer Biegesteifigkeit (V40: 82,7 Nmm2, 12/14: 162,1 Nmm2) weisen doppelt so hohe rotatorische Mikrobewegungen ("toggling") auf (V40: 0.017 ° vs. 12/14: 0.008 °). Die translatorische Mikrobewegungen hingegen waren nur leicht erhöht (12/14: 2,2 µm - 3,0 µm; V40: 2,9 µm - 4,3 µm). V40 Konen aus hochelastischem TMZF zeigten die höchsten Mikrobewegungen (0.022 ° re. 5.3 µm;). Eine veränderte Halsgeometrie hatte geringen Einfluss auf die Mikrobewegungen (Abb. 1).

Schlussfolgerung

Eine Kombination des kleineren V40 Konus mit dem hochelastischen TMZF Material erhöht insbesondere die rotatorischen Mikrobewegungen und könnte so die Reibkorrosion begünstigen. Zur Vermeidung von frühzeitigem Prothesenversagen sollten kleinere Konusgeometrien insbesonders in Kombination mit flexiblen Materialien vermieden werden. Im Gegensatz zum Konus wirkt sich eine Veränderung der Schaftgeometrie weniger stark auf die Höhe der Mikrobewegungen aus. Daher könnte der Einsatz von rund-quadratischen Schaftgeometrien anstatt von kleineren Konusdurchmessern eine risikoärmere Alternative zur Erhöhung des Bewegungsumfangs darstellen.

Acknowledgments

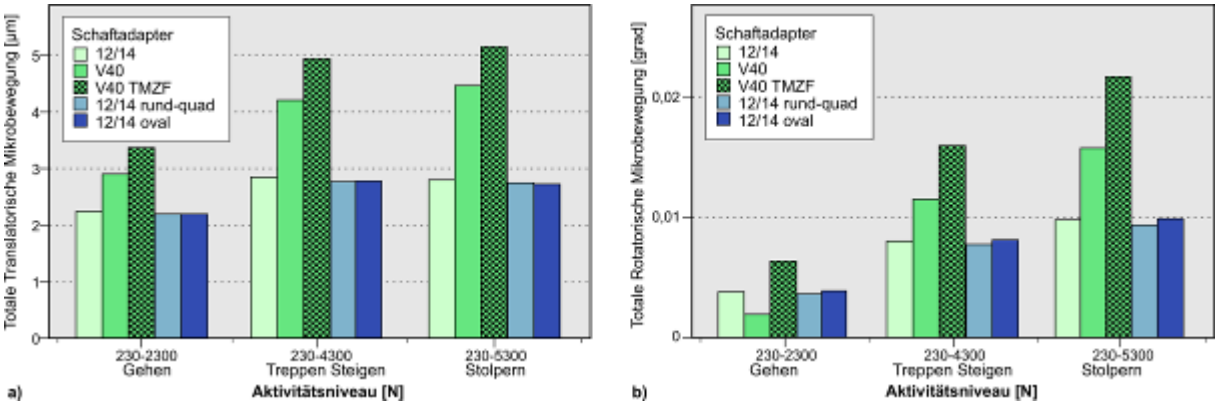
Wir danken der Firma DePuy Synthes für die Bereitstellung der Materialien.

Literatur

[1] Gilbert et al., J Biomed Mater Res, 27:153344, 1993.
[2] Haschke et al., Proc Inst Mech Eng H, 230(7):690-99, 2016.
[3] Porter et al., Clin Orthop Rel Res, 472(12):3963-70, 2014.
[4] Vidalain et al., The Corail Hip System, 2011
[5] Bergmann et al., J Biomech, 34:859-71, 2001.

Abbildung 1: Translatorische a) und rotatorische b) Mikrobewegung der verschiedenen Schaftadapter bei den drei untersuchten Aktivitäten.

Abb. 1



V36

Veranlagung oder Umwelt? Vergleich von Bindegewebseigenschaften eineiiger und zweieiiger Zwillinge

M. Müller[1], M. Koch[2], N. Kram[2], F. Sichting[2]
[1]BIP Kreativitätsgymnasium Leipzig, Leipzig, Deutschland
[2]Technische Universität Chemnitz, Chemnitz, Deutschland

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V37

Schwangerschaft führt zu einer Zunahme in des Vastus lateralis Dicke, während sich die Steifigkeit der Patellasehne nicht verändert

M. E. Bey[1], R. Marzilger[1], L. Hinkson[2], A. Arampatzis[1], K. Legerlotz[1]
[1]Institut für Sportwissenschaft, Humboldt-Universität zu Berlin, Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland
[2]Klinik für Geburtsmedizin, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

Fragestellung

Sport während der Schwangerschaft hat einen positiven Einfluss auf die Gesundheit von Mutter und Kind. Trotzdem werden Schwangere häufig davor gewarnt, sich aufgrund nachgiebiger Bänder und Sehnen beim Sport verletzten zu können. Während für die Bänder im Beckenbereich eine zunehmende Laxizität nachgewiesen werden konnte [1], ist dies die erste Studie, die den Muskel-Sehnenkomplex in verschiedenen Schwangerschaftsstadien untersucht.

Material und Methode

Im Längsschnittdesign wurden bei 19 schwangeren Frauen (30±4 Jahre) und 15 nicht-schwangeren Kontrollen (28±4 Jahre) die morphologischen Eigenschaften des Vastus lateralis Muskels sowie die Kraft der Knieextensoren und die Steifigkeit der Patellasehne durch Integration von Dynamometrie, Ultraschall, Kinemetrie und Elektromyographie ermittelt [2-4]. Die Messungen wurden in der 16±4ten (EP) und 29±4ten Schwangerschaftswoche (LP) sowie 32±9 Wochen nach der Geburt (PP) durchgeführt.

Ergebnis

Während bei LP eine signifikante Zunahme in der Muskeldicke (EP:17,0 ± 2,8 mm, LP:18,5 ± 2,8 mm, PP:16,8 ± 3,4 mm, K:18,4 ± 3,1 mm) und im Insertionswinkel der Faszikel (EP:10,4 ± 1,8°, LP:11,7 ± 1,9°, PP:10,6 ± 2,0°, K:10,3 ± 1,7°) nachgewiesen werden konnte, blieb die Steifigkeit der Patellasehne (EP:1060 ± 195 N/mm, LP:1033 ± 238 N/mm, PP:1064 ± 220 N/mm, K:11475 ± 321,4 N/mm) während und nach der Schwangerschaft konstant. Postpartum war kein Unterschied zu den Kontrollen.

Schlussfolgerung

Es konnte erstmalig belegt werden, dass hormonelle und körperliche Veränderungen während der Schwangerschaft die Morphologie des Vastus lateralis beeinflussen, jedoch nicht die mechanischen Eigenschaften der Patellasehne. Im Gegensatz zu den Bändern ändert sich die Nachgiebigkeit der Sehne nicht. Demnach sollten Schwangere nicht vor nachgiebigeren Sehnen gewarnt werden.

Literatur

[1] Young(1940).J Obstet Gynecol,47(5):493-524
[2] Arampatzis et al.(2004).Clin Biomech,19(3):277-83
[3] Mademli et al.(2004).J Electromyogr Kinesiol,14(5):591-7
[4] Marzilger et al.(2017).J Appl Physiol,118(2):291-301

V38

Strains in the menisci and in the meniscal root attachments increase in degenerated joints

M. M. Rahman[1], V. Rasche[2], A. Ignatius[1], L. Dürselen[1], A. Seitz[1]
[1]*Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics, Ulm University Medical Centre, Ulm, Deutschland*
[2]*Experimental Cardiovascular Imaging, Ulm University Medical Centre, Ulm, Deutschland*

Fragestellung

In this study, a previously introduced method was adapted for human knees (Freutel 2013), to investigate the strain patterns under subject specific axial loading, and relate the osteoarthritis progression with meniscal deformation. It was hypothesized that the strains were higher in degenerated menisci.

Material und Methode

12 healthy and 12 osteoarthritic cadaveric knee were dissected leaving the joint capsule and the ligaments intact. Each subject's full body weight was applied by drilling a carbon rod through femoral condyle on the corresponding knees and was measured using two force sensors. T1-weighted MR scans were performed for both loaded and unloaded conditions. The menisci and meniscal root attachments were segmented and converted to FE mesh followed by image registrations to obtain the deformation under the body weight. Then the radial, circumferential and axial strains were calculated for three subsections (anterior horn, pars intermedia, posterior horn) of the medial and lateral menisci and both the anterior and posterior root attachments. Non-parametrical statistical analyses were performed to compare strains in all regions using a statistical software package.

Ergebnis

The axial compressive strains significantly increased by up to 100% in degenerated knees compared to healthy knees (Fig. 1). A significant increase ($p \leq 0.044$) of axial strains was found in the healthy anterior medial attachments and degenerated posterior medial attachments. The radial and circumferential strains were not statistically different.

Schlussfolgerung

This study shows that the menisci deform more in the axial direction in the degenerated knees than in healthy ones (Fig. 2), which confirms the hypothesis of this study and bolsters that the degenerated menisci become softer. Contrarily, the radial and circumferential deformations were lower and less affected by degeneration. In the future this method will be transferred to a clinical setting to monitor osteoarthritis progression.

Abb. 1

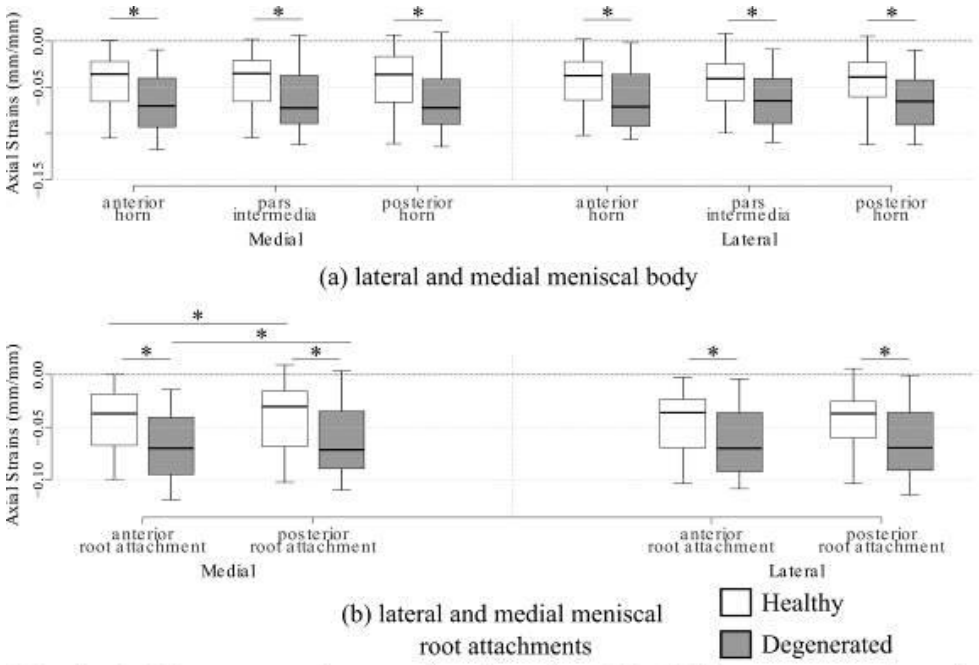


Fig. 1: Axial compressive strains (mm/mm) in different parts of meniscus and root attachment. (*$p \leq 0.05$)

Abb. 2

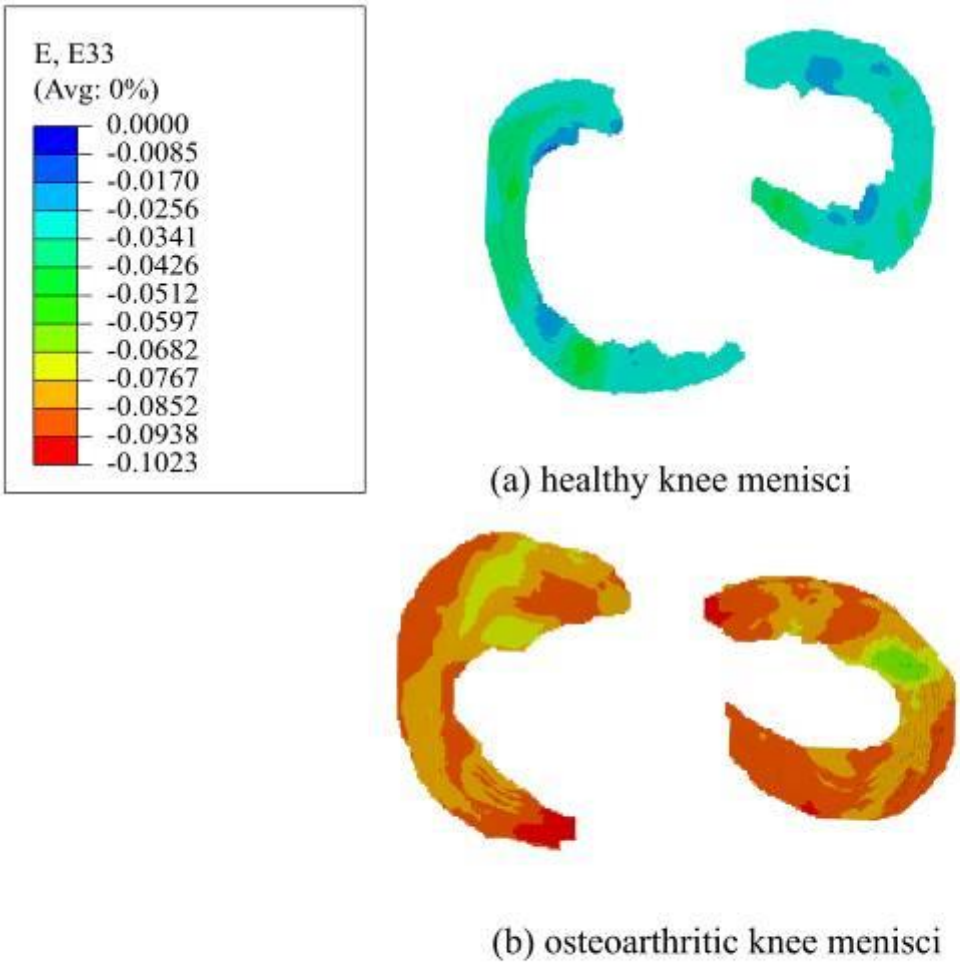


Fig. 2: Axial compressive strain (mm/mm) distribution in the medial (left) and lateral (right) meniscus. Blue and red color indicate lower and higher compressive strain, respectively.

V39

Dämpfungsverhalten des Tibiaplateaus bei Gonarthrose im Endstadium

M. Seidenstücker[1], J. Watrinet[1], A. Bernstein[1], N. P. Südkamp[1], H. O. Mayr[1]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Department Chirurgie, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie , Freiburg i. Br., Deutschland

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V40

Die Kinematik eines einzelnen thorakalen Wirbelsäulensegments wird durch den Degenerationsgrad der Bandscheibe beeinflusst, nicht jedoch durch die Rippen: Eine In-vitro-Studie

C. Liebsch[1], R. Jonas[1], H. J. Wilke[1]
[1]*Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland*

Fragestellung

Die Kinematik der thorakalen Wirbelsäule ist weitgehend unbekannt, jedoch von Bedeutung für die Validierung numerischer Modelle der Wirbelsäule sowie von Implantaten in In-vitro-Studien. Ziel dieser Studie war es, die Kinematik der thorakalen Wirbelsäule sowie den Einfluss des Bandscheibendegenerationsgrades und der Rippen zu untersuchen.

Material und Methode

48 humane thorakale Bewegungssegmente inklusive Rippen (56±7 Jahre) wurden mit einer Winkelgeschwindigkeit von 1°/s in 3,5 Lastzyklen auf reine Momente von 5 Nm in Flexion/Extension, Seitneigung und axialer Rotation belastet, wobei jeweils der dritte Zyklus ausgewertet wurde. Die Relativbewegungen der Wirbel wurden mit Hilfe eines optischen Bewegungsanalysesystems aufgezeichnet. Mit Hilfe eines digitalen Röntgengeräts wurden jeweils Aufnahmen aus drei Ebenen erstellt um den Bandscheibendegenerationsgrad sowie anhand der Markerposition die helikalen Achsen sowie Rotationszentren mit und ohne Rippen in einem Python-Skript zu bestimmen.

Ergebnis

In Flexion/Extension und Seitneigung waren die helikalen Achsen meist parallel unterhalb der Bandscheibe angeordnet, in axialer Rotation meist überkreuzt in der Frontalebene, parallel in der Sagittalebene und innerhalb der Bandscheibe (Abb. 1). Weder zwischen einzelnen Wirbelsäulenabschnitten noch zwischen den Zuständen mit bzw. ohne Rippen konnte ein wesentlicher Unterschied in der Lage der helikalen Achsen oder Rotationszentren festgestellt werden. Die Rotationszentren nicht- bzw. gering degenerierter Segmente wiesen geringe Streuungen auf, die der mittel bzw. stark degenerierten Segmente lagen vor allem in Flexion/Extension außerhalb des Wirbelsäulenbereichs (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Brustkorb die Kinematik der thorakalen Wirbelsäule nicht beeinflusst, während die Bandscheibendegeneration einen wesentlichen Einfluss besitzt, was mit Beobachtungen aus vorherigen Studien an der lumbalen Wirbelsäule in Einklang steht.

Abb. 1

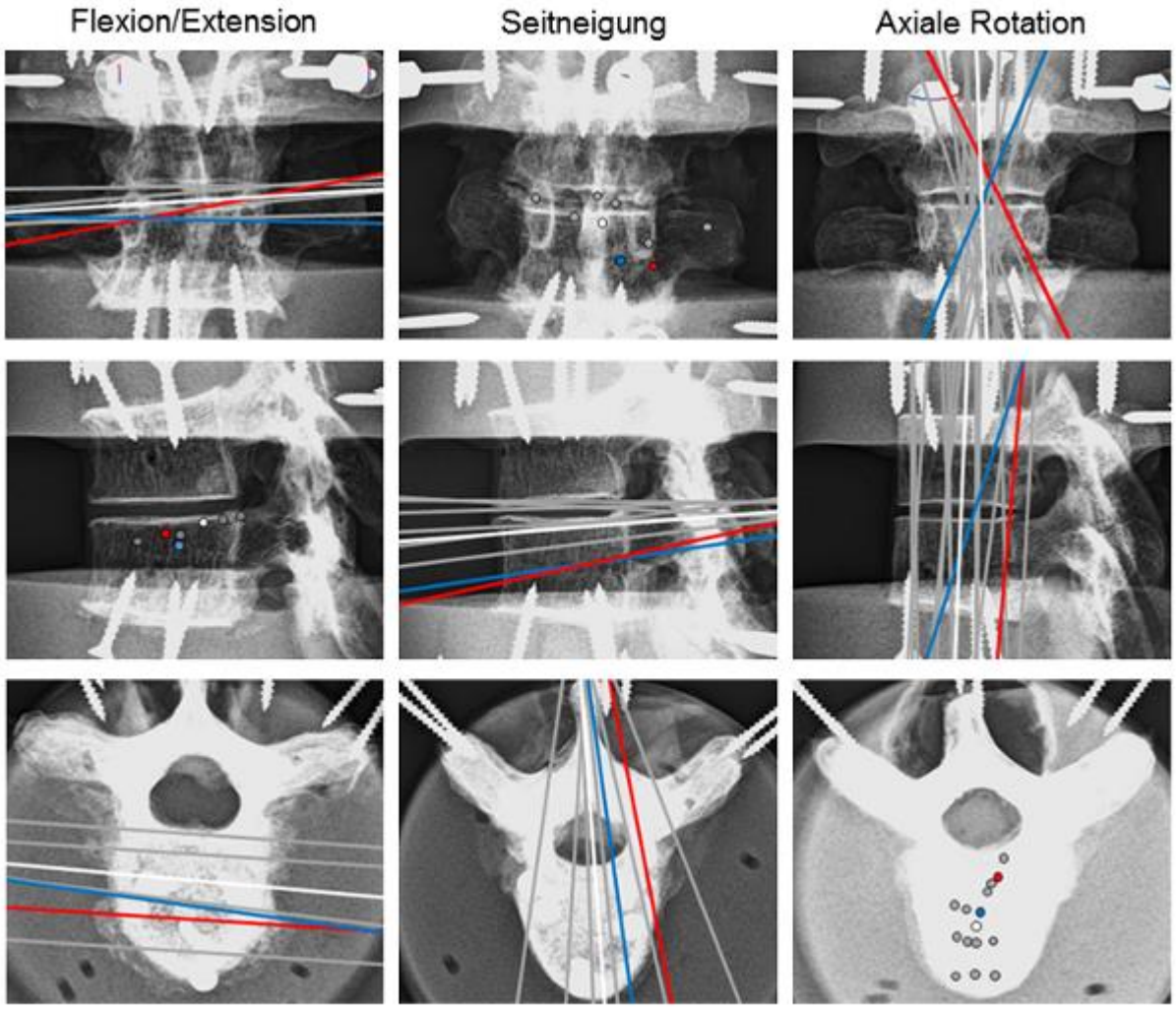


Abb. 1: Beispielhafte Lagen helikaler Achsen und Rotationszentren während der thorakalen Wirbelsäulenbewegung (T5-T6).

Abb. 2

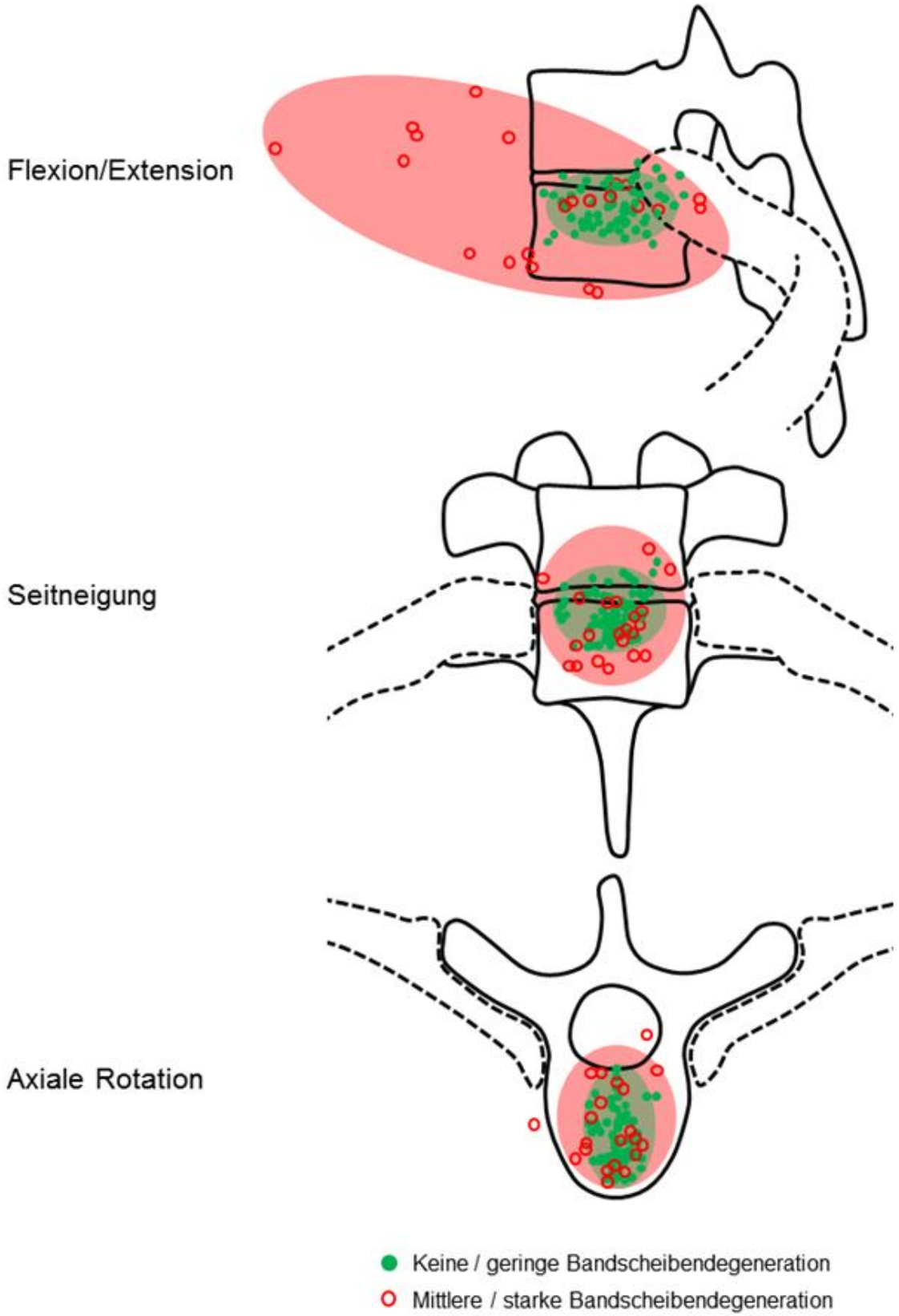


Abb. 2: Rotationszentren der thorakalen Wirbelsäule in Abhängigkeit des Bandscheibendegenerationsgrades.

V41

Erfolgsversprechende Therapie von Bandscheibenvorfällen mit einem Nukleusersatz in Kombination mit einem Anulusverschluss

L. Zengerle[1], A. Köhler[1], C. Hackenbroch[2], H. J. Wilke[1]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland
[2]Bundeswehrkrankenhaus Ulm, Radiologie, Ulm, Deutschland

Fragestellung

Bandscheibenvorfälle werden meist über eine Nervendekompression durch partielle Nukleotomie behandelt. Dies führt zu einer Verringerung der Bandscheibenhöhe (DH) sowie des –drucks (IDP) und einem erhöhten Bewegungsumfang (ROM). Eine beschleunigte Degeneration kann die Folge sein. Nukleusersatzimplantate (NuE) sollen das verhindern, sind jedoch mit dem Risiko einer Extrusion verbunden. Ziel dieser Studie ist es biomechanisch zu untersuchen, ob die Kombination mit einem Anulusverschluss (AnV) ein erfolgsversprechendes Konzept darstellt.

Material und Methode

An 6 humanen Wirbelsäulenpräparaten (L3-4, L5-S) wurde durch einen Defekt (6x7mm) im Anulus ein Prolaps provoziert. Das hernierte Nukleusmaterial wurde entfernt und durch ein neuartiges NuE auf Collagenbasis ersetzt. Ein AnV dichtete den Defekt ab. Im Intaktzustand sowie nach Defekt, postoperativ und nach dynamischer Belastung (n=100k Zyklen) wurden ROM und IDP in einem quasistatischen Wirbelsäulensimulator in Flexion-Extension (FE), Seitneigung (LB) und Axialer Rotation (AR) unter reinen Momenten von ±7,5Nm gemessen. Die DH wurde in einer Instron Materialprüfmaschine mit einer axialen Last von 100N bestimmt. Mittels Friedmann und Bonferroni Post-Hoc Test wurden signifikante Unterschiede festgestellt (a=0,05).

Ergebnis

Der zunächst provozierte Prolaps führte zu einer signifikant erhöhten ROM (LB p=0,035, AR p=0,014), was durch die Implantation des NuE und AnV tendenziell reversibel war. IDP und DH haben sich durch den Defekt tendenziell verringert und nach Implantation erhöht. Makroskopisch migrierten die Implantate während der zyklischen Belastung nicht.

Schlussfolgerung

Keines der vielen bisher entwickelten Konzepte für NuE konnten sich aufgrund des hohen Extrusionsrisikos durchsetzen. In dieser Studie konnte nach einem Prolaps postoperativ der biomechanische Zustand der intakten Bandscheibe annähernd wiederhergestellt werden. Es kam nicht zur Extrusion des NuE. In Kombination mit einem AnV könnten NuE eine neue Chance erhalten.

Abb. 1

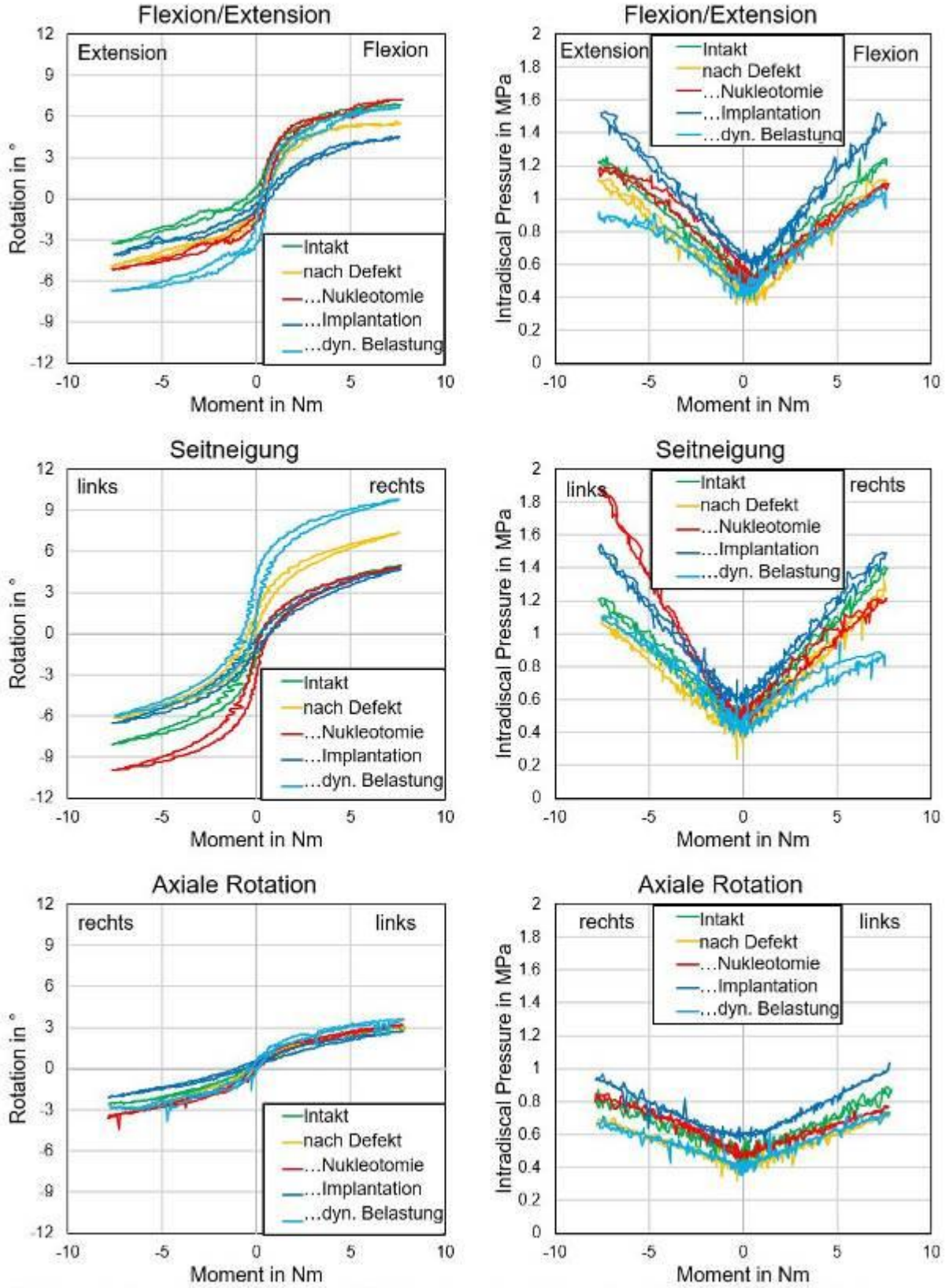


Abbildung 1: Exemplarische ROM und IDP Graphen eines Präparats in Flexion-Extension, Seitneigung und axialer Rotation

Abb. 2

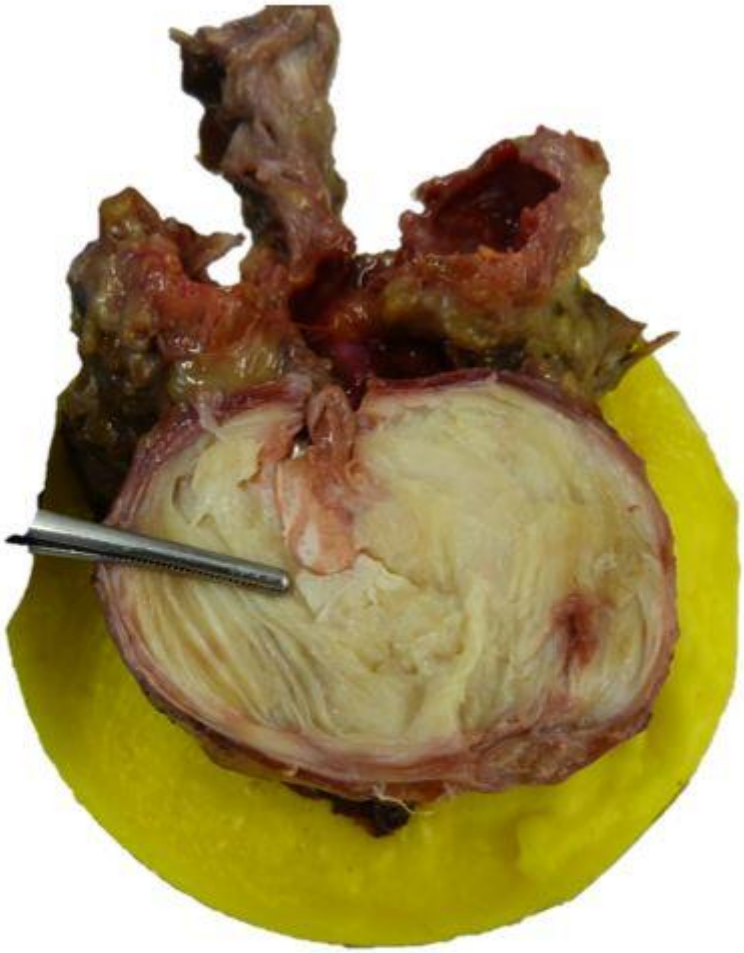


Abbildung 2: Transversaler Schnitt durch die Bandscheibe nach dynamischer Belastung (100k Zyklen) mit dem Nukleusersatz sowie Anulusverschluss innerhalb der Bandscheibenperipherie

V42

Der stabilisierende Einfluss des Brustkorbs auf die thorakale Wirbelsäule nimmt sowohl polysegmental als auch monosegmental von kranial nach kaudal sukzessive ab: Eine In-vitro-Studie

C. Liebsch[1], H. J. Wilke[1]
[1]*Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland*

Fragestellung

Der Einfluss der Brustkorbstrukturen und der Präparatelänge auf die Stabilität der thorakalen Wirbelsäule ist weitgehend unbekannt, jedoch essentiell für die Validierung numerischer Modelle des Thorax und die Interpretation von In-vitro-Studien an der thorakalen Wirbelsäule. Ziel dieser Studie war, diesen Einfluss zu quantifizieren.

Material und Methode

Acht humane thorakale Wirbelsäulenpräparate (C7-L1, 56±7 Jahre) mit Brustkorb wurden mit reinen Momenten von 5 Nm in Flexion/Extension, Seitneigung und axialer Rotation belastet. Die Präparate wurden jeweils 3,5 Belastungszyklen mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit von 1°/s unterzogen, der dritte Zyklus wurde ausgewertet. Die Bewegungsumfänge aller Segmente wurden mit Hilfe eines optischen Bewegungsanalysesystems bestimmt. Nach jedem der insgesamt drei Resektionsschritte (Abb. 1) wurden die Präparate erneut belastet. Bewegungsumfänge und Neutrale Zonen wurden mit Matlab, signifikante Unterschiede mit SPSS (Friedman-Test, $p < 0,05$) bestimmt.

Ergebnis

Signifikante Erhöhungen des Bewegungsumfangs wurden vor allem in der oberen Hälfte der thorakalen Wirbelsäule und dabei nach Entfernung der Rippen im monosegmentalen Zustand festgestellt, wobei der stabilisierende Einfluss sukzessive von kranial nach kaudal abnahm (Abb. 2). Ein signifikanter Einfluss auf die Stabilität zeigte sich zudem in axialer Rotation nach transversaler Durchtrennung des Sternums für alle Segmente zwischen T1-T2 und T9-T10. Ein signifikanter Einfluss der Präparatelänge wurde vor allem in Seitneigung festgestellt. Der Gesamtbewegungsumfang (T1-T12) war nach Durchtrennung des Sternums in allen Belastungsebenen signifikant erhöht, in axialer Rotation am stärksten mit 72 %.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass sowohl die Präparatelänge als auch der Brustkorb die Stabilität der thorakalen Wirbelsäule wesentlich beeinflussen. Ein Einfluss auf die Kinematik konnte in einer weiteren Studie jedoch nicht ermittelt werden.

Abb. 1

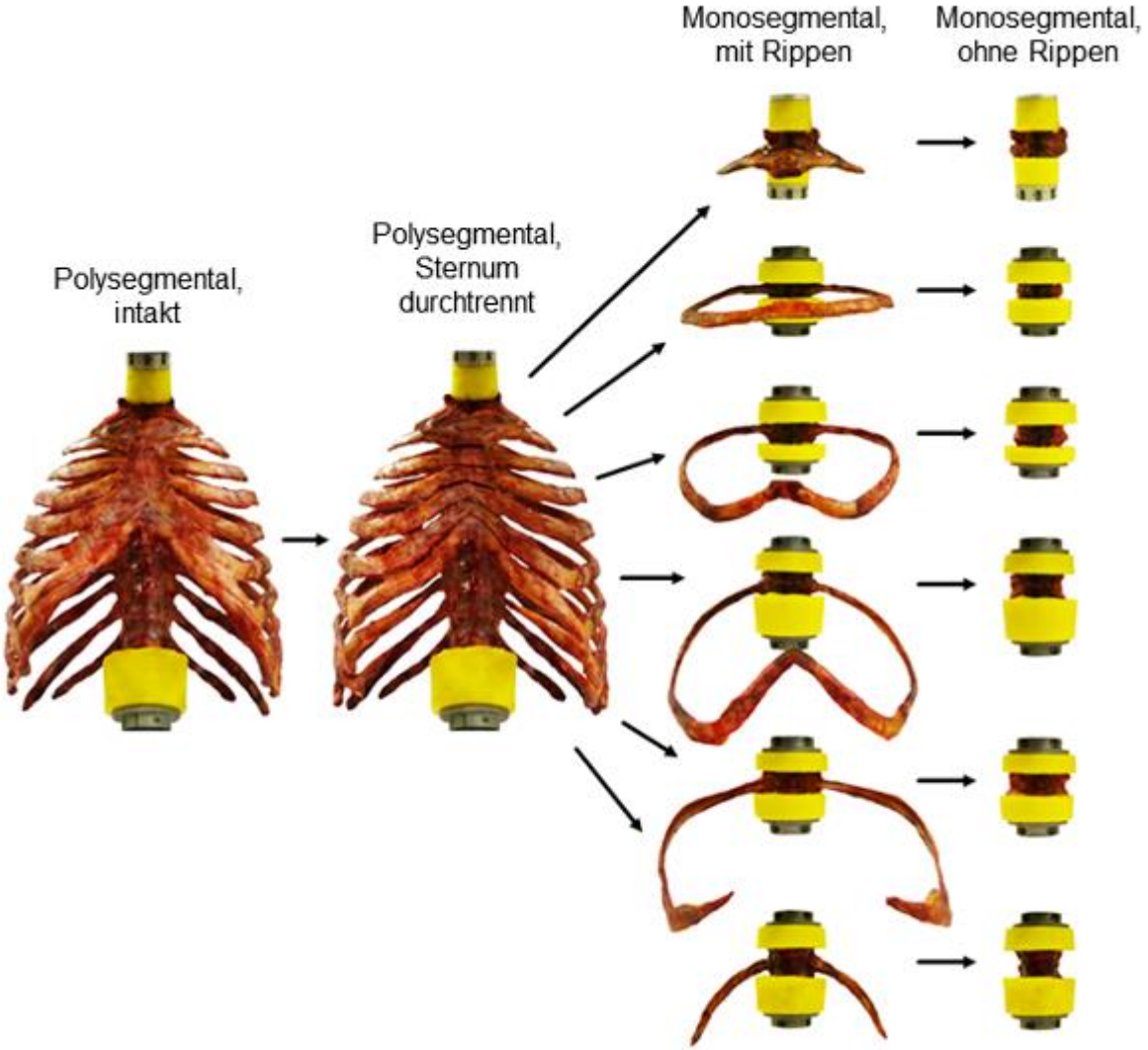


Abb. 1: Schematische Darstellung der Reihenfolge der Resektionsschritte.

Abb. 2

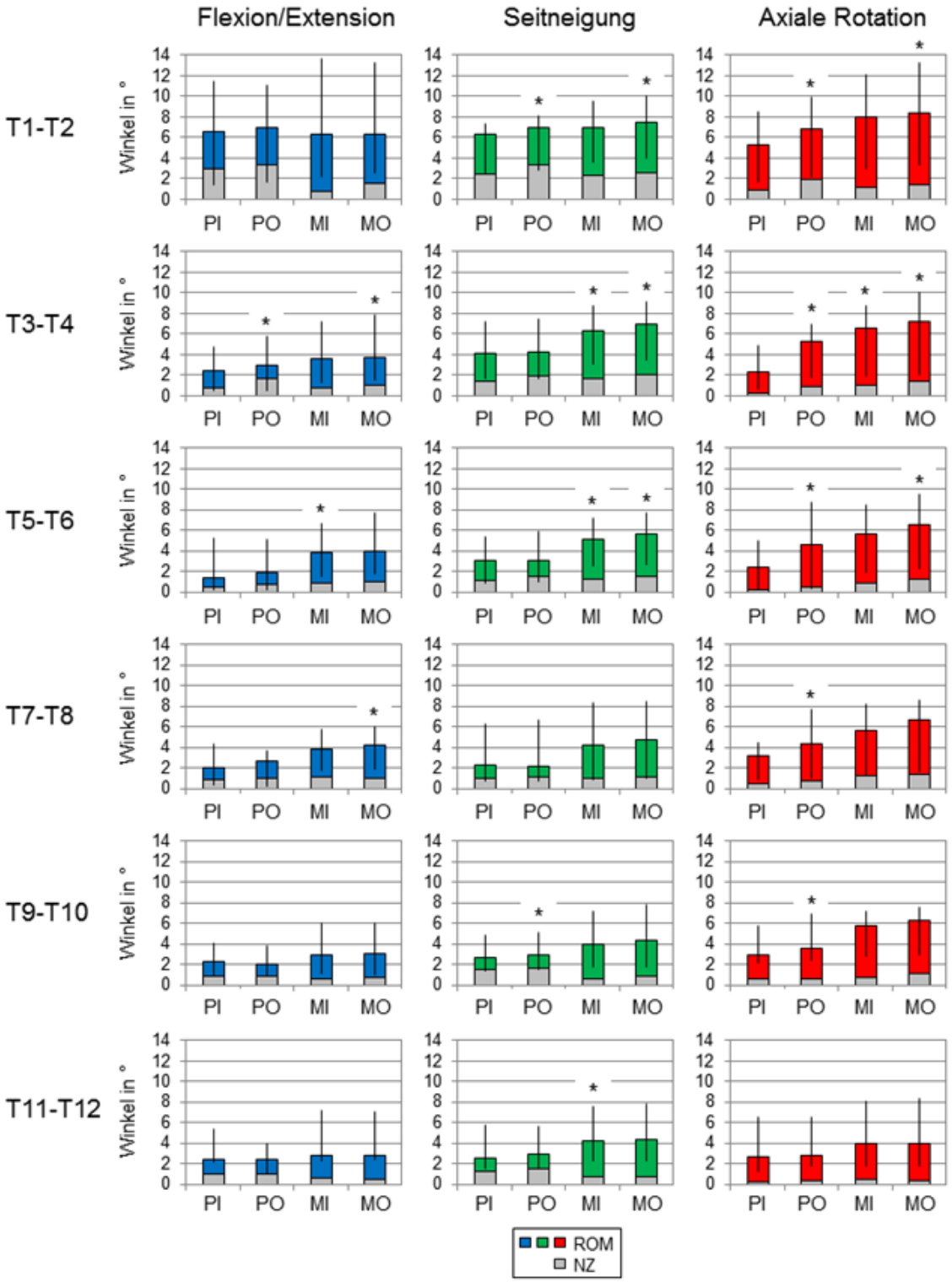


Abb. 2: Bewegungsumfänge der thorakalen Wirbelsäulensegmente für reine Momente von 5 Nm in den einzelnen Präparatezuständen (PI = Polysegmental intakt, PO = Polysegmental ohne intaktes Sternum, MI = Monosegmental intakt, MO = Monosegmental ohne Rippen, ROM = Range of motion, NZ = Neutrale Zone, * $p < 0,05$).

V43

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

M. Gube [1], M. Weippert[1], F. Feldhege[2], S. Bruhn [1], M. Behrens[1]
[1]*Universität Rostock, Institut für Sportwissenschaft , Rostock, Deutschland*
[2]*Universitätsmedizin Rostock, Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Rostock, Deutschland*

Fragestellung

Zahlreiche Studien konnten zeigen, dass gleichzeitig ausgeführte kognitive Interferenzaufgaben (IA) die Gangleistung älterer Menschen negativ beeinflussen, die wiederrum mit dem Sturzrisiko korreliert ist [1]. Zudem konnten Zusammenhänge zwischen beeinträchtigten kognitiven Fähigkeiten, insbesondere der exekutiven Funktionen, und einer schlechteren Gangleistung nachgewiesen werden [2]. Kognitive Funktionen scheinen demnach einen wesentlichen Beitrag zur Gangleistung bei IA-Bedingungen (Dual-Task) zu leisten. Bisher gibt es nur wenige systematische Untersuchungen zum Einfluss verschiedener kognitiver IA auf die Gangleistung. Im Rahmen dieser Studie wurde (I) der Einfluss von drei verschiedenen IA auf die Gangleistung bei jungen Erwachsenen analysiert. Zusätzlich wurden (II) die Auswirkungen anhaltender kognitiver Aktivität (Induktion mentaler Ermüdung) auf die Gangleistung während des Single- und Dual-Task-Gehens untersucht.

Material und Methode

Vierundzwanzig gesunde junge Erwachsene absolvierten Single- und Dual-Task-Geh-Versuche auf einem Laufband vor und nach einer anhaltenden kognitiven Aufgabe und einer Kontrollaufgabe. Räumlich-zeitliche Gangparameter wurden bei konstanter, selbstgewählter Gehgeschwindigkeit mit dem Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL, Motekforce Link, Niederlande) ermittelt. Zur Untersuchung des Einflusses der Art der Interferenzaufgabe auf die Gangleistung wurden drei verschiedene kognitive IA durchgeführt. Diese umfassten eine arithmetische Aufgabe, eine Wortlistengenerierungsaufgabe sowie den Stroop-Test. Die anhaltende kognitive Aktivität wurde mittels einer digitalen Version des Stroop-Tests (30 min) gewährleistet. Als Kontrollbedingung (30 min) diente das Lesen eines Magazins. Für die Berechnung der Gangparameter wurden jeweils 25 Gangzyklen ausgewertet. Zur Beurteilung des akuten subjektiven Ermüdungszustandes vor und nach der Kontroll- und Interventionsaktivität wurde der *Profile of Mood States-Fatigue* (POMS-F) verwendet.

Ergebnis

Die Ergebnisse zeigen IA-spezifische Effekte hinsichtlich der Gangparameter Doppelschrittlänge und Dauer der Zweibeinstandphase während des Single- und Dual-Tasks-Gehens ($p \leq 0.05$). Die anhaltende kognitive Aktivität hatte ebenfalls einen signifikanten Effekt auf den akuten Ermüdungszustand (POMS-F Kontrolle < POMS-F Intervention, $p = 0.034$). Auch für die genannten Gangparameter ergab sich eine signifikante Interaktion von Bedingung und Aufgabentyp ($p \leq 0.05$).

Schlussfolgerung

Unsere Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Art der kognitiven IA einen aufgabenspezifischen Effekt auf die Gangleistung bei jungen Erwachsenen hat. Mentale Ermüdung, als ein psychobiologischer Zustand [3], konnte durch den 30-minütigen Stroop-Test ausgelöst werden. Die daraus resultierende Veränderung der Gangleistung unter Single- und Dual-Task-Bedingungen weist darauf hin, dass mentale Ermüdung als ein weiterer intrinsischer Faktor zur Modulation der Gangleistung angesehen werden kann. Jedoch ist hier sowohl eine Aufgaben- als auch eine Dauerspezifität nicht ausgeschlossen. In weiteren Untersuchen gilt es nun zu klären, welche Mechanismen den Veränderungen der Gangleistung zugrunde liegen. Verschiebungen der Aufmerksamkeit bzw. Veränderungen sowohl in den kognitiven als auch in den Aufmerksamkeitsressourcen können Ursachen dafür sein. Daher sind zum einen eine deutlichere Darstellung und Abgrenzung der kognitiven Interferenzaufgabe und zum anderen die Miterfassung des Aufmerksamkeitsfokus während des Dual-Task-Gehens obligat.

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

Referenzen
[1] Beauchet et al. (2005). Gerontology, 51(1), 48-52.
[2] Herman et al. (2010). J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 10:1086–1092.
[3] Van Cutsem et al. (2017). Sports Med., 47:1569–1588.

V44

Are typical gait biomechanics restored 8.5 years after posterior cruciate ligament reconstruction?

N. M. Brisson[1], G. N. Duda[1], T. M. Jung[2], A. N. Agres[1]
[1]*Julius Wolff Institute, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*
[2]*Center for Musculoskeletal Surgery, Charité – Universitätsmedizin, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

The posterior cruciate ligament (PCL) is crucial in maintaining knee stabilization and kinematics [1]. PCL injuries can alter knee kinematics and increase the risk of knee osteoarthritis, a disease hallmarked by cartilage degeneration [1]. PCL reconstruction aims to counteract knee instability and restore joint biomechanics [2]. Interestingly, >40% of PCL-reconstructed knees displayed signs of cartilage degradation 2–9 years following surgery [3], suggesting that reconstruction may neither restore normal nor prevent the development of abnormal knee mechanics in the long term. Ambulatory mechanics have been implicated in the onset and progression of knee osteoarthritis [4]; nonetheless, likely due to the relatively low incidence of PCL injuries, these have seldom been studied in PCL-reconstructed patients [5]. This work aimed to determine whether PCL-reconstructed knees exhibited typical gait kinematics and kinetics several years after surgery.

Material und Methode

Twenty PCL-reconstructed patients and 20 matched, healthy controls participated. Patients underwent unilateral PCL reconstruction (isolated or combined with posterior lateral corner stabilization) at least 4 years prior to recruitment. All reconstructions were performed by the same surgeon using the same surgical technique [6]. The control group comprised sex- and age-matched (to within 5 years) individuals with no prior lower-limb injury/surgery or known lower-limb conditions. Gait data were acquired during barefoot walking at a self-selected speed using a 10-camera motion capture system and force plate. Lower-extremity joint angles and moments were calculated for the sagittal, frontal and transverse planes using a three-dimensional floating axis coordinate system and inverse dynamics. For PCL patients, data from the reconstructed knee were analyzed; for healthy controls, data from the left and right knees were averaged to eliminate the effects of limb dominancy and contralateral differences. The global minimum and maximum knee angles and external moments were extracted for three gait cycles, then averaged. Univariate analyses of variance determined whether differences existed in overall knee range of motion (ROM), as well as peak knee angles and moments between the PCL-reconstructed and healthy control groups. To adjust for multiple comparisons, a Bonferroni correction was applied, and significance levels were adjusted to $\alpha=0.017$ (0.05/3; minimum, maximum, range) for kinematic variables, and $\alpha=0.025$ (0.05/2; minimum, maximum) for kinetic variables.

Ergebnis

The mean (SD) time between reconstruction and gait data acquisition was 8.5 (2.8) years. The PCL group was not different from the control group in terms of age [36.5 (9.8) vs. 36.7 (9.7) y, p=0.97] and height [1.75 (0.07) vs. 1.75 (0.10) m, p=0.78], but displayed a higher body mass [85.5 (10.2) vs. 74.7 (12.2) kg, p=0.01] and body mass index [27.9 (3.7) vs. 24.4 (2.5) kg/m^2, p<0.01]. The PCL group exhibited smaller peak extension angles, overall sagittal plane ROM, as well as peak extension and internal rotation moments compared to the control group (Table 1).

Schlussfolgerung

PCL-reconstructed patients displayed altered gait mechanics compared to sex- and age-matched controls. Lower magnitude knee angles and moments may reflect longitudinal gait adaptations. While PCL reconstruction often results in improved subjective knee function and satisfactory return to daily activities [2], it may not effectively prevent long-term alterations in knee movement patterns.

References

[1] Chandrasekaran et al. The Knee. 2012;19:738.
[2] Wang et al. PloS One. 2018;13:e0205118.
[3] Wang. Chang Gung Med J. 2002;25:288.
[4] Andriacchi et al. Curr Opin Rheumatol. 2006;18:514.
[5] Fontbote et al. AJSM. 2005;33:982.
[6] Jung et al. Arthroscopy. 2011;27:399.

Abb. 1

Table 1. Summary of knee angles and moments during gait for PCL-reconstructed and control groups. Values are given as mean (SD). Statistically significant differences are in bold*.

	Knee Angles (degrees)			Knee Moments (Nm/kg)		
	PCL	Controls	p-value	PCL	Controls	p-value
Flexion	64.6 (5.1)	60.8 (4.7)	0.019	0.72 (0.23)	0.60 (0.22)	0.108
Extension**	-5.0 (6.4)	1.9 (3.8)	**<0.001**	0.20 (0.07)	0.30 (0.12)	**0.004**
Sagittal ROM	59.6 (3.6)	62.7 (4.2)	**0.017**			
Abduction	7.1 (4.4)	6.6 (3.4)	0.735	0.06 (0.02)	0.08 (0.04)	0.156
Adduction	1.7 (4.6)	2.9 (3.9)	0.383	0.42 (0.14)	0.42 (0.11)	0.992
Frontal ROM	8.8 (2.2)	9.5 (2.6)	0.323			
External Rotation	8.5 (4.7)	8.8 (4.3)	0.828	0.17 (0.08)	0.13 (0.05)	0.046
Internal Rotation	6.9 (4.5)	7.3 (2.5)	0.697	0.08 (0.04)	0.12 (0.04)	**0.002**
Transverse ROM	15.3 (4.3)	16.1 (3.4)	0.542			

**Significance level set at α=0.017 for angles; α=0.025 for moments.*
***Full extension=0°; negative values represent flexion.*

V45

Muscle function in patients at least 2 years after lateral lengthening osteotomy

S. K. Byrnes[1], C. Nüesch[1,2], A. K. Schmid[1], P. Krenn[1], M. Horisberger[1], A. Leumann[3], A. Mündermann[1,2,4]
[1]*Universitätsspital Basel, Basel, Schweiz*
[2]*Universität Basel, Biomedical Engineering, Basel, Schweiz*
[3]*Orthopraxis Leumann, Basel, Schweiz*
[4]*Universität Basel, Clinical Research, Basel, Schweiz*

Fragestellung

We hypothesized that patients at least 2 years after lateral lengthening osteotomy of the calcaneus have ankle muscle strength and neuromuscular deficits during walking compared to age-matched healthy persons.

Material und Methode

Fifteen patients (9 female; age 39.3±13.2 years; BMI 26.1±3.6 kg/m2) 6.7±2.3 years after lateral lengthening osteotomy and 15 healthy age-matched subjects (8 female; 39.6± 15.1 years; BMI 23.3 ± 2.8 kg/m2) participated in this study. Electromyographic (EMG) activity of the medial and lateral gastrocnemii, soleus, tibialis anterior and peroneus longus muscles of both legs were measured during treadmill walking at 1.0 m/s (Myon, 2400 Hz). EMG envelopes were calculated (moving average, 100 frames window). EMG activity of the tibialis anterior was normalized to the peak activation in isokinetic strength testing. EMG activity of all other muscles were normalized to the peak in a single-limb heel rise. Data for 20 consecutive strides were averaged.

Ergebnis

Patients had 33.9% and 35.1% lower maximum plantarflexor muscle strength in the affected compared to the contralateral limb and to healthy persons ($P<0.025$). Patients had 14.1% and 48.3% greater maximum relative EMG intensity during walking for both gastrocnemii muscles on the affected compared to the unaffected side. In patients, the gastrocnemii, tibialis anterior and peroneus longus muscles on both sides generated less relative work during walking than in healthy persons (-12.4% to -23.3.0%; $P<0.005$).

Schlussfolgerung

The higher maximal muscle activation during walking indicates that for the same walking task, the muscles on the affected limb work closer to their maximum capacity than in healthy subjects. These changes may limit not only completing daily activities but also more demanding activities including running and other athletic tasks. Hence, strengthening specifically plantarflexor muscles in postoperative rehabilitation is warranted.

Acknowledgements

This study was funded by the University Hospital Basel and by grants of the Merian Iselin Foundation and the Swiss Society for Sports Medicine.

V46

Vergleichende Analyse des Windlass-Mechanismus unter statischen und dynamischen Belastungen

F. Ebrecht[1], F. Sichting[1]
[1]*Technische Universität Chemnitz, Professur Bewegungswissenschaft, Chemnitz, Deutschland*

Fragestellung

Bei der Suche nach biomechanischen Erklärungsmodellen für die Stabilisierung des Fußes während der Abdruckphase konzentrieren sich bestehende Forschungsansätze fast ausschließlich auf den Windlass-Mechanismus. Dieser Mechanismus beschreibt das Aufrichten des Längsgewölbes in Reaktion auf eine Zugwirkung der Plantaraponeurose, welche durch eine Zehenextensionsbewegung ausgelöst wird [1]. Wenngleich dieses Prinzip ursprünglich nur für den statischen Belastungsfall beschrieben wurde, wird es häufig auch auf den Gang übertragen: demnach bewegen sich die Zehen während der Abdruckphase in eine Extensionsstellung, wodurch das Längsgewölbe aufgerichtet und zugleich stabilisiert wird. Die tatsächliche Wirkung des Windlass-Mechanismus während des Gangs wurde jedoch bisher kaum untersucht. Folgende Frage sollte daher beantwortet werden: Ist der Windlass-Mechanismus als Erklärungsmodel für die Aufrichtung des Längsgewölbes während des Gangs ausreichend?

Material und Methoden

Zur Beantwortung der Frage wurde die Wirkung des Windlass-Mechanismus im statischen und dynamischen Belastungsfall ("Stehen und Sitzen" vs. "Gehen", n = 26) untersucht. Alle Versuche wurden mittels 3D-Bewegungsanalyse durchgeführt.

Ergebnis

Die Ergebnisse zeigen sowohl in der Statik als auch in der Dynamik eine Aufrichtung des Längsgewölbes mit zunehmender Zehenextension (Abb. 1). Die Ergebnisse für Sitzen und Stehen sind ähnlich. Im Vergleich dazu ist beim Gehen die Aufrichtung des Längsgewölbes bei gleicher Zehenextension größer.

Schlussfolgerung

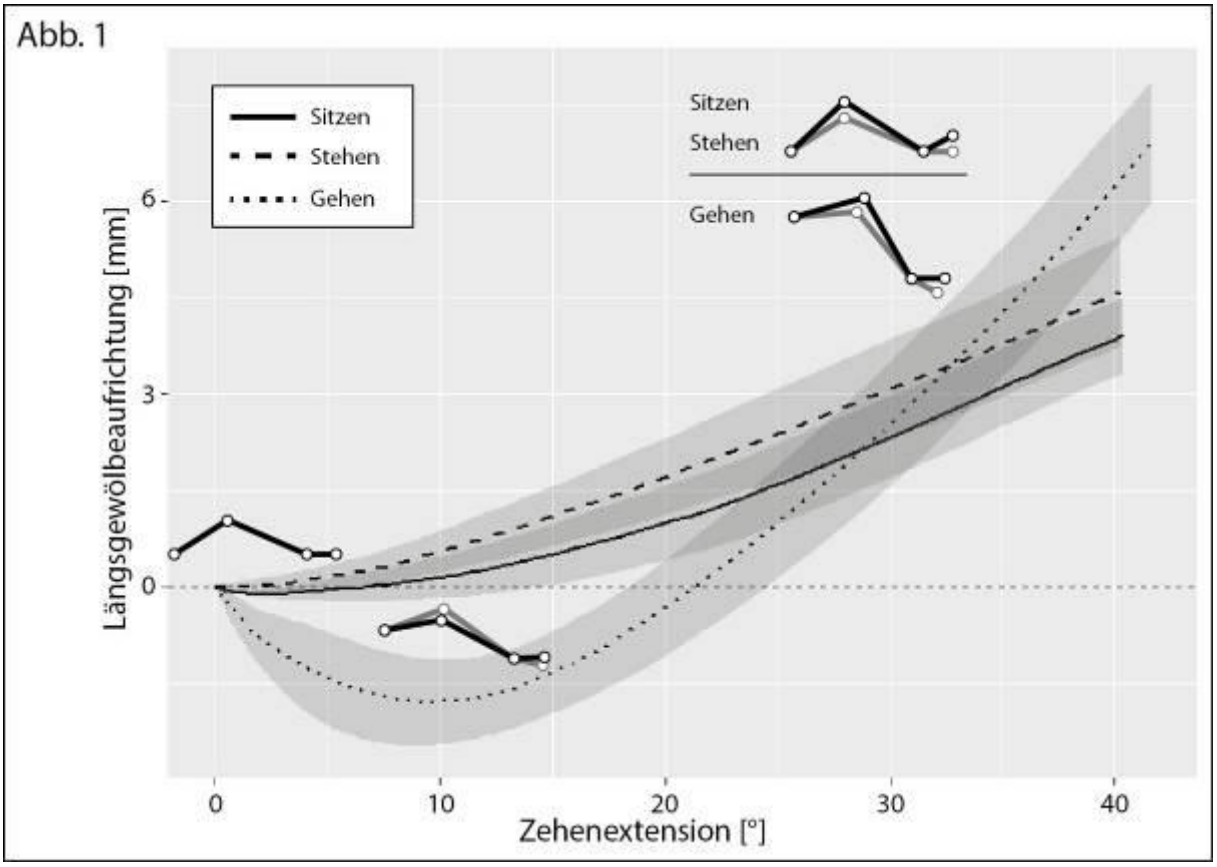
Die Ergebnisse der Studie deuten an, dass der Windlass-Mechanismus als Erklärungsmodel für die Aufrichtung des Längsgewölbes während des Gangs nicht ausreichend ist. Vielmehr wird das Paradigma unterstützt, dass die Aufrichtung ebenso durch die Fußmuskulatur bestimmt wird (2). Die Studie leistet damit einen Beitrag für die Diskussion alternativer Erklärungsmodelle für die Stabilisierung des Fußes während der Abdruckphase.

Referenzen

[1] Hicks: J Anat 1954; 88:25-31.
[2] McKeon PO, et al.: Br J Sports Med 2015; 49:290.

Abb. 1. Die Aufrichtung des Längsgewölbes in Abhängigkeit von der Zehenextension für die Belastungsfälle Sitzen, Stehen und Gehen

Abb. 1



V47

A robotic based analysis of human cadaveric knees to determine influences of soft tissues on joint laxity

D. Denzler[1], D. Müller[1], A. Gomez[1], B. Heinlein[1], P. Koch[2], S. Blatter[2], C. Hartog[2]
[1]ZHAW School of Engineering, IMES | Biomechanical Engineering, Winterthur, Schweiz
[2]Kantonsspital Winterthur, Winterthur, Schweiz

Fragestellung

ACL rupture is a common sports injury at the knee. Traditionally, this indication is treated by an isolated reconstruction of the ACL [1]. Various publications report an improved outcome by using a combined ACL and ALL reconstruction technique [2 – 4]. Therefore, an objective evaluation of the influence of these ligaments on joint laxity is helpful in determination of adequate surgical approaches. In this study, a robotic test procedure of human knee joint laxity is presented to systematically assess the isolated influence of the important ligaments.

Material und Methode

Laxity data of five anonymized fresh-frozen human cadaveric left knee specimens were acquired. Specimens were prepared by dissecting unneeded tissue and properly exposing ALL, ACL, PCL, MCL and LCL. The distal end of the femur and the proximal end of the tibia were cut and secured in aluminum cylinders using polymethyl methacrylate (PMMA). Experimental testing was performed using a six degree-of-freedom industrial robot. A six degree-of-freedom force-torque sensor was attached to the robots end-effector. Steel alloy clamps were used to connect the tibia to the robot manipulator and the femur to the base, respectively. Joint coordinate systems were defined following the convention of Grood et al. [5]. A passive path was recorded by increasing the flexion angle incrementally from 0° to 90° in steps of 1°. Abb. 1 shows the experimental testing protocol consisting of a series of applied forces and torques to the knee joint in varying flexion angles in the three physiological directions: anterior-posterior translation, varus-valgus angulation and internal-external rotation. Tests were performed sequentially after stepwise dissection of the ALL, ACL, and PCL to determine the influence of these ligaments on knee laxity and to detect alterations of relative movements between femur and tibia. Loads were applied in the tibial coordinate system while recording the relative motion between the joint coordinate systems. To assure contact between the articulating partners, a compressive load of 10 N was used. For the control loop, tolerances of +/- 5 N and +/- 10 Nm have been used respectively.

Ergebnis

Abb. 2 shows the influence of the ALL, ACL and PCL on knee joint laxity of the specimens for (1) anterior translation and (2) internal rotation. Due to collision problematics in high flexion, the number of specimens varies between 2 and 5. The ALL is primarily stabilizing internal rotation indicated by an increased internal rotation comparing ALL deficient and ALL & ACL deficient specimens. The ACL is primarily stabilizing anterior translation and internal rotation. From 0° to 30° knee flexion, an increase of anterior laxity is observed, followed by a decrease to a minimum at a flexion angle of 90°. The PCL did not show any significant change of joint laxity on anterior translation or internal rotation, respectively.

Schlussfolgerung

The described experimental test method allows for a reproducible measurement of knee joint laxity for precisely defined conditions. The acquired datasets showed consistent trends over all specimens and correspond well with other studies [6, 7]. For more significant results an increased number of specimens is needed.

References

[1] Kiapour AM, et al, Bone & Joint Research, Feb 2014, 3(2):20–31
[2] Sonnery-Cottet B, et al, The American Journal of Sports Medicine, Jul 2015, 43(7):1598-605
[3] Zhang H, et al, Journal of Sports Science & Medicine, Dec 2016, 15(4): 688–696
[4] Chahla MD, et al, Operative Techniques in Orthopaedics, Jun 2017, Pages 102 – 106
[5] Grood ES, et al, Journal of Biomechanical Engineering, May 1983, 105(2):136-44
[6] Eggers AK, et al, 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Feb 2009, Poster No. 1451
[7] Noyes FR, et al, The Journal of Bone & Joint Surgery, Feb 2017, 99(4):305-314

Abb. 1

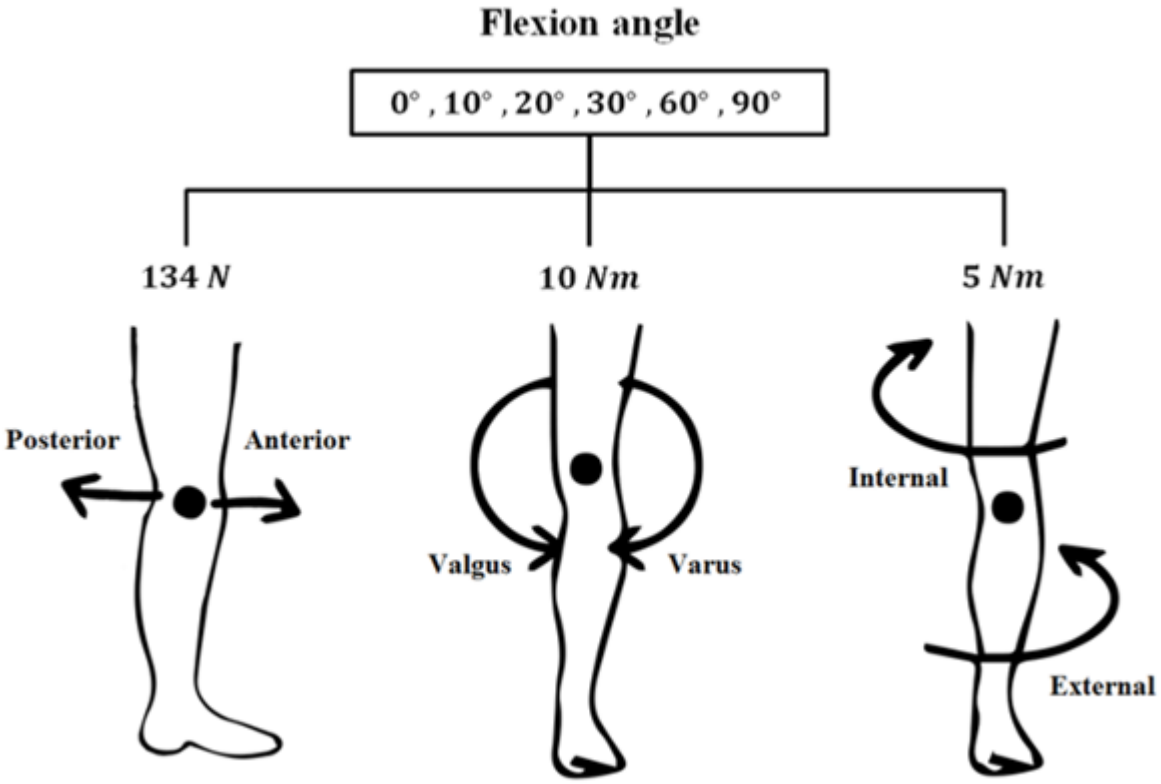
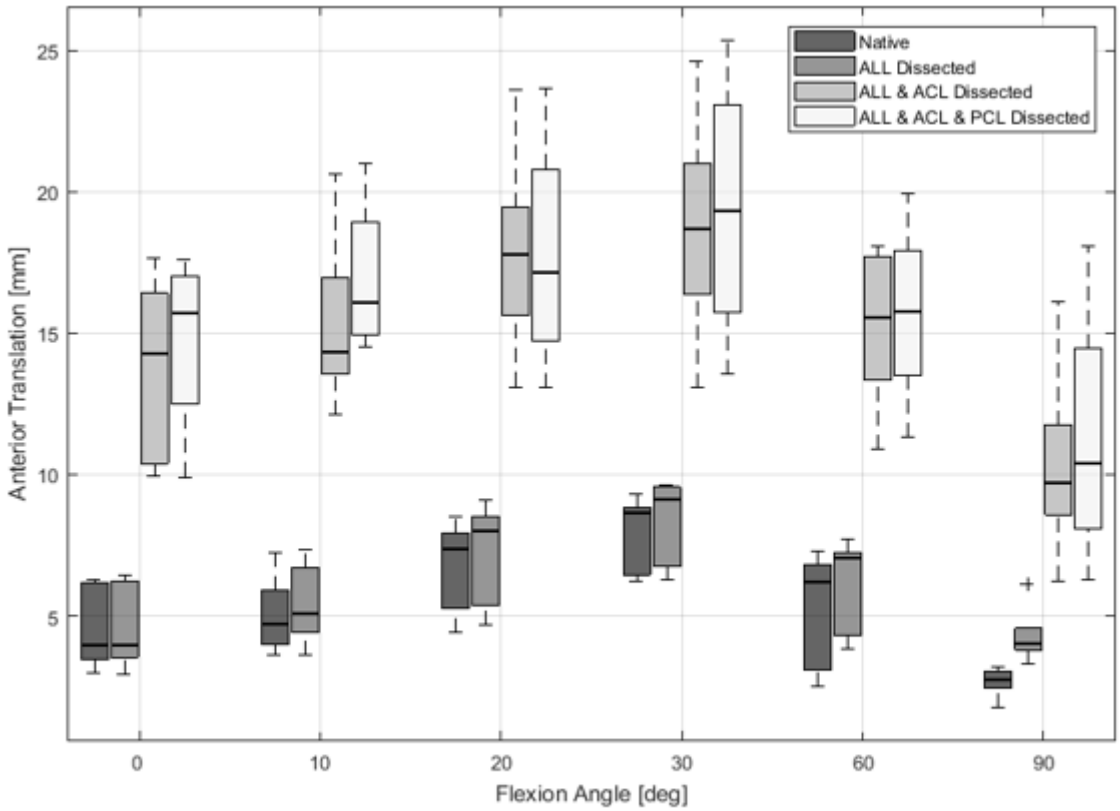
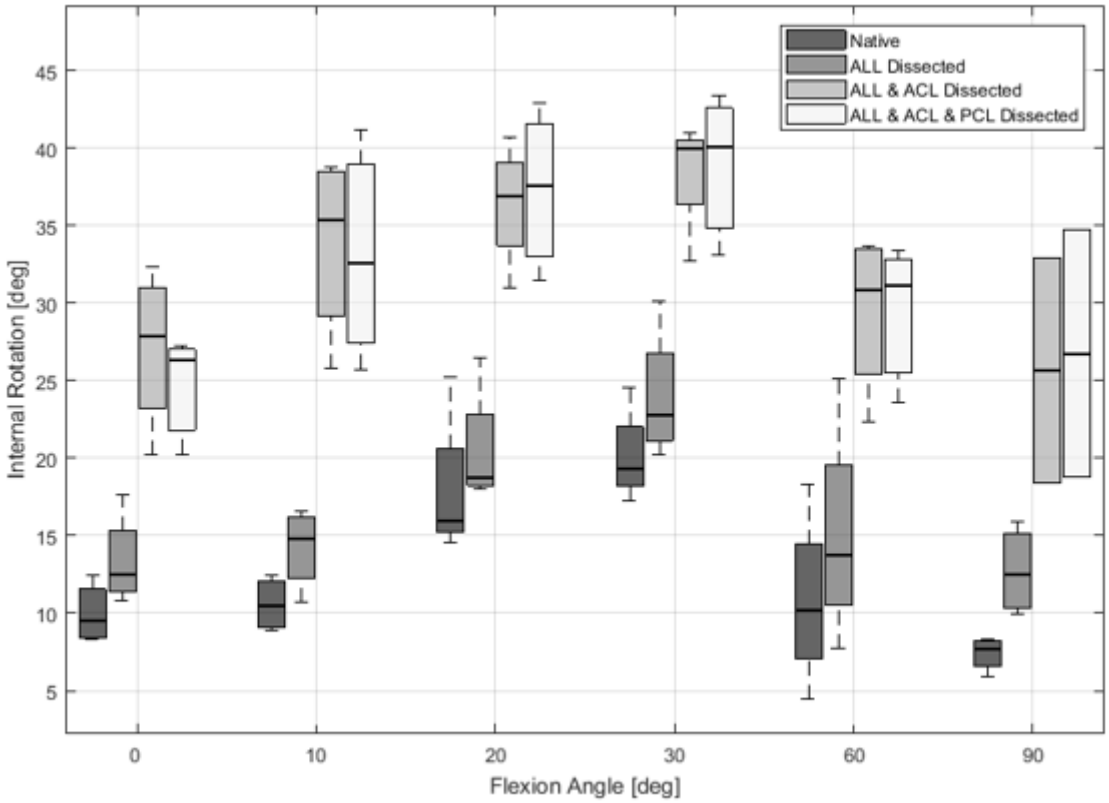

Flexion angle
0° , 10° , 20° , 30° , 60° , 90°
134 N
10 Nm
5 Nm
Posterior
Anterior
Valgus
Varus
Internal
External

Abb. 2


Native
ALL Dissected
ALL & ACL Dissected
ALL & ACL & PCL Dissected
Anterior Translation [mm]
25
20
15
10
5
0
10
20
30
60
90
Flexion Angle [deg]

(1)


Native
ALL Dissected
ALL & ACL Dissected
ALL & ACL & PCL Dissected
Internal Rotation [deg]
45
40
35
30
25
20
15
10
5
0
10
20
30
60
90
Flexion Angle [deg]

(2)

V48

Analyse des tibialen Slopes im Hinblick auf die Gelenkdynamik und Bandbelastung nach Implantation ungekoppelter Knieendoprothesen mittels Hardware-in-the-Loop Simulation

M. Kebbach[1], R. Grawe[2], A. Geier[1], E. Winter[2], P. Bergschmidt[1], D. Klüß[1], C. Woernle[2], R. Bader[1]
[1]Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Orthopädischen Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Rostock, Deutschland
[2]Lehrstuhl für Technische Mechanik/Dynamik, Universität Rostock, Rostock, Deutschland

Fragestellung

Aktuelle Studien zeigen, dass der optimale Bereich des tibialen Slopes in der Knieendoprothetik nach wie vor kontrovers bewertet wird [1,2]. Der tibiale Slope kann das funktionelle postoperative Outcome beeinflussen, durch Erhöhung des Flexionsspalts bzw. Steigerung der Knieflexion [1-3]. Jedoch ist bislang nicht umfassend geklärt, welchen Einfluss der tibiale Slope auf die Dynamik des künstlichen Kniegelenks sowie auf die Bandbelastung besitzt. Ziel war es daher, die Variation des tibialen Slopes auf die Dynamik ungekoppelter bicondylärer Knieendoprothesen sowie die resultierenden Bandkräfte für einen definierten Lastfall mittels Hardware-in-the-Loop (HiL) Simulation zu analysieren.

Material und Methode

In der HiL-Umgebung [4] artikulierte eine Femurkomponente angetrieben durch einen 6-Achs-Industrieroboter (TX200, Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland) mit einer nachgiebig gelagerten Tibiakomponente innerhalb eines vorgegebenen Bewegungspfades von 0° bis 120° Flexion. Für die Untersuchungen wurde die ungekoppelte bicondyläre Knieendoprothese Multigen Plus, Größe #3 (Lima Corporate, San Daniele, Italien) herangezogen. Die Gelenkdynamik resultierte einerseits in Folge der realen Artikulation der Endoprothesenkomponenten sowie andererseits durch die simulierte anatomische Umgebung des menschlichen Kniegelenks in einem muskuloskelettalen Mehrkörpermodell (SIMPACKv9.7, Dassault Systemes Deutschland GmbH, Gilching, Deutschland). Der tibiale Slope variierte von ±3° bis +6°. Dabei wurden die wirkenden Kräfte im hinteren Kreuzband (PCL), medialen und lateralen Seitenband (MCL, LCL) sowie in der Kapsel (CAP) analysiert.

Ergebnis

Eine Reduzierung des tibialen Slopes erhöhte die tibiofemorale Kontaktkraft (um bis zu 170 N) und verringerte das femorale Rollback im geringen bis mittleren Flexionsbereich um bis zu 1,7 mm. Demgegenüber führte eine Erhöhung des tibialen Slopes zu einem entgegengesetzten Verhalten (Abb. 1). Eine Erhöhung des tibialen Slopes um +3° resultierte in einer deutlich reduzierten Bandbelastung (LCL, MCL und PCL). Dies betraf vor allem das laterale Seitenband und das hintere Kreuzband. Beispielsweise war damit die Belastung des PCL um bis zu 65 % reduziert, d.h. die Bandkraftkraft des PCL betrug 23 N bei der 0° Referenz und 8 N bei +3° Slope bei einer Flexion von 90° (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Mittels HiL-Simulation konnte die Variation des tibialen Slopes systematisch und reproduzierbar hinsichtlich der Dynamik des künstlichen Kniegelenks bewertet werden. Der intraoperativ eingestellte tibiale Slope hat großen Einfluss auf das femorale Rollback [1] und die tibiofemorale Kontaktkraft. Ein erhöhter Slope beeinflusst die Belastung in den posterioren und lateralen Bändern, wodurch eine übermäßige Belastung der Weichteilstrukturen sowie der Implantatkomponenten verhindert werden kann [2]. Ein zu hoher tibialer Slope (+6°) sollte jedoch vermieden werden, um eine fortschreitende Öffnung des Gelenkspalts infolge der Laxizität der Bänder zu verhindern [2].

Referenzen

[1] Dai Y, Cross MB, Angibaud LD, Hamad C, Jung A, Jenny J-Y (2018) Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy official journal of the ESSKA 26(11):3325-3332
[2] Kang K-T, Koh Y-G, Son J, Kwon O-R, Lee J-S, Kwon S-K (2018). Journal of Arthroplasty 33(2):572-579
[3] Okamoto S, Mizu-uchi H, Okazaki K, Hamai S, Nakahara H, Iwamoto Y (2015). The Journal of arthroplasty 30(8):1439-43
[4] Herrmann S, Woernle C, Kaehler M, Rachholz R, Souffrant R, Zierath J, Kluess D, Bader R (2012). Multibody System Dynamics 28: 55–67

Abb. 1

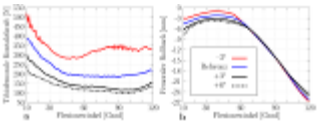
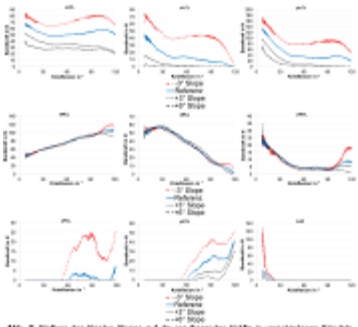


Abb. 2



V49

Rehabilitation can improve subjective outcome of knee function in anterior cruciate ligament deficient patients

L. Krahl[1], P. C. Raffalt[1], N. M. Brisson[1], T. Neitmann[1], J. Kühn[2], T. M. Jung[3], G. N. Duda[1], A. N. Agres[1], A. Ekizos[2], A. Arampatzis[2]

[1]Julius Wolff Institut, Muskuloskeletale und Funktionelle Analyse, Berlin, Deutschland

[2]Humboldt-Universität zu Berlin, Insitut für Sportwissenschaft, Berlin, Deutschland

[3]Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

Fragestellung

After suffering from an ACL-injury, patients may choose to avoid reconstructive surgery. ACL-deficient patients (ACLD) can be differentiated as copers or non-copers. Copers often return to pre-injury activity levels [1]. In contrast, non-copers have persistent episodes of giving way during activities of daily living and do not return to pre-injury activity levels. Thus, copers report higher knee-specific functional outcome scores, such as the International Knee Documentation Committee 2000 Subjective Knee Evaluation Form (IKDC SKF), compared to non-copers [2]. Non-copers are hence a highly relevant candidate group for rehabilitation. We hypothesized that a structured, supervised rehabilitation program could bridge the gap in patient-reported outcomes between non-copers and copers.

Material und Methode

Thirty-seven ACLD participants were recruited [mean (SD) age=40.5 (10.4) years; body mass index=24.8 (3.9) kg/m2] and were classified into copers (n=19) and non-copers (n=18). Non-copers were identified if they scored positively for two of the following three measurements: Lysholm Knee Score, limb symmetry index and episodes of giving way. Baseline measurement was performed 10.9 (6.6) months after ACL rupture and a follow-up at 4.6 (0.94) months. Between measurements, non-copers underwent active rehabilitation, consisting of 24 twice-weekly one-hour sessions. An experienced Physical Therapist and/or Sport Scientist supervised on a one-to-one or one-to-two therapist-participant basis. Best practice guidelines [3] were followed with two elements: lower-extremity strength training and functional movements (i.e., walking, lunges) on unstable surfaces, with/ perturbation. opers did not follow an intervention. To assess patient-reported outcomes, the Lysholm Knee Score and the IKDC SKF were used. The Lysholm Knee Score focuses on the perception of the patient of physical functioning and signs of instability, while the IKDC SKF additionally includes activities of daily life and sport. The highest score (100) indicates best functional outcome. Analysis of variance tested for the effects of group (copers vs. non-copers), time (baseline vs. follow-up) and group-time interaction on patient-reported outcomes.

Ergebnis

At baseline, mean (SD) Lysholm Knee Scores were 73.8 (11.9) for non-copers and 88.2 (8.3) for copers. At follow-up, these improved to 92.2 (9.7) for non-copers and 95.2 (4.6) for copers (Fig. 1). Both group ($p<0.001$) and time ($p<0.001$), as well as their interaction ($p=0.001$), showed significant effects. Post-hoc tests revealed significantly different Lysholm Knee Scores between groups at baseline but not follow-up.

Baseline IKDC SKF were 69.2 (6.6) for non-copers and 78.2 (8.8) for copers. At follow-up, these improved to 84.0 (10.3) for non-copers and 87.6 (7.9) for copers (Fig. 2). For the IKDC SKF, both groups ($p=0.002$) and time ($p<0.001$) had significant differences, but not their interaction ($p=0.18$).

Fig. 1: Lysholm Knee Score. $P< 0.05$ indicated with *.

Fig. 2: IKDC SKF

Schlussfolgerung

Both groups improved, but a greater improvement was seen in non-copers in the Lysholm Knee Score post-intervention. This shows that non-copers can benefit greatly from ahighly personalized rehabilitation, as knee-specific symptoms (i.e. pain, giving way) are perceived to decrease, resulting in an improvement of physical function. While the group-time interaction for the IKDC SKF was not statistically significant, the difference in improvement shows a clinically meaningful change for the non-coper group. This suggests that confidence during activities of daily life and sports improved, but not for all subjects.

These findings suggest that well-designed, closely supervised rehabilitation can bring non-copers to a similar functional level as copers and increases confidence during movement.

References

[1] Kaplan. *JOSPT*. 2011;41(10):758.
[2] Moksnes et al. *JOSPT*. 2008; 38:586.
[3] Risberg et al. *Phys Ther Sport*. 2004; 5:125.

Abb. 1

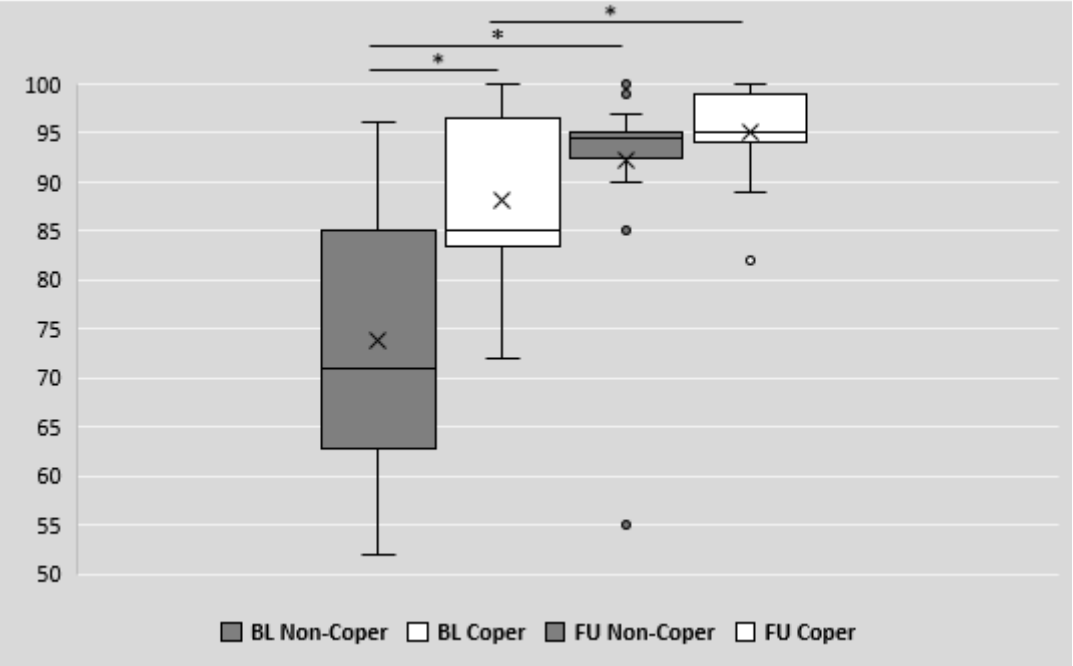
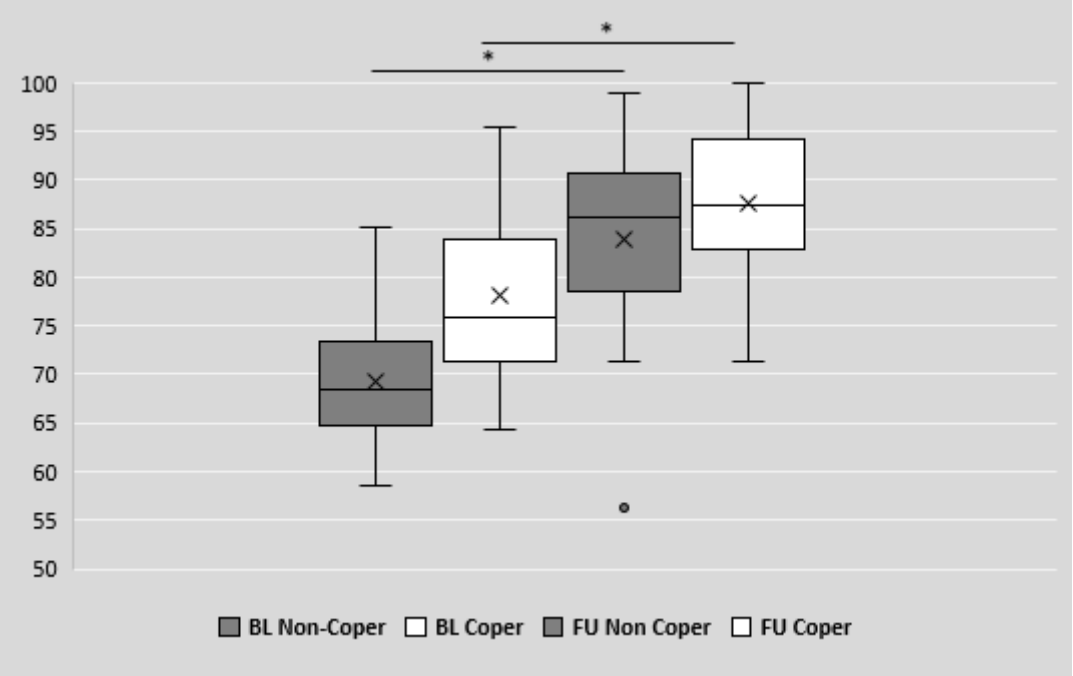


Abb. 2



V50

Krümmungsbasierte Detektion anatomischer Landmarken und Achsen am menschlichen Kniegelenk

A. Lorenz[1], C. Freidhager[1], U. G. Leichtle[2,3], D. Pahr[1,4]
[1]*TU Wien, Institut für Leichtbau und Strukturbiomechanik, Wien, Österreich*
[2]*Universitätsklinikum Tübingen, Orthopädische Klinik, Tübingen, Deutschland*
[3]*Praxis für Wirbelsäulenchirurgie, Orthopädie und Unfallchirurgie, Rottenburg, Deutschland*
[4]*Karl Landsteiner Privatuniversität für Gesundheitswissenschaften, Krems an der Donau, Österreich*

Fragestellung

Anatomische Landmarken sind nicht nur für die intra-operative Navigation von großer Bedeutung, sie werden auch immer häufiger für die patientenspezifische, pre-operative Planung sowie die Entwicklung individualisierter Operationstechniken und Implantate mithilfe von komplexen, statistischen oder muskuloskelettale Modelle eingesetzt. Hierfür ist es von großer Bedeutung, anatomische Landmarken und Achsen basierend auf klinischen Bilddaten bzw. deren 3D Rekonstruktionen automatisiert erkennen zu können. In dieser Arbeit sollen nun krümmungsbasierter Algorithmen zum Auffinden anatomischer Landmarken und Achsen am Kniegelenk implementiert und getestet werden.

Material und Methoden

Die CT-Scans von 14 humanen Kniegelenken wurden teilautomatisiert segmentiert und rekonstruiert. Als Basis für die Auffindung der Landmarken dient ein Algorithmus von Subburaj et al. [2009] der eine krümmungsbasierte Auffindung von geometrischen Peak-Regionen mit einer Nachbarschaftsmatrix zur Zuordnung der einzelnen Landmarken verknüpft. Eine leicht abgewandelte Form dieses Algorithmus wurde in Python implementiert und für die Auffindung von 5 Landmarken am Femur (lateraler und medialer Epikondylus, anteriore Peaks am lateralen und medialen patellofemoralen Gleitlager sowie Tuberkulum adductorium) und 5 Landmarken an der Tibia (lateraler und medialer Rand des Tibiaplateaus, laterale und mediale Erhebung der Eminentia interkondylaris, Tuberositas tibiae) verwendet. Die berechneten Krümmungswerte wurden zusätzlich mit anderen geometrischen Methoden (z.B. größte euklidische Distanz, Einschreiben einer Kugel) kombiniert, um das Auffinden zu verbessern (lateraler und medialer Rand des Tibiaplateaus) und andere anatomische Strukturen, wie die zylindrische Femurachse [Eckhoff 2001] oder den Pfad des patellofemoralen Gleitlagers, zu detektieren. Die Erkennung der Landmarken wurde durch den Vergleich mit manuellen Abtastungen eines erfahrenen, orthopädischen Chirurgen validiert.

Ergebnis

Bei 4/14 Femura konnten alle 5 Landmarken automatisch detektiert werden, bei weiteren 5 Femura 4/5 Landmarken. Am häufigsten nicht gefunden wurde dabei der mediale Epikondylus. Dieser war zugleich jener Punkt, wo die Streuung bei der manuellen Abtastung (mehrere Abtastungen desselben Knies) am größten war. Bei den anterioren Peaks am patellofemoralen Gleitlager zeigte sich ein systematischer Offset. Bei der Tibia zeigte der Algorithmus ähnliche Erfolgsraten, allerdings musste die Zuordnung der Punkte hier manuell durchgeführt werden. Wurden die Landmarken gefunden, konnte jedoch in der Regel eine gute Übereinstimmung mit der manuellen Abtastung gefunden werden (Abb. 1). Durch die zusätzliche Implementierung eines Distanzalgorithmus für die äußersten Punkte des Tibiaplateaus konnte die Erfolgsrate auf 14/14 erhöht werden. Ebenso gute Ergebnisse (14/14) konnten für die automatische Bestimmung der zylindrischen Achse sowie des patellofemoralen Gleitlagers (Abb. 2) erzielt werden, wobei lediglich in 4 bzw. 3 Fällen jeweils 1 Parameter manuell angepasst werden musste.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass das Auffinden anatomischer Landmarken durch Betrachtung der Krümmungswerte allein nur bedingt möglich ist, da nicht jede Landmarke in jedem Knie stark genug ausgeprägt ist, was durch die große Variation der manuellen Abtastungen bei diesen Punkten verdeutlicht wird. Die geometrischen Krümmungen der Knochenoberfläche eignen sich jedoch sehr gut, um größere Regionen, wie das patellofemorale Gleitlager, oder die Ränder der Kondylen an Femur bzw. Tibia aufzufinden, welche in Kombination mit anderen geometrischen Methoden zur zuverlässigen Detektion charakteristischer Strukturen am Kniegelenk genutzt werden können.

Referenzen

[1] Subburaj et al., Comput Med Imag Grap, 2009.
[2] Eckhoff et al., J.Bone Joint Surg.Am., 2001.

Abb. 1: Erfolgreich detektierte Landmarken an der Tibia (blau: automatisiert, rot: manuell)

Abb. 2: Pfad des patellofemoralen Gleitlagers

Abb. 1

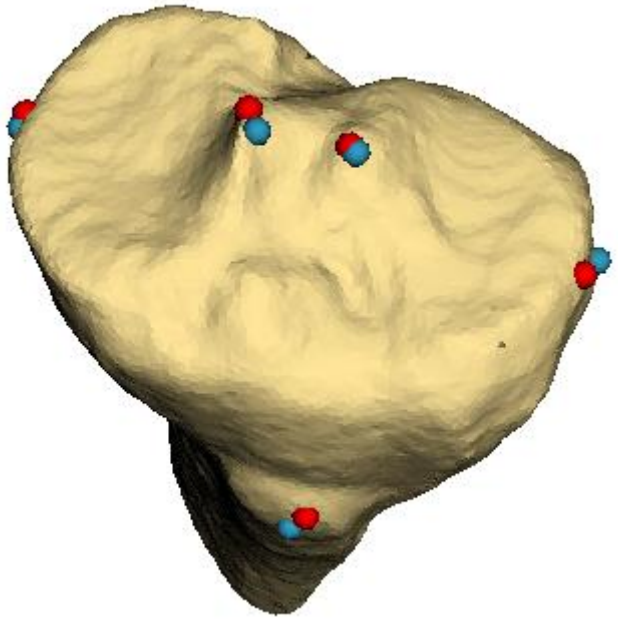
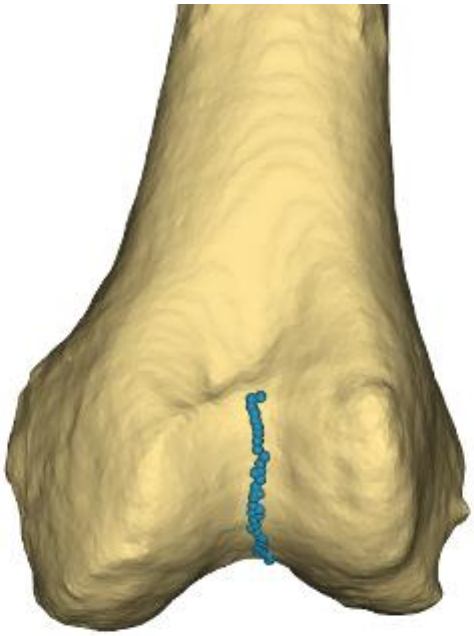


Abb. 2



V51

Fully automated segmentation of thigh muscles from magnetic resonance images using convolutional neural networks

J. Kemnitz[1,2,3], C. F. Baumgartner[1], W. Wirth[2,3], F. Eckstein[2,3], E. Konukoglu[1]
[1]ETH Zurich, Computer Vision Laboratory, Zurich, Schweiz
[2]Chondrometrics GmbH, Ainring, Deutschland
[3]Paracelsus Medical University Salzburg, Institute for Anatomy, Salzburg, Österreich

Fragestellung

Thigh muscle and adipose tissue status is associated with limitations in physical functional in knee osteoarthritis (OA). Automated segmentation of the thigh tissues from MRI is thus an important step towards implementation in large clinical studies, such as the Osteoarthritis Initiative (OAI). Recent developments in machine learning and parallel computing infrastructure enable segmentation based on deep convolutional neural networks (CNN). We therefore investigated the suitability of 2D state-of-the-art CNNs for automated segmentation of quadriceps, hamstring, subcutaneous fat (SCF) and femoral bone cross-sectional areas of thigh MRIs from the OAI.

Material und Methode

The segmentation method was implemented in Python 3.4 using a 2D U-Net CNN symmetric up- and down sampling architecture [1]. We used N=1499 axial thigh MRIs acquired at 33% of the thigh (distal to proximal) using a T1-weighted SE images that were previously segmented using a semi-automated approach [2, 3]. The dataset was randomly divided into a training (N=1399), validation (N=50) and test set (N=50). We evaluated the segmentation accuracy using the Dice similarity coefficient (DSC), Hausdorff distance (HD), Bland-Altman plots.

Ergebnis

The overall DSC (0.98±0.01), HD (3.83±4.33) and small intruded bias towards our previous method (≤1%) compare favorably to the related literature [4].

Schlussfolgerung

This novel approach can be applied to fully automated evaluation of thigh muscle and adipose tissue (and indirectly specific muscle strength) in large clinical data sets, with an accuracy equivalent to that achieved with supervised, semi-automated segmentation methods. In a next step, we will analyze the performance of this algorithm for automated segmentation of cartilage bone shape, and other tissues of importance in the clinical management of knee OA.

Referenzen

[1] Ronneberger et al. MICCAI 2015
[2] Kemnitz et al. MAGMA 2017
[3] Culvenor et al. Arthr&Rheum 2018
[4] Andrews et al. IEEE Trans Med Im 2015

Abb. 1

Table 1: Segmentation accuracy obtained by the 2D U-Net vs semi-automated segmentation

	Quadriceps	Hamstrings	Subcutaneous Fat	Femoral Bone
Dice Similarity Coefficient	0.98±0.00	0.98±0.01	0.99±0.01	0.97±0.02
Hausdorff Distance	4.29±2.05	5.85±3.27	3.47±7.10	1.17±0.89

Abb. 2

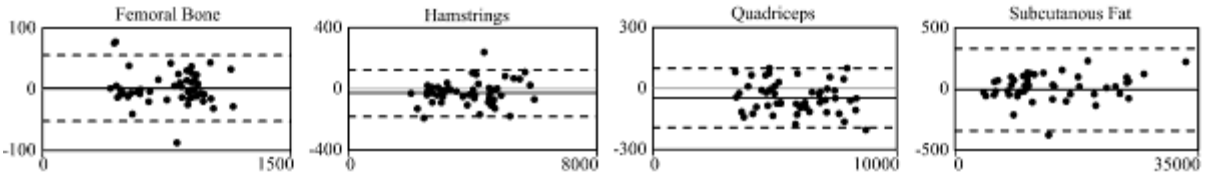


Figure 1: Bland-Altman sowing the introduced segmentation bias vs semi-automated segmentation [≤ 1%]

V52

Detailed analysis of the functional anatomy of the magpie (*Pica pica*) reveals 3D nature of hindlimb design

E. Meilak[1], C. Palmer[2], N. Gostling[3], M. O. Heller[4]
[1]*University of Southampton, Bioengineering research group, Southampton, Vereinigtes Königreich*
[2]*University of Bristol, School of Earth Sciences, Bristol, Vereinigtes Königreich*
[3]*University of Southampton, Biological Sciences, Southampton, Vereinigtes Königreich*
[4]*University of Southampton, Faculty of Engineering and Physical Sciences , Southampton, Vereinigtes Königreich*

Fragestellung

Take-off is a critical phase of flight and many birds perform some form of jump to take to the air. Although recent work points towards a key contribution from the hindlimbs [1], how exactly birds use their hindlimbs to take off has received little attention. Current understanding of the functional anatomy of the avian hindlimb is informed by pioneering work providing detailed but primarily qualitative characterizations of muscle function [2,3]. Whilst computational modelling studies quantified 3D hindlimb muscle function for ground dwelling, flightless birds [4] and bi-planar fluoroscopic (XROMM) analyses revealed that hindlimb movement exhibits substantial 3D characteristics [5], the detailed 3D function of the hindlimb in birds that utilise a jump to take-off remains to be established. This study aims to characterize the 3D moment arms of the hindlimb muscles in the magpie (*Pica pica*), a bird known to jump to take off.

Material und Methode

An ethically sourced (ERGO ID 21781) *P. pica* cadaver of typical size was CT scanned (custom 450kVp/225kVp Hutch CT-scanner; isotropic resolution: 18.2 µm) to establish a musculoskeletal model. Bone surfaces were obtained by semi-automatic segmentation (Avizo 9). Features such as the femoral head centre and long bone condyle axes informed the definition of segment coordinate systems. The model included 5 segments (bones: pelvis, femur, tibiotarsus, tarsometatarsus and digits) linked by 4 joints with 3 degree of freedom. Muscle attachment areas and their 3D paths were defined by mapping digitised 2D sketches of attachments and cross-sectional data [2,3] onto the 3D model (OpenSim 4beta) (fig 1). Muscles were modelled as 3D polylines spanning origin and insertion. Wrapping cylinders and ellipsoids served to define 3D paths throughout the range of motion (RoM). RoM studied was based on 3D skeletal kinematics of the take-off jump obtained from XROMM [5]. RoM about flex/extension (FE), int/external rotation (IER) and ab/adduction (ABD) axes was 55, 20 and 8° respectively.

Ergebnis

The study focused on the 3D moment arms (MAs) of 15 key proximal pelvic muscles at the hip during the take-off jump while considering variations in attachment locations (3 to 9 per attachment) across the attachment site [4]. Attribution of muscle functions was based on peak MAs about each of the 3 axes and their ratios. Muscle function was characterised as 3D if the ratio between the smallest peak MAs were over 0.5 of the maximum, 2D if peak MA about 1 axis was less than 0.5 of the maximum, and 1D otherwise.

446 MA variations of 15 muscles were successfully analysed (fig 2). Three muscles exhibited 3D muscle function, 10 muscles exhibited 2D functions, and only 2 muscles had a function limited to 1D. Nine of the 10 FE muscles had a similar capability to act as IERs, evidenced by a mean ratio of peak FE to IER MAs of 1.06±0.447 SD. Generally ABD MAs were smallest. MAs of most muscles were constant throughout the RoM (fig 2), but for individual muscles dominant MAs varied by up to 86%.

Schlussfolgerung

This is the first investigation into the 3D MAs of the hindlimb muscles of a flying bird. It reveals that the action of 12 of 15 pelvic muscles in the magpie hindlimb are not restricted to the sagittal plane (FE action) as previous descriptions suggest [2], but are multi-planar, where a primary function of FEs is most often accompanied by a secondary function as IERs (fig 2). 3D muscle MAs determined here reveal that IER MAs are of similar or larger magnitude than those in FE. These findings agree with kinematic analyses that characterise the motions as 3D rather than planar [5] suggesting that a detailed understanding of avian take-off mechanics can only be obtained if hindlimb anatomy is considered in 3D.

Referenzen

[1] Earls Journal of Experimental Biology 2000
[2] Verstappen et al. Zoomorphology 1998
[3] Hudson The American Midland Naturalist 1937
[4] Hutchinson et al. PeerJ 2015
[5] Provini et al. The Science of Nature 2018

Abb. 1

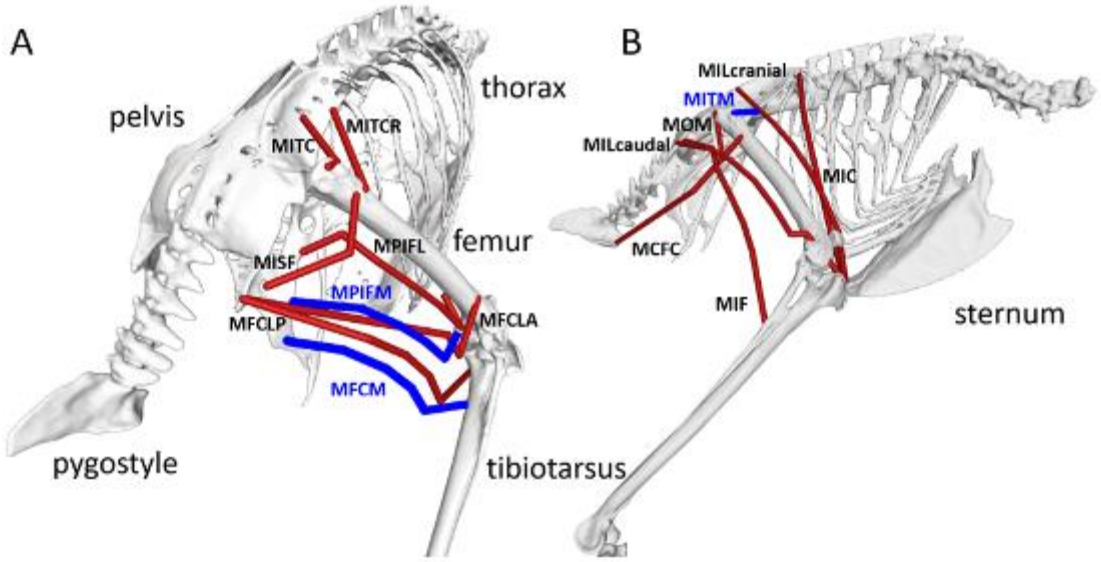


Figure 1 Magpie model muscles shown in oblique caudolateral (A) and lateral (B) views. Exemplary muscles exhibiting truly 3D, 2D or 1D function for which moment arms are presented in detail (fig 2) are shown in blue.
MCFC M. Caudofemoralis pars caudalis, MFCLA M. Flexor cruris lateralis pars accessoria, MFCLP M. Flexor cruris lateralis pars pelvica, MFCM M. Flexor cruris medialis, MIC M. Iliotibialis cranialis, MIF M. Iliofibularis, MILcaudal M. Iliotibialis lateralis caudalis, MILcranial M. Iliotibialis lateralis cranialis, MISF M. Ischiofemoralis, MITC M. Iliotrochantericus caudalis, MITCR M. Iliotrochantericus cranialis, MITM, M. Iliotrochantericus medius, MOM M. Obturatorius medialis, MPIFL M. Puboischiofemoralis pars lateralis, MPIFM M. Puboischiofemoralis pars medialis.

Abb. 2

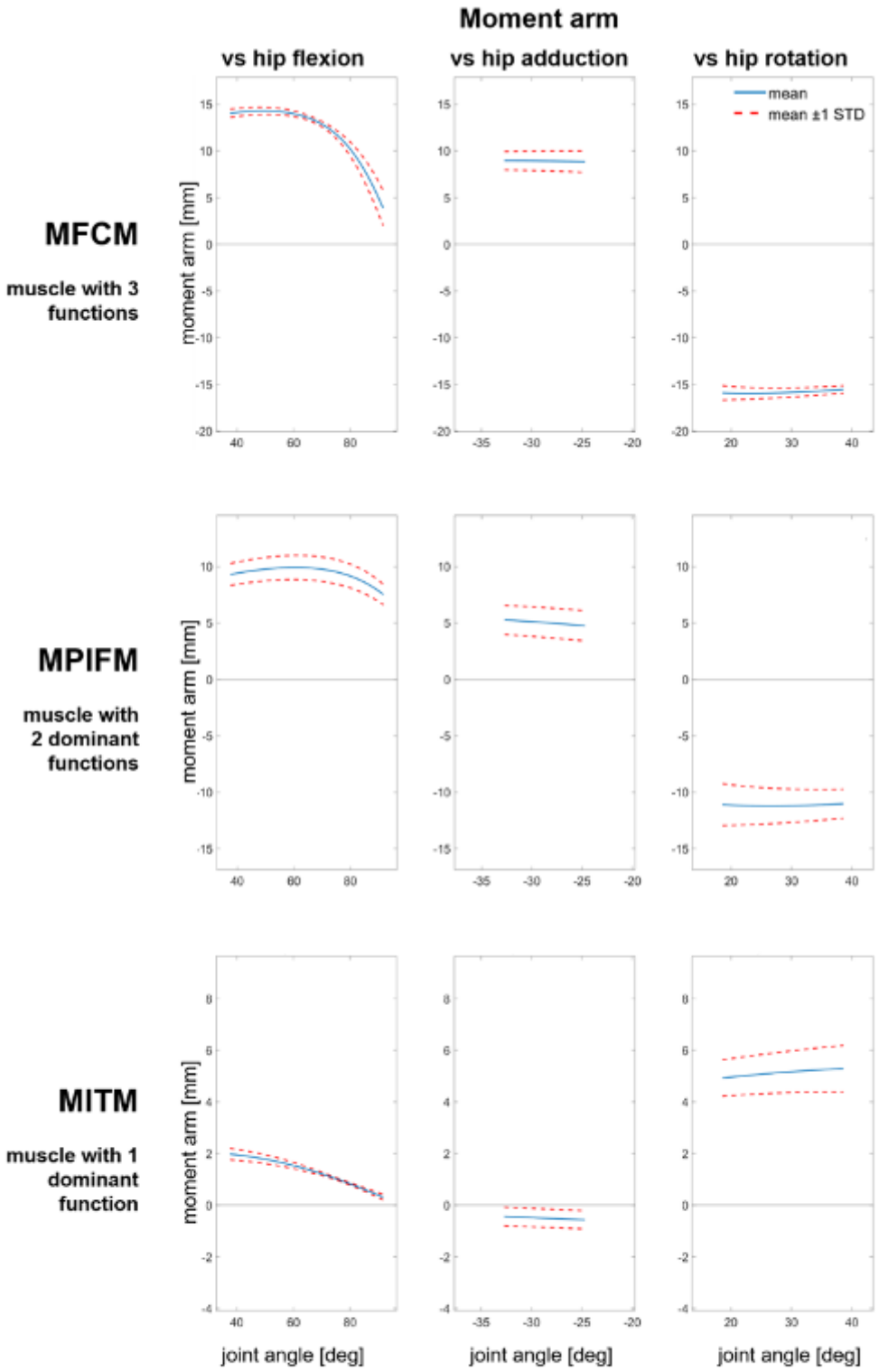


Figure 2 Moment arms (MAs) of three muscles about the three axes of rotation of the hip (flexion/extension, ab/adduction, and internal/external rotation). MFCM, MPIFM and MITM are examples of muscles with 3, 2 and 1 dominant functions, respectively (see fig. 1). MFCM acts as an extensor, adductor and external rotator; MPIFM acts as an extensor and external rotator; MITM acts as an internal rotator. Blue lines are the mean muscle moment arm over the RoM, red dotted lines are ± 1STD when taking the possible variability in attachment sites in to account.

V53

Insights from modelling on how myosin, actin, and titin interact during active lengthening

M. Millard[1], D. Franklin[2], W. Herzog[3]
[1]*Heidelberg University, Institute of Computer Engineering, Heidelberg, Deutschland*
[2]*Technical University of Munich, Sports and Health Sciences, München, Deutschland*
[3]*University of Calgary, Kinesiology, Mechanical & Manufacturing Engineering, Calgary, Kanada*

Fragestellung

The accuracy of simulations of musculoskeletal systems depends heavily on the accuracy of the muscle model. There exist two types of muscle models that are commonly used: Hill and Huxley models. Both of these models assume that active force can only be developed when actin and myosin filaments overlap. The work of Leonard et al. [1] shows that overlap between actin and myosin is not necessary for the development of active force during lengthening. In Leonard et al.'s [1] experiment a myofibril is activated near the optimal fiber length (lopt) and stretched until failure. The fibril develops force that varies linearly with the stretch until failure at a tension of 9.1 fiso (maximum isometric force), and a length of 3.1 lopt. At such a length actin and myosin overlap is not possible.

Given the great length and compliance of titin [2] it is thought that titin is responsible for the development of active force beyond the actin-myosin overlap. It is also thought that some part of titin is attaching to either actin or myosin to explain the large difference in force between actively and passively lengthened myofibrils [1]. Though there is experimental evidence for both a titin-actin attachment [3], and a titin-myosin attachment [4], the question of where titin attaches during active lengthening is not clear.
Since titin consists of distinct regions [2] (Fig. 1A), each with different stiffnesses, the location at which titin attaches will affect the active stiffness of the muscle. We have developed a multi-segmented elastic model of titin and simulated the force development during lengthening associated with a titin-actin attachment (Fig. 1D), and also with a titin-myosin attachment (Fig. 1E). We compare the active stiffness of Herzog & Leonard's data [5] to the maximum stiffness developed by a scaled sarcomere model under the two different attachment scenarios to see which is most accurate.

Material und Methode

The elasticity of the different segments of titin have been constructed to satisfy two constraints: first, that the force-length curve developed by two titins in series fits the passive-force-length measurements detailed in Fig. 7A of Herzog & Leonard [5] (Fig. 2C); second, that the relative lengths of the proximal Ig and PEVK sections during passive stretch are consistent with the data of Trombitás et al. [2] (Fig. 2B). We assume the point of attachment between titin and actin occurs between the proximal Ig and PEVK segments as suggested by Nishikawa et al. [6]. For the titin-myosin simulation we assume that myosin attaches to the distal Ig segment of titin. We simulate the forces and stiffness of a scaled sarcomere by placing two titins in series.

Ergebnis

During active lengthening the normalized stiffness (stiffness scaled by fiso/lopt) of the muscle tested by Herzog & Leonard [5] ranges between 3.6-3.9. The normalized stiffness of the simulated titin with an attachment to actin is 5.19, while that of titin with an attachment to myosin is 3.9 (Fig. 2D).

Schlussfolgerung

The results indicate that if titin is attached to actin that the attachment is either not rigid, or occurs at a different location, since the simulated stiffness far exceeds the observed active stiffness. In contrast, an attachment between myosin and titin during active lengthening could be a rigid attachment similar to a mechanical clutch.

References

[1] Leonard, T.R., Joumaa, V., & Herzog, W. (2010). J BIOMECH
[2] Trombitás, K., et al. (1998). J STRUCT BIOL
[3] Kellermayer, M.S., & Granzier, H. L. (1996). FEBS LETT
[4] DuVall, et al. (2017). J EXP BIOL
[5] Herzog, W., & Leonard, T.R. (2002). J EXP BIOL
[6] Nishikawa, K.C., et al. (2012). P ROY SOC LOND B BIO

Figure 1: The geometry of titin (A) at rest (B), passive stretch (C), active stretch with a titin-actin attachment (D), and active stretch with a titin-myosin attachment (E).

Figure 2: Titin segment forces (A) and relative lengths (B) during passive stretch. Scaled sarcomere forces (C) and stiffnesses (D) during lengthening.

Abb. 1

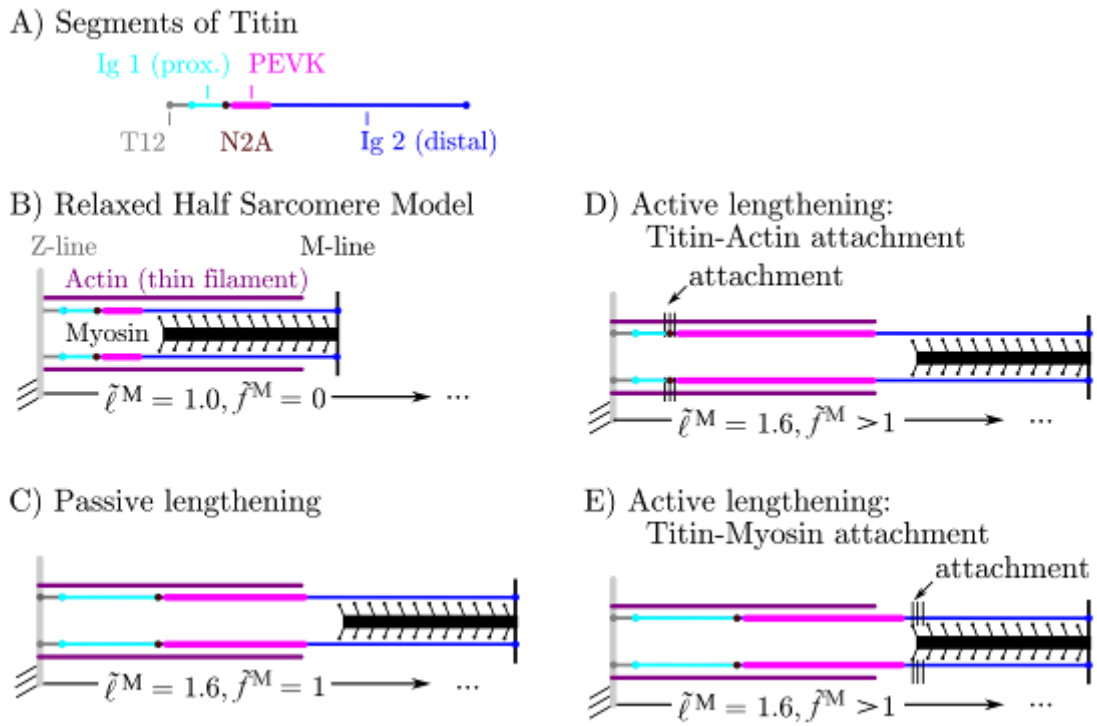
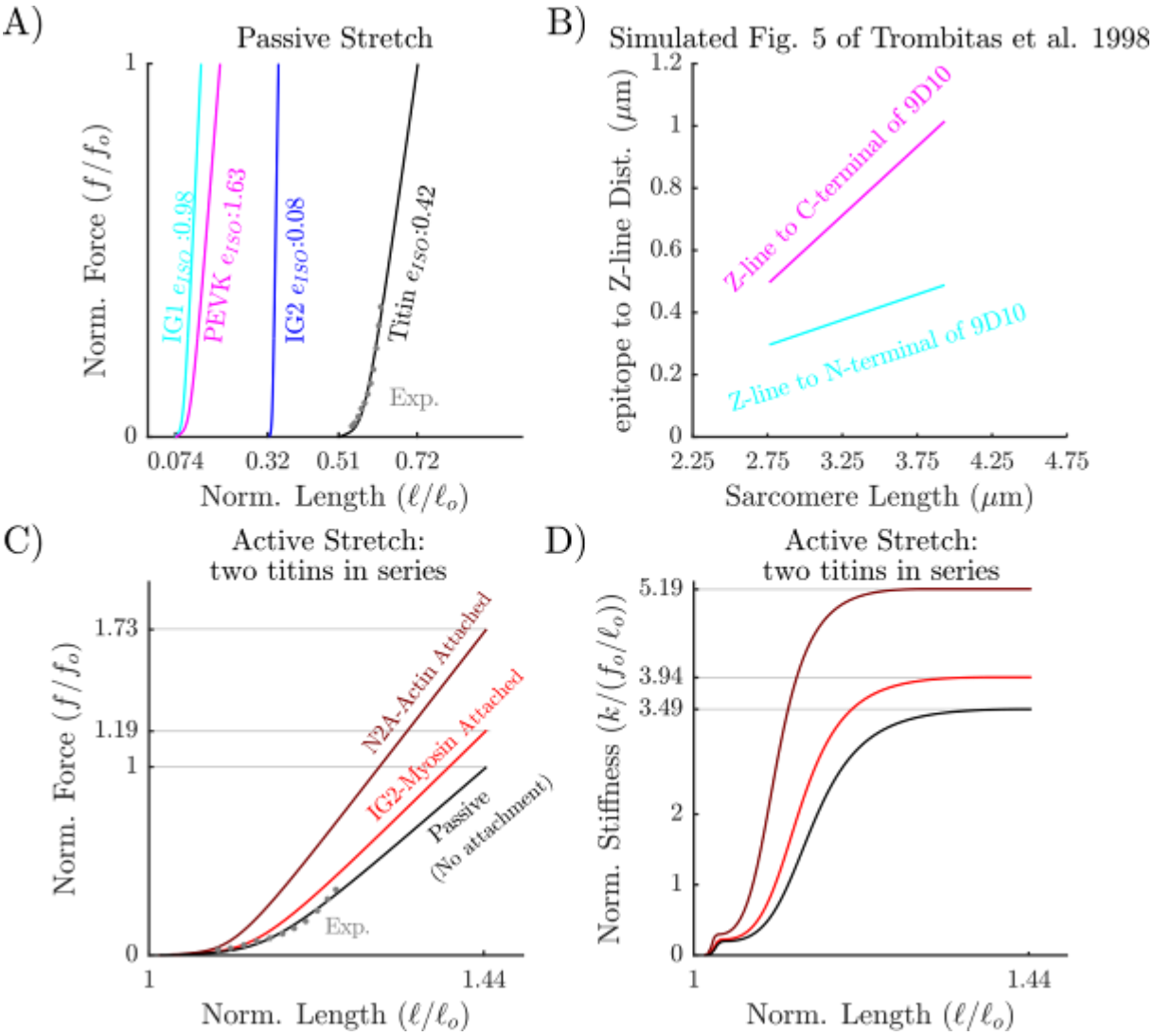


Abb. 2


A)
Passive Stretch
Norm. Force (f/f_o)
IG1 e_{iso}:0.98
PEVK e_{iso}:1.63
IG2 e_{iso}:0.08
Titin e_{iso}:0.42
Exp.
1
0
0.074
0.32
0.51
0.72
Norm. Length (ℓ/ℓ_o)
B)
Simulated Fig. 5 of Trombitas et al. 1998
epitope to Z-line Dist. (μm)
Z-line to C-terminal of 9D10
Z-line to N-terminal of 9D10
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
2.25
2.75
3.25
3.75
4.25
4.75
Sarcomere Length (μm)
C)
Active Stretch:
two titins in series
Norm. Force (f/f_o)
1.73
1.19
1
N2A-Actin Attached
IG2-Myosin Attached
Passive
(No attachment)
Exp.
0
1
1.44
Norm. Length (ℓ/ℓ_o)
D)
Active Stretch:
two titins in series
Norm. Stiffness ($k/(f_o/\ell_o)$)
5.19
3.94
3.49
2
1
0
1
1.44
Norm. Length (ℓ/ℓ_o)

V54

Accuracy and sensitivity analysis of a radial basis function based morphing algorithm for ligament attachment site prediction of the human knee joint in multi body modeling

M. Ferle[1], C. Hurschler[1], M. Schwarze[1]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V55

Spatially resolved distensibility of healthy, diseased, and aneurysmal aortic Walls determined from temporally resolved 3D ultrasound measurements

A. Wittek[1,2], W. Derwich[3], T. Schmitz-Rixen[3], A. Huß[1], C. P. Fritzen[2], C. Blase[1,4]
[1]*Frankfurt University of Applied Sciences, Personalized Biomedical Engineering Laboratory, Frankfurt am Main, Deutschland*
[2]*University of Siegen, Department of Mechanical Engineering, Siegen, Deutschland*
[3]*Goethe University Hospital, Department of Vascular and Endovascular Surgery, Frankfurt am Main, Deutschland*
[4]*Goethe University, Department of Biological Sciences, Frankfurt am Main, Deutschland*

Abdominal aortic aneurysms (AAA) are a degenerative disease of the human aortic wall that may lead to weakening and eventually rupture of the wall with high mortality rates. Since the currently established criterion for surgical or endovascular treatment of the disease is imprecise in the individual case and treatment is not free of complications, the need for additional patient-individual biomarkers for short-term AAA rupture risk as basis for improved clinical decision making is widely acknowledged. Time resolved 3D ultrasound combined with speckle tracking algorithms is a novel non-invasive medical imaging technique that provides full-field displacement and strain measurements of aortic and aneurysmal wall motion. This is patient-individual information that has not been used so far to assess wall strength and rupture risk. In the current study we have used 4D ultrasound strain imaging to compute the spatially resolved distensibility distribution in three patient groups: young volunteers <60 y. o. without known cardiovascular diseases, aged arteriosclerotic patients >60 y. o. without AAA, and AAA patients. Local distensibilities were determined for wall areas of 2 - 10 mm^2. Mean and maximum distensibilities as well as indices for the local variations of the distensibility distribution (local distensibility ratio, heterogeneity index) have been determined. Mean distensibility is significantly decreasing from young (3.83 [2.82, 5.87]) to elderly (0.67 [0.39, 0.87]) and AAA (0.27 [0.20, 0.54]). Both indices characterising the heterogeneous elastic properties are significantly increasing from young through elderly to AAA. We propose that the heterogeneous distribution is indicative of microstructural changes in the aortic wall. Therefore, the variable distribution of distensibilities might be a candidate biomarker to classify aneurysms with respect to their rupture risk.

V56

Entwicklung einer Methode für die Registrierung von 3-dimensionalen Blutgefäßmodellen basierend auf CT- und Ultraschallbildgebung

A. Hegner[1], C. Blase[1], A. Wittek[1], A. Huß[1], T. Schmitz-Rixen[2], W. Derwich[2]
[1]Frankfurt University of Applied Sciences, Informatik und Ingenieurwissenschaften, Frankfurt am Main, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Frankfurt am Main, Gefäß- und Endovascularchirurgie, Frankfurt am Main, Deutschland

Fragestellung

Im klinischen Alltag stellt die medizinische Bildgebung einen wichtigen Vertreter für eine Großzahl an Anwendungen; nicht nur für die Diagnose, sondern auch für die Planung, Durchführung und Evaluierung chirurgischer und radiotherapeutischer Eingriffe. Zur Operationsindikation und Verlaufskontrolle abdominaler Aortenaneurysmen (AAAs), bei welchen es durch eine Schwächung des Wandgewebes zu einer abnormalen Erweiterung der Aorta im Bauchraum und der dadurch erhöhten Gefahr einer Ruptur kommt, kommen hauptsächlich Computertomographie-(CT) und Ultraschallbildgebung (US) zum Einsatz. Die CT-Bildgebung bietet dabei ein großes Field of View, jedoch nur ein statisches Bild. US-Bildgebung wiederum zeigt ein kleines Field of View, jedoch können die Dehnungen des Aneurysmas über einen kompletten Herzzyklus aufgezeichnet werden. Um die Informationen aus unterschiedlichen Bildquellen adäquat nutzen zu können, ist jedoch eine Segmentierung, Rekonstruktion und Registrierung der Geometrien der interessierenden Bereiche notwendig.

Material und Methode

Von zehn Patienten mit einem AAA wurden US- und CT-Aufnahmen am Universitätsklinikum Frankfurt/Main erstellt. Auf Basis beider Datenquellen wurden jeweils 3D-Geometrie-Modelle der aneurysmatischen Abschnitte der Bauchaorta rekonstruiert. Zur Lösung des Registrierungsproblems wurden zwei Verfahren des Point Matching (Iterative-Closest-Point, ICP und Normal-Distributions-Transform, NDT Algorithmus) mit unterschiedlichen Metriken genutzt. Zur Verifizierung und Einschätzung der Performance dieser Verfahren wurden basierend auf CT-Datensätzen abweichende Punktewolken durch Downsampling, Koordinatentransformation und Skalierung numerisch generiert, die typischen US-Datensätzen entsprachen. Es wurde getestet, ob die angewendeten Verfahren geeignet sind, die verfremdeten Geometrien korrekt auf die ursprünglichen CT-Daten abzubilden. Dadurch konnte ein geeignetes Verfahren identifiziert werden, mit welchem die rekonstruierten Patientengeometrien anschließend registriert wurden. Mittels erfolgreicher Registrierung können z.B. die durch Ultraschall ermittelten Dehnungen des Aneurysmas den in den CT-Aufnahmen gemessenen Thrombusdicken zugeordnet und auf Korrelation untersucht werden.

Ergebnis und Schlussfolgerung

Im Verifizierungsversuch konnten der ICP Algorithmus mit einem mittleren root mean squared error (RMSE) von 0,02 mm und einer mittleren Hausdorff-Distance (HD) von 0,1 mm für die vier Experimentalmodelle das Beste Ergebnis ermitteln. Die Registrierungen der Patientengeometrien zeigt RMSE Werte zwischen 1,9-3,8 mm und HDs zwischen 2,51-4,08 mm. Die Bestimmung der Korrelationen zwischen den Dehnungen und der Thrombusdicken steht noch aus.

V57

Sehnenmodelle der Maus – eine Ganganalysestudie

T. Fritz[1], A. Gerstenberg[1], T. Histing[1], T. Pohlemann[1], M. Orth[1], B. Braun[1], M. Menger[1], M. Klein[1]
[1]Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Homburg, Deutschland

Fragestellung

Sehnenverletzungen machen bis 50% aller muskuloskelettaler Verletzungen aus, mit einem oft schlechtem Outcome. Um die Sehnenheilung zu untersuchen wurden in der Vergangenheit verschiedene Tiermodelle der Maus erstellt. So sind in der Literatur vor allem Modelle mit einer partiellen oder vollständigen Durchtrennung einzelner Sehnen der Maus beschrieben. Obwohl gerade bei diesen Modellen der Sehnenverletzungen ein Effekt auf das Gangbild der Maus zu erwarten wäre, wurde dies bis dato nicht untersucht. Ziel dieser Studie war die Analyse verschiedener Sehnenverletzungsmodelle auf das Gangbild der Maus, was bis dato nicht untersucht wurde.

Material und Methode

In dieser Studie wurden 48 C57Bl/6 Mäuse verwendet. Mit einem Durchschnittsgewicht von 30 g ± 2 g. Die experimentelle Gruppen waren in je n=8 Mäuse aufgeteilt. Die Mäuse wurden unter standardisierten Bedingungen mit 12 stündigen Tag/Nachtrhythmus gehalten, bei freiem Zugang zu Wasser und Nahrung. Die Ganganalyse erfolgte mithilfe des Catwalk XT 10 (Noldus, Nierderlande) ohne Konditionierung und ohne äußere Reize. Pro Untersuchungszeitpunkt wurden compliente 5 Läufe (runs) analysiert. Gangbild wurde präoperativ, an den Tagen 1, 3, 7, 14 und 36 erfasst.

Partielle und Vollständige Tenotomie: Es wurden die Patellarsehne, Achillessehne und M. flexor digitorum longus Sehne im Rahmen dieser Studie analysiert. Jede Sehne wurde in n=8 Mäusen partiell oder vollständig tenotomiert. Des weiteren erfolgte die Operation einer Sham-Gruppe (n=8) ohne Intervention im Sehnenbereich.

Ergebnis

Sham Gruppe: In der Sham-Gruppe konnten keine Unterschiede in der Ganganalyse zwischen dem operierten und gesunden Hinterlauf nachgewiesen werden.

Partielle Tenotomien: Nur in der Gruppe der partiellen Tenotomie der FDL-Sehne zeigte signifikante Unterschiede.

Vollständige Tenotomien: Die vollständigen Tenotomiegruppen zeigten signifikante Unterschiede vor allem zwischen der Achillessehnen Gruppe und die Patellarsehnen Gruppe zur FDL-Sehne.

Partielle Tenotomien vs. Vollständige Tenotomien: Die Maximale Kontaktfläche zeigte sich in allen Gruppen der vollständigen Tenotomie signifikant verringert, wobei die Tenotomie der Patellarsehne bis zu Tag 36 nachweisbar war (FDL Sehne bis Tag 3, Achillessehne bis Tag 7).

Schlussfolgerung

Die Ganganalyse der Maus kann relevante Aufschlüsse über die Heilungstendenz nach Verletzungen der Extremität geben. Mit Hilfe des Catwalk XT (Noldus, Niederlande) können diese Parameter erfasst und analysiert werden. Das Gerät ist bereits etabliert und wurde bereits in mehren Studien eingesetzt. Die Analyse des Gangbildes von Mäusen nach Sehnenverletzung ist bis dato nicht untersucht worden. Die verwendeten Modelle zur Untersuchung der Sehnenheilung sind bereits etabliert (Beason et al. 2012). Der postoperative Schmerzeffekt konnte durch eine zusätzliche Shamgruppe ausgeschlossen werden. Partielle Tenotomien sind ein einfacher Weg standardisierte Defekte zu schaffen, welche sich insbesondere in der Untersuchung des Einflusses verschiedener Therapeutika auf die Sehnenheilung verwendet werden können. Vollständige Tenotomien zeigten wie erwartet einen signifikanten Einfluss auf das Gangbild der Maus, welche sich entsprechend leichter detektieren lassen. Allerdings ist nicht klar wie sich die Heilung der Sehnenstümpfe im Verlauf darstellt und auf welchem Wege eine adäquate Applikation eines Therapeutikums in einen solchen Defekt möglich ist. In der muskuloskelettalen Analyse verschiedener Verletzungen sollte eine Analyse des Gangbildes auf die Heilungstendenz in der Planung zukünftiger Studien eingeschlossen werden, da hierdurch mögliche Unterschiede bereits in vivo gezeigt werden können.

V58

Modular organization of the murine locomotor pattern in presence and absence of sensory feedback from muscle spindles

A. Santuz[1,2], T. Akay[3], W. P. Mayer[3], T. L. Wells[3], A. Schroll[1,2], A. Arampatzis[1,2]
[1]*Humboldt-Universität zu Berlin, Department of Training and Movement Sciences, Berlin, Deutschland*
[2]*Berlin School of Movement Science, Berlin, Deutschland*
[3]*Dalhousie University, Department of Medical Neuroscience, Halifax, Kanada*

Fragestellung

For exploiting terrestrial and aquatic locomotion, vertebrates must build their locomotor patterns based on an enormous amount of variables. The great number of muscles and joints, together with the constant need for sensory feedback information (e.g. proprioception[1]), make the task of creating and controlling movement a problem with overabundant degrees of freedom. A theoretical framework for describing the creation and control of movement has been successfully used in humans and other animals in the past three decades: the concept of muscle synergies[2]. It is suggested that the central nervous system might not be controlling each muscle and joint separately. Instead, movement control might be simplified by the synchronous activation of muscle groups, in patterns called synergies[3]. Time-dependant electromyographic (EMG) activities can be represented in a compact combination of time-independent weights, also called motor modules[4,5], and time-dependent coefficients, also called motor primitives[5,6].

Material und Methode

In this study, we assessed the role of proprioceptive sensory feedback in the modular organization of the murine locomotor pattern. We examined a mouse line in which a mutation in the *Egr3* (early growth response 3) gene selectively impairs group Ia/II muscle spindles, eliminating the feedback from one of the two classes of proprioceptors[7]. We extracted muscle synergies from the EMG activity recorded from the lower limb of mice during treadmill walking and swimming. The two tasks differed in the contribution of input from group Ib sensory afferents supplying Golgi tendon organs (GTOs)[8]. We extracted synergies using non-negative matrix factorization (NMF)[9,10] and quantified the dynamic stability of walking by calculating the maximum finite-time Lyapunov exponent (MLE) of the hip, knee and ankle joint angles[11].

Ergebnis

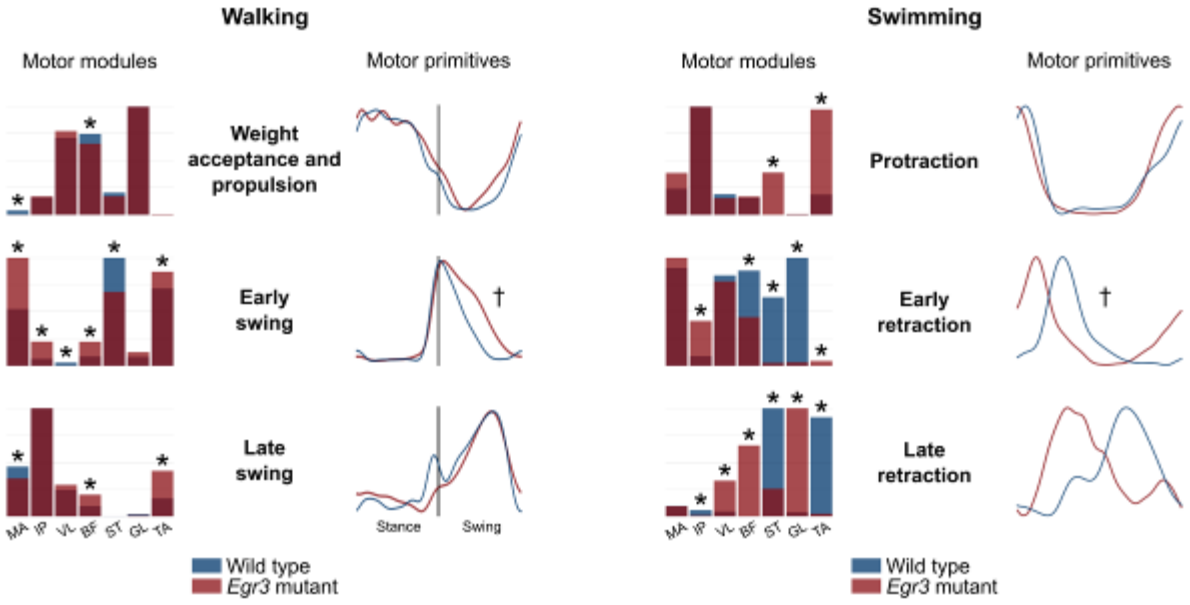
Our results show that the modular organization (Figure 1) of locomotion in mice is continuously tuned by proprioceptive feedback. The absence of feedback from muscle spindles impairs hindlimb joint stability and the temporal component of muscle synergies during walking. The absence of feedback from muscle spindles and GTOs, made possible by the immersion of animals in water, creates a strong impairment of both temporal and spatial elements of muscle synergies, resulting in an almost complete loss of function. These findings show that, in mice, muscle spindles and GTOs afferents provide important information to the central nervous system for correctly tuning the modular organization of locomotion.

References

[1] Pearson, K. G. Curr. Opin. Neurobiol. 5, 786–791 (1995).
[2] Bizzi, E., Mussa-Ivaldi, F. A. & Giszter, S. F. Science (80-.). 253, 287–291 (1991).
[3] Bizzi, E., Cheung, V. C.-K., D"Avella, A., Saltiel, P. & Tresch, M. C. Brain Res. Rev. 57, 125–33 (2008).
[4] Gizzi, L., Nielsen, J. F., Felici, F., Ivanenko, Y. P. & Farina, D. J. Neurophysiol. 106, 202–210 (2011).
[5] Santuz, A., Ekizos, A., Janshen, L., Baltzopoulos, V. & Arampatzis, A. Int. J. Neural Syst. 27, 1750007 (2017).
[6] Dominici, N. et al. Science (80-.). 334, 997–9 (2011).
[7] Tourtellotte, W. G. & Milbrandt, J. Nat. Genet. 20, 87–91 (1998).
[8] Akay, T., Tourtellotte, W. G., Arber, S. & Jessell, T. M. Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A. 111, 16877–82 (2014).
[9] Lee, D. D. & Seung, H. S. Nature 401, 788–91 (1999).
[10] Santuz, A. et al. Front. Physiol. 9, 1509 (2018).
[11] Lyapunov, A. M. Int. J. Control 55, 531–534 (1992).

Figure 1: Average motor modules and motor primitives of the three fundamental synergies for walking and swimming in wild type and *Egr3* mutant animals. The motor modules are presented on a normalized y-axis base, with asterisks denoting significant differences. For the motor primitives, the x-axis full scale represents one locomotion cycle and the y-axis the normalized amplitude, with daggers denoting an increased width. Muscle abbreviations: MA=*gluteus maximus*, IP=*iliopsoas*, VL=*vastus lateralis*, BF=*biceps femoris*, ST=*semitendinosus*, GL=*gastrocnemius lateralis*, TA=*tibialis anterior*.

Abb. 1


Walking
Motor modules
Motor primitives
Weight acceptance and propulsion
Early swing
Late swing
MA IP VL BF ST GL TA
Stance
Swing
Wild type
Egr3 mutant
Swimming
Motor modules
Motor primitives
Protraction
Early retraction
Late retraction
MA IP VL BF ST GL TA
Wild type
Egr3 mutant

V59

Sind muskuläre Synergien für eine intuitive Steuerung von Arm- und Handprothesen nutzbar? – Eine klinische Analyse

A. Kettenbach[1], B. Fleischer-Lück[1], J. Clavijo Rincón[1], H. Windhagen[2], E. Jakubowitz[1]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland*
[2]*Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik Annastift, Hannover, Deutschland*

Fragestellung

Die Kontrolle von Arm- und Handprothesen über EMG Signale (myoelektrisches Prinzip) ist "State of the Art", da sie nicht invasiv und einfach anwendbar ist. Für die Entwicklung einer neuen Prothesengeneration steht eine Multikanalsteuerung im Vordergrund, um eine möglichst intuitive und natürliche Kontrolle zu erreichen. Diese basiert jedoch meist auf einer sequenziellen Kontrollstrategie [1], was eine simultane Steuerung mehrerer Freiheitsgrade unmöglich macht und die Prothesengeschwindigkeit verlangsamt. Ein Lösungsansatz könnte die Einführung muskulärer Synergien in Steueralgorithmen der Prothesen bieten. Das Prinzip der Synergien beschreibt dabei einen vereinfachten Kontrollmechanismus des Zentralen Nervensystems (ZNS), bei dem Muskeln und Gelenke zeitgleich angesteuert werden [2]. Das Ziel der vorliegenden Studie war es daher, die Muskelaktivität bei typischen Alltagsbewegungen (ADLs) zu erfassen, um daraus aufgabenspezifisch die muskulären Synergien zu extrahieren.

Material und Methode

19 gesunde Probanden (m:w = 11:8, Alter = 47,8 ± 15,0 Jahre) führten ein Set von 30 ADLs, unterteilt in intransitive, transitive und werkzeugbezogene Aufgaben, mit jeweils drei Wiederholungen durch (Abb.1). Die Muskelaktivität wurde durch ein Delsys Trigno Wireless System erfasst (2000Hz), wobei 12 Muskeln des Ober- und Unterarms der dominanten Seite ausgewählt wurden. Die EMG-Daten wurden in drei Bewegungsintervalle (Reaching, Action, Return) unterteilt, zeitlich normiert, gefiltert und gleichgerichtet. Die daraus resultierenden Synergien wurden mittels einer Hauptkomponentenanalyse (PCA) für jede Teilbewegung und für jede Aufgabenklasse extrahiert.

Ergebnis

Generell konnten mit Hilfe von nur drei Synergien im Mittel 81,2 ± 2,3 % der Varianz für alle drei Teilphasen beschrieben werden. Besonders während der Reaching- Phase wurden Unterschiede in den Synergien für die verschiedenen Aufgabenklassen festgestellt. Zusätzlich zur Aktivität des M. Pronator teres und des M. Flexor carpi radialis tragen bei Aufgaben mit Objektmanipulation auch die Daumen- und Kleinfingerabduktoren zu den ersten beiden Synergien während der Reaching-Phase bei (Abb.2). Bei Ausschluss der Daumen- und Kleinfingerabduktoren aus der Analyse ist dieser Unterschied zwischen den Aufgabenklassen nicht mehr existent. Jedoch unterscheiden sich die Synergien bei einem reduzierten Muskelset in der Reaching Phase, wenn verschiedene Griffarten miteinander verglichen werden. So konnten bei einem Kraftgriff hohe Beiträge der Unterarmextensoren innerhalb der ersten beiden Synergien identifiziert werden, während bei einem Präzisionsgriff vermehrt die Unterarmflexoren einen Beitrag leisten.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung von drei Synergien ausreicht, um etwa 81% der Bewegungsvariabilität zu erklären. Dennoch scheinen muskuläre Synergien aufgabenspezifisch zu sein. So wird bereits in der Reaching Phase anhand der muskulären Synergien deutlich erkennbar und vorhersagbar, ob in einem weiteren Schritt ein Objekt gegriffen wird oder nicht. Auch mit einem reduzierten Muskelset, mit welchem eine Amputation der Hand simuliert werden soll, lassen sich weiterhin anhand der Synergien verschiedene Griffarten bereits in der Reaching Phase unterscheiden. Diese prädiktive Struktur unterstützt die Nutzung muskulärer Synergien für eine differenzierte und intuitive Prothesensteuerung.

Acknowledgements

Die Arbeit wurde durch die Europäische Kommission im Rahmen von H2020 "SoftPro" (Nr. 688857) gefördert.

Literatur:

[1] Atzori M, Müller H (2015) Control Capabilities of Myoelectric Robotic Prostheses by Hand Amputees: A Scientific Research and Market Overview. *Front Syst Neurosci,* 9:162.
[2] Vinjamuri R, Lee HN, Sclabassi R, Mao ZH (2010) Temporal Postural Synergies of the Hand in Rapid Grasing Tasks. *IEEE Trans Inf Technol Biomed,* 14(4):986-94.

Abb. 1

Abb. 1: Abgebildet sind der Messaufbau sowie die EMG Elektrodenplatzierung.

Abb. 2

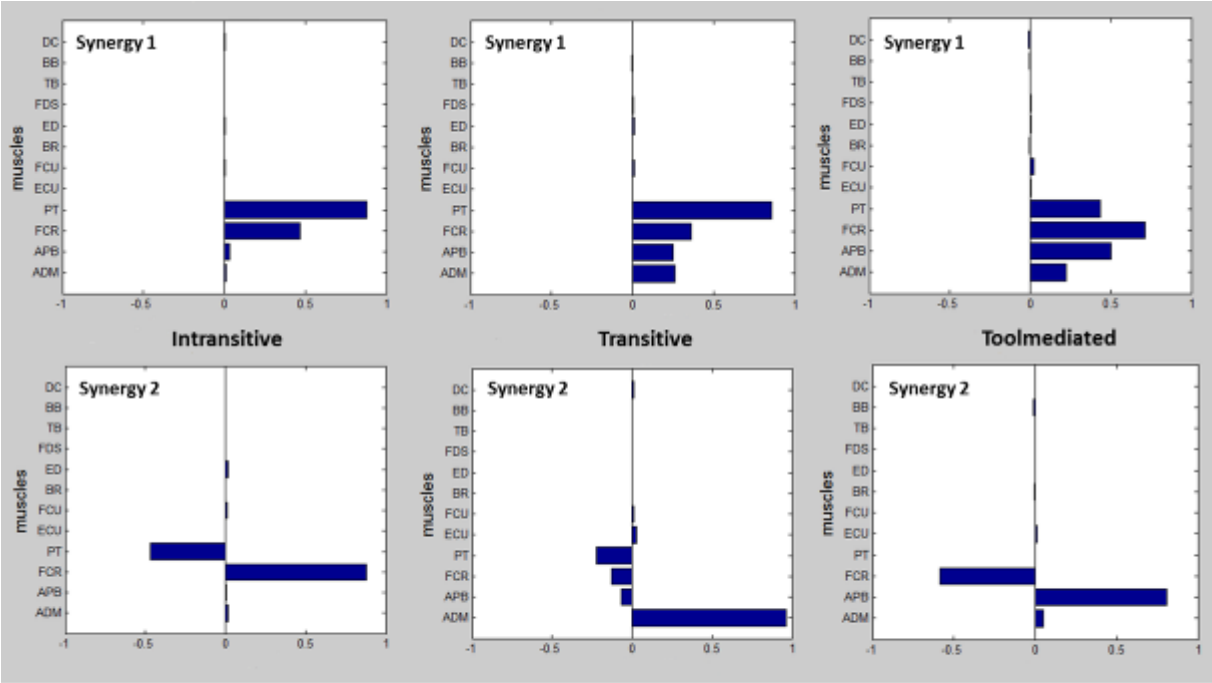


Abb. 2: Abgebildet sind die ersten beiden Synergien für alle Aufgabenklassen während der Reaching Phase, berechnet mittels einer PCA. DC = M. deltoideus pars clavicularis, BB = M. biceps brachii, TB = M. triceps brachii, FDS = M. flexor digitorum superficialis, ED = M. extensor digitorum, BR = M. brachioradialis, FCU = M. flexor carpi ulnaris, ECU = M. extensor carpi ulnaris, PT = M. pronator teres, FCR = M. flexor carpi radialis, APB = M. abductor pollicis brevis, ADM = M. abductor digit minimi.

V60

Konservative Therapie der Gonarthrose - Vergleich einer Unterschenkelorthese mit Fußaußenranderhöhung durch Einlagenversorgung im Cross-over-Design

G. Fragner[1], S. Wolf[1], M. Reulbach[1], M. Schwarze[1], J. Block[1], T. Kaib[1], M. Alimusaj[1]
[1]Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Bewegungsanalytik, Heidelberg, Deutschland

Fragestellung

In dieser Studie sollen die biomechanischen Effekte einer Unterschenkelorthese im Vergleich zur Fußaußenranderhöhung durch Einlagenversorgung bei medial betonter Gonarthrose geprüft werden. Darüber hinaus soll ermittelt werden wie viele Stunden diese Hilfsmittel pro Tag getragen werden und ob sie Einfluss auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität nehmen bzw. helfen Arthrosebeschwerden zu lindern. Fragestellungen im Einzelnen sind:

- Unterscheidet sich das Trageverhalten zwischen den Versorgungsformen?
- Sind biomechanische Effekte durch die Versorgungen nachweisbar?
- Können arthrosebedingte Beschwerden reduziert und die gesundheitsbezogene Lebensqualität verbessert werden?

Material und Methode

Einschlusskriterien in dieser Studie sind Volljährigkeit mit einem Beeinträchtigungsgrad der Arthrosegraduierung nach Kellgren & Lawrence 1-3, sowohl mit primärer als auch sekundärer Gonarthrose. Ausschlusskriterien sind bereits erfolgte arthrosebedingte operative oder konservative Maßnahmen. Für das Cross-over-Design erfolgt bei Studienteilnahme eine randomisierte Gruppenzuteilung, die festlegt, mit welcher Versorgung (Unterschenkelorthese oder Schuhaußenranderhöhung durch Einlagenversorgung) begonnen wird. Die Anpassung bzw. individuelle Anfertigung beider Versorgungskonzepte (Unterschenkelorthese vom Typ Ottobock® *Agilium Freestep* oder Einlage nach Maßabdruck) erfolgt durch die Technische Orthopädie im eigenen Haus. Im Rahmen der Studie werden zu drei Terminen jeweils instrumentierte 3D Ganganalysen durchgeführt. Diese zielen auf die Ermittlung biomechanischer Einflüsse durch die dargestellten Versorgungen auf die unteren Extremitäten ab. Eine erfolgt zu Beginn in der neutralen Kondition, mit Schuhen, jedoch ohne Hilfsmittel, die zweite folgt nach 6 Wochen, erneut in neutraler Kondition und mit dem ersten Hilfsmittel. Zum dritten Termin nach 12 Wochen erfolgt die dritte Ganganalyse sowohl in neutraler Kondition als auch mit dem zweiten Hilfsmittel. So wird das jeweilige Hilfsmittel vor dem Messtermin jeweils 6 Wochen getragen.

Ergebnis

In der laufenden Studie konnten bisher 15 Patienten (6m/8w) im Alter von 58.9±8.9 Jahren (Größe: 172.6±10.0 cm; Gewicht: 89.2±14.4kg) eingeschlossen werden, bei denen die Baseline-Untersuchung erfolgt ist. Die Kniegelenkkinematik über das Mittel der Gruppe sowie das entsprechende Knievalgus-Moment ist im Vergleich zu einer Referenzgruppe in Abbildung 1 dargestellt. Danach ist bei diesen Patienten die max. Knieflexion gegenüber der Referenzgruppe um 8 Grad reduziert, die Knievarus-Stellung in der Mitte der Standphase um 5 Grad erhöht, das maximale Knievalgus-Moment mit 0.6Nm/kg unverändert. Allenfalls in der Mitte der Standphase erscheint das Knievalgusmoment gegenüber der Referenzgruppe um 0.1Nm/kg leicht erhöht.

5 der 15 Patienten durchliefen bereits alle Folgeuntersuchungen, jedoch konnte zum Zeitpunkt der Einreichung lediglich ein Datensatz vollständig ausgewertet werden. Bei dieser einen Person zeigt sich die erhöhte Knievarus-Stellung durch die Orthese in der Mitte der Standphase kaum, durch die Einlagenversorgung mit Außenranderhöhung durch jedoch um knapp 5 Grad reduziert. Das maximale Knievalgusmoment in der ersten Hälfte der Standphase zeigt sich jedoch insbesondere durch die Orthese reduziert. (Abb.2)

Schlussfolgerung

Zum Zeitpunkt der Einreichung ist noch keine abschließende Aussage möglich, jedoch zeigen sowohl die klassische Einlagenversorgung mit Außenranderhöhung wie auch die neue Gonarthrose-Orthese Agilium Freestep deutliche Effekte auf die frontale Kniegelenk-Kinetik.

Abb. 1

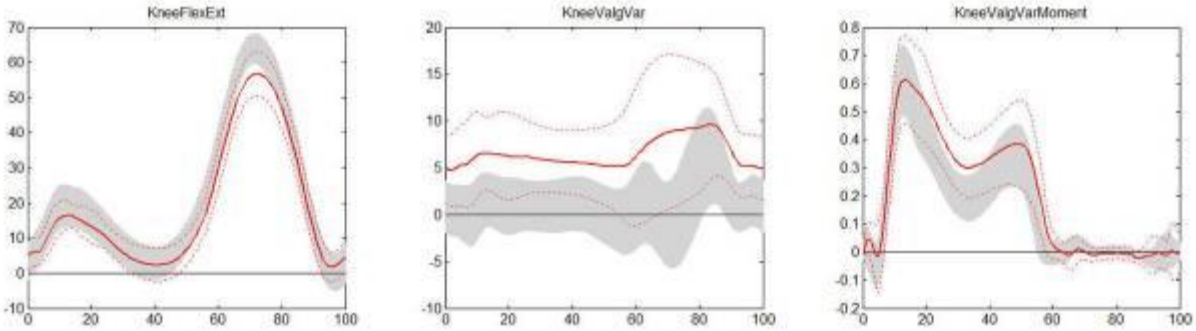


Abb. 1: Vergleich der Kniekinematik und –Kinetik von 15 Patienten mit einer Referenzgruppe von 26 nicht betroffenen Personen.

Abb. 2

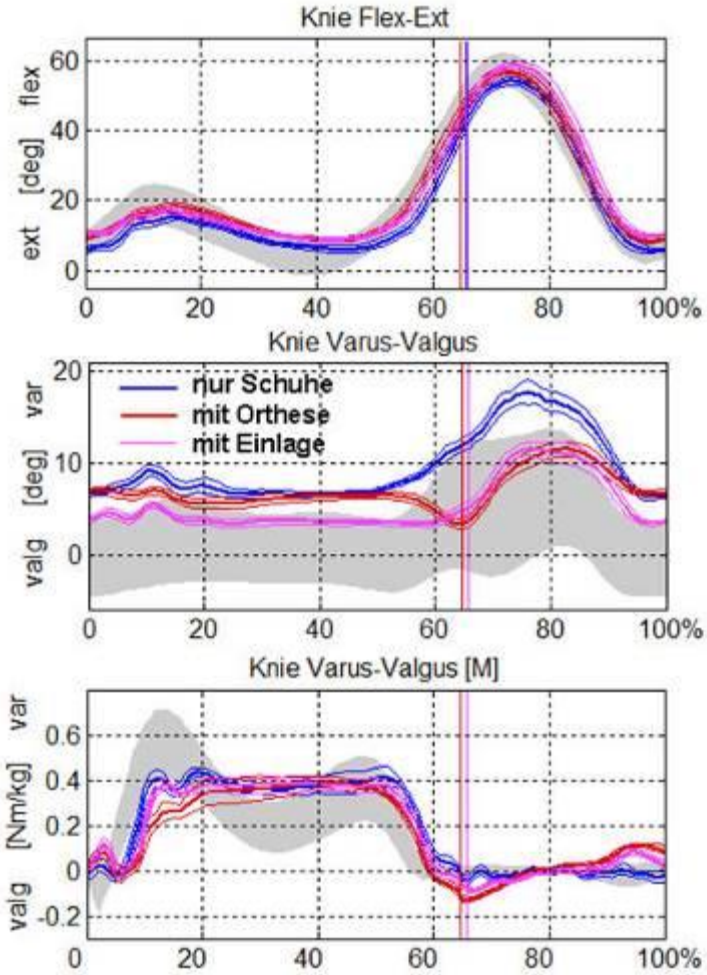


Abb 2: Vergleich der Kniekinematik und –Kinetik beim ersten versorgten Patienten.

V61

Medial tibiofemoral contact forces do not return to normal two year after total hip replacement

S. van Drongelen[1], F. Stief[2], A. Meurer[2]
[1]Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Dr. Rolf M. Schwiete Forschungsbereich für Arthrose, Frankfurt am Main, Deutschland
[2]Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Frankfurt am Main, Deutschland

Fragestellung

2 years after total hip replacement (THR) the hip and knee joint moments still deviate from normal values [1]. Joint contact forces, calculated with musculoskeletal modeling, are likely a better indication for joint load compared to joint moments. As patients with hip osteoarthritis (OA) have a higher risk to develop knee osteoarthritis [2], in this study the medial tibiofemoral contact forces after THR will be studied.

Material und Methode

13 healthy persons and 12 patients with unilateral hip OA (preoperatively and 2 years postoperatively) were measured in our gait lab. Medial tibiofemoral contact forces were calculated with the new tibiofemoral joint model of Lerner [3] in OpenSim 3.3 [4]. The contact forces were evaluated with Statistical Parametric Mapping (SPM) [5]: healthy persons vs. patients - SPM two-sample t-tests; patients over time - SPM paired sample t-tests.

Ergebnis

The medial tibiofemoral contact forces increase after THR, but are still significantly lower (peaks during both the first and second half of stance, $p<0.001$) compared to data of healthy controls.

Schlussfolgerung

Joint contact forces are likely a better indicator for joint load as both external forces and muscle forces are included. The lower medial tibiofemoral contact forces agree with Wesseling who found, with the standard OpenSim model, lower total knee contact forces in hip OA patients one year after THR [6]. At the same time lower medial adduction (and knee flexion-extension moments) were found similar to Stief [1]. The results do not show an overload of the ipsilateral knee, but there might be a shift in the direction of the load. In conclusion no additional information regarding the knee joint loading in patients after THR is gathered when calculating tibiofemoral contact forces via OpenSim.

References

[1] Stief et al., 2018
[2] Weidow et al., 2005
[3] Lerner et al., 2015
[4] Delp et al., 2007
[5] Patakay, 2010
[6] Wesseling et al., 2018

V62

Antagonistic muscle co-contraction effects on *in vivo* forces in the knee

A. Trepczynski[1], I. Kutzner[1], V. Schwachmeyer[1], M. O. Heller[2], T. Pfitzner[3,4], G. N. Duda[1]
[1]*Julius Wolff Institut, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*
[2]*Bioengineering Sciences Research Group, Faculty of Engineering and Physical Sciences – University of Southampton, Southampton, Vereinigtes Königreich*
[3]*Center for Musculoskeletal Surgery, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*
[4]*Clinic for Adult Hip and Knee Reconstruction, Vivantes Spandau Hospital, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

The onset and progression of osteoarthritis but also the wear and loosening of the components of artificial joints are commonly associated with mechanical overloading of the joint structures. Changes to the static anatomy are usually in the clinical focus in order to minimise mechanical overload while dynamic processes affecting joint contact forces such muscle recruitment patterns and the extent of co-contraction (CC) do not seem to receive similar attention.

Material und Methode

Instrumented implants were used to measure *in vivo* tibio-femoral (TF) contact forces during walking and stair climbing in 9 patients. Subject specific musculoskeletal models [1] were used to estimate muscle forces, while CC was quantified by the co-contraction index (CCI) [2]. To quantify the effect of patient specific muscle recruitment, models constrained to match the individual *in vivo* TF forces were compared to minimization of squared muscle stresses.

Ergebnis

For similar self-selected gait speeds peak TF forces varied 1.7-fold between patients (Fig. 1) but correlated only weakly with static alignment (varus/valgus, $R2<0.3$). CC of quadriceps and gastrocnemii added up to 1 bodyweight (~50%) to the peak TF contact force during the late stance phase of walking. CC had the greatest impact in the late stance phase of stair ascent with an increase of the peak TF contact force by up to 1.7 bodyweight (66%). The increase in CC of the quadriceps and the gastrocnemii coincided with decreased soleus activity (Fig. 2).

Schlussfolgerung

Treatment of degenerated joints or revision surgery should not only focus on anatomical reconstruction of static limb alignment, but also take the dynamics of muscle activation into account. The individual muscle recruitment strategy appears to be key modifier of lower limb biomechanics and may represent a promising target for restoring joint function and preventing future joint degeneration and failure.

References

[1] Trepczynski et al., J Orthop Res, 2012
[2] Rudolph et al., KSSTA, 2000

Abb. 1

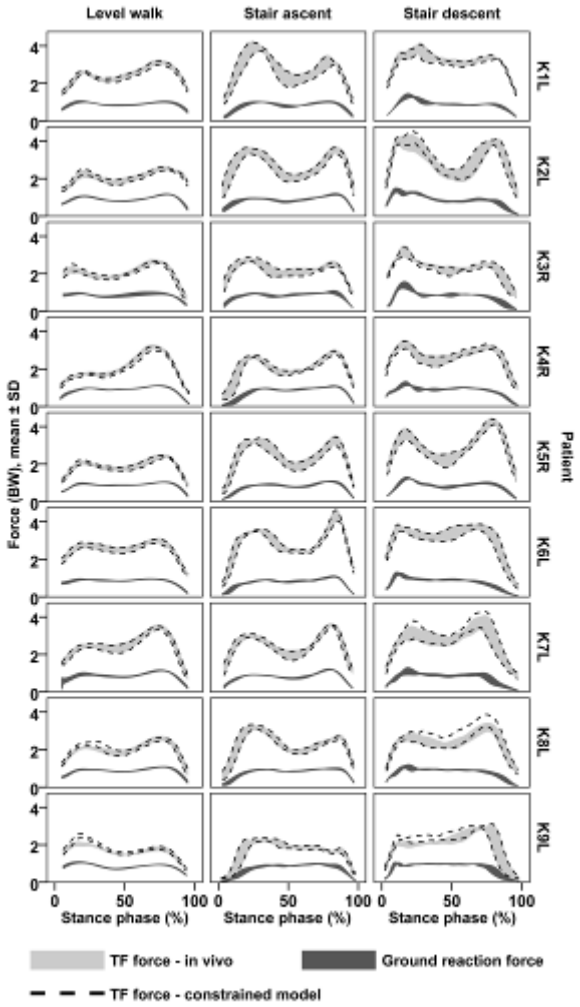


Fig 1: Tibio-femoral forces measured *in vivo* (light grey), tibio-femoral forces from the constrained model (between dashed lines), and the measured ground reaction forces (dark grey). The indicated range covers the mean ±1SD as determined from repeated trials.

Abb. 2

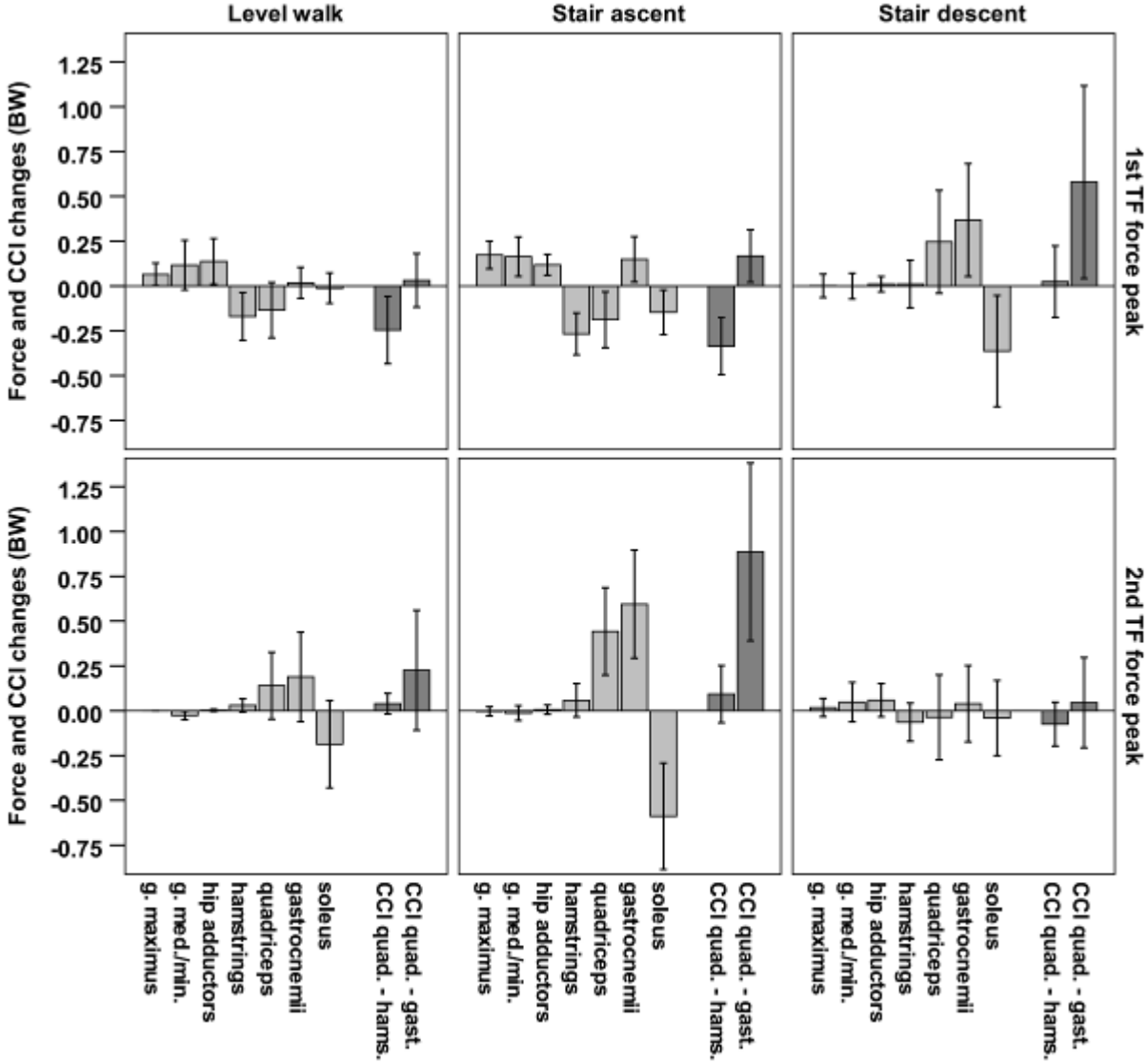


Fig 2: Changes in muscle forces (light grey) and co-contraction (CCI) of the knee flexors and extensors (dark grey), resulting from the introduction of individual *in vivo* tibio-femoral forces into the musculoskeletal models (mean±SD of all patients).

V63

Spiegelt sich der intraoperative Derotationswert bei Torsionsstörungen der Tibia in der Ganganalyse wider?

F. Unglaube[1], A. Kranzl[1]
[1]*Orthopädisches Spital Speising, Gang- und Bewegungsanalyse Labor, Wien, Österreich*

Fragestellung

Bei der operativen Korrektur einer Torsionsstörung der Tibia (TT) wird standardmäßig eine Derotationsosteotomie (DO) durchgeführt. Es stehen verschiedene Methoden zur Verfügung um die Osteotomie zu fixieren (z.B. Osteosynthese Platten, Fixateur Extern, etc.). Zur Therapieevaluation kann die 3 D Ganganalyse (GA) verwendet werden [1]. Eine Veränderung biomechanischer Gangparameter vor und nach einer DO der Tibia konnte gezeigt werden [2]. Dabei wurde das Ausmaß der intraoperativen Derotation (IOD) nicht berücksichtigt. Klinisch finden sich regelmäßig Fälle, in denen sich die IOD nicht in der GA widerspiegelt. Folglich soll untersucht werden, ob sich die IOD in der GA widerspiegelt.

Material und Methode

Patienten ohne neuromuskuläre Grunderkrankung, mit prä-und postoperativer GA und operativer Korrektur einer erhöhten oder verringerten TT mittel DO wurden retrospektiv ausgewertet. Die ausgewählten Patienten wurden nach Korrekturrichtung und Fixationsmethode gruppiert. Es wurde die Differenz zwischen der intraoperativen Derotation (erhalten aus OP-Bericht) sowie der Differenz des prä-und postoperativen mittleren transversalen Kniewinkels in der Standphase berechnet (dGAOP). Wegen der heterogenen Fallzahlen innerhalb der Gruppen erfolgte eine deskriptive Darstellung je Gruppe (Korrekturrichtung, Fixationsmethode). Aufgrund einer Reliabilitätsuntersuchung des verwendeten Messaufbaus [3] wurden Werte außerhalb des Bereiches 0° ± 4° als über-bzw. unterkorrigiert klassifiziert.

Ergebnis

Von den nach innen korrigierten Extremitäten (IN) mit Plattenfixierung wurden 12 von 23 als unterkorrigiert klassifiziert, 3 als überkorrigiert und 8 befanden sich im Vertrauensbereich (Abb. 1). Bei Korrekturen nach außen (OUT) mit Plattenfixierung wurden 6 von 24 Extremitäten als unterkorrigiert, 3 als überkorrigiert klassifiziert und 15 befanden sich im Vertrauensbereich. Die weiteren Fixationsmethoden zeigten ebenfalls Fälle von Über-und Unterkorrektur (Tabb. 1).

Schlussfolgerung

Es zeigt sich mit 52,2 % unterkorrigierten Extremitäten eine deutliche Tendenz zur Unterkorrektur in der Gruppe IN und Fixation mittels Osteosynthese Platten. In der Gruppe OUT tritt dies weniger deutlich auf (24,9 %). In Bezug auf die weiteren Fixationsmethoden ist die geringe Fallzahl zu berücksichtigen. Da Fehler im Makerplacement ausgeschlossen wurden, sind die Abweichung auf Fehler bei der intraoperativen Fixierung und Bestimmung der IOD zurückzuführen. Diese Fehlerquellen wurden bereits bei der Fixation von Osteosynthese Platten an Modellen des Femurs nachgewiesen [4]. Folglich sollten die Methoden zur Bestimmung der IOD und Fixation der Osteotomie kritisch evaluiert werden.

Referenzen

[1] Radler et al. 2010, Gait & Posture.
[2] Davids et al. 2014, Pediatr. Orthop.
[3] Svoboda et al. 2012, Gait & Posture.
[4] Geisbüsch et al. 2017, J. Orth. Res.

Abb. 1

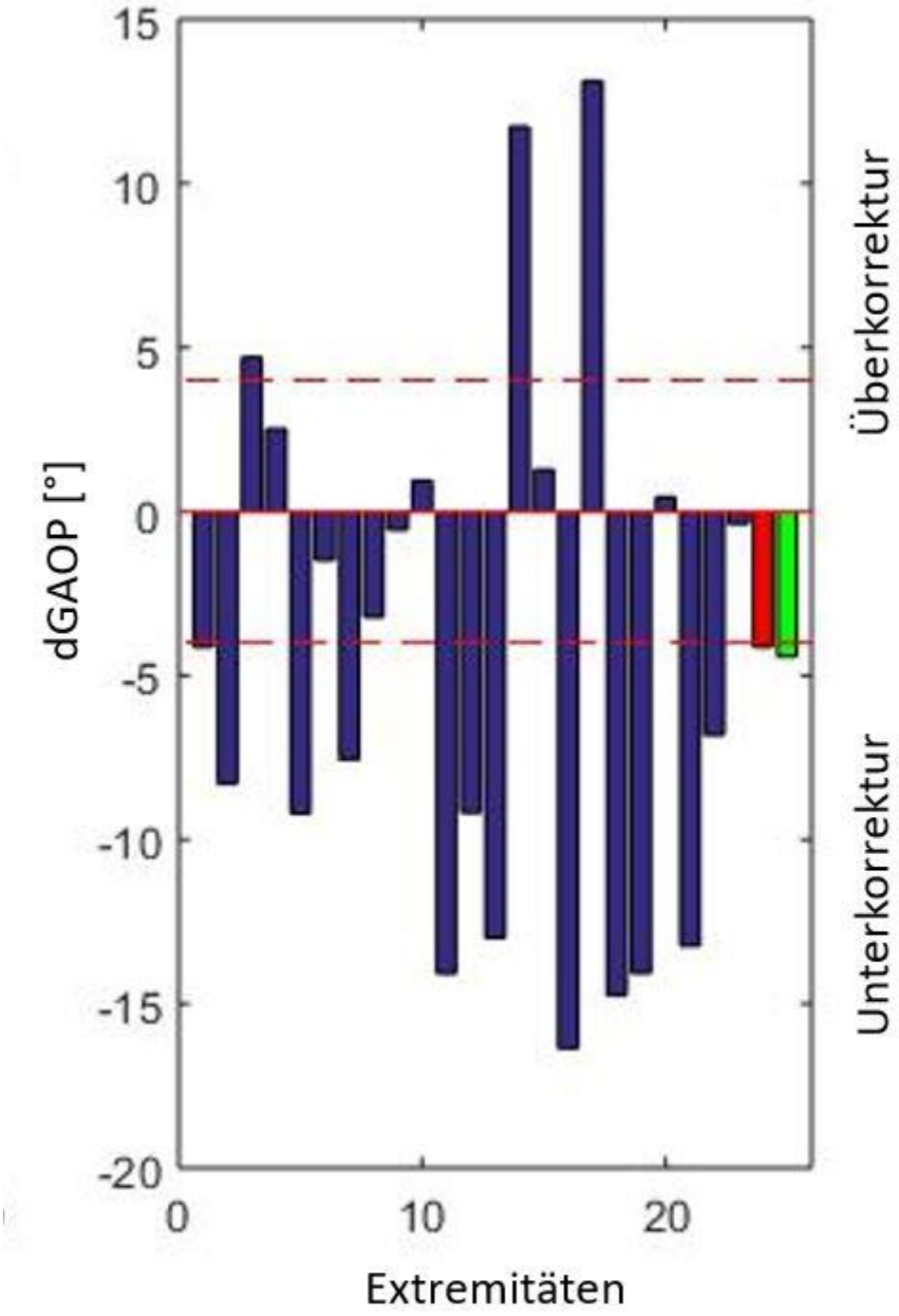


Abbildung 1: Ergebnisse: Fixation mit Osteosynthese Platten bei Korrektur nach innen (IN). rot: Mittelwert; grün: Median; rot strichliert: Vertrauensbereich

Abb. 2

Tabelle 1: Ergebnisse: Übersicht.

		In Vertrauensbereich	Überkorrigiert		Unterkorrigiert	
Gruppe	**Methode (n/ % außerhalb des VB)**	**dGAOP** +/-4°	**dGAOP** 4,1° bis 9,9°	**dGAOP** > 10°	**dGAOP** -4,1° bis -9,9°	**dGAOP** > -10°
IN (n = 35)	Osteosynthese Platten (n = 23/ **65,2 %**)	8 **(34,7 %)**	1 **(2,3 %)**	2 **(8,6 %)**	6 **(26,1 %)**	6 **(26,1 %)**
	TSF (n = 9/ **77,7 %**)	2 **(22,2 %)**	2 **(22,2 %)**	3 **(33,3 %)**	2 **(22,2 %)**	-
	Bohrdraht (n = 1)	-6,7°				
	Marknagel (n = 2)	-0,1° und -1,1°				
OUT (n = 31)	Osteosynthese Platten (n = 24/ **37,5 %**)	15 **(62,5 %)**	2 **(8,3 %)**	1 **(2,4 %)**	2 **(8,3 %)**	4 **(16,6 %)**
	Bohrdraht (n = 7/ **85,7 %**)	1 **(14,7 %)**	2 **(28,5 %)**	1 **(14,7 %)**	-	1 **(14,7 %)**

V64

Micro FE in bone biomechanics – Recent advances

D. Pahr[1,2], A. Synek[1], M. Stipsitz[1], L. Steiner[1]
[1]*TU Wien , Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik, Wien, Österreich*
[2]*Karl Landsteiner Privatuniversität, Fachbereich Biomechanik, Krems, Österreich*

Fragestellung

Micro finite element analysis (uFE) is a specialized tool for studying the mechanical behavior of bones. The increasing availability of high-resolution CT data as well as computing resources make uFE more and more attractive. However, it is not an "easy-to-use" method and has many limitations. Recent advances from the working group will be presented.

Material und Methode

Remodeling simulations of trabecular bone based on different remodeling algorithms and the uFE code ParOSol are compared (Fig 1 left). The same uFE code is used to assess the parameter sensitivity of joint load predictions from the micro-structure at the proximal femur and to investigate their plausibility by comparing the results to in vivo measurements obtained from instrumented prostheses (Fig 1 middle). Finally, a non-linear extension of ParOSol is implemented to visualize the damage mechanisms of trabecular bone biopsies under compression and tension (Fig 1 right).

Ergebnis

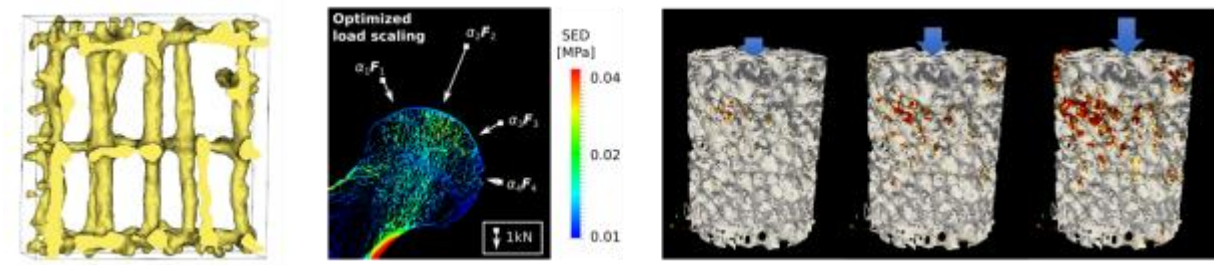
Remodelling: All algorithms led to plausible micro-architectures and (not surprisingly) similar BV/TV. However, results were dependent on boundary conditions which are difficult to assess, especially in vivo. Joint load predictions: The predicted directions of joint loads appeared robust against parameter variations and well corresponded to in vivo measurements. Non-Linear-ParOSol: Load-displacement curves of simulations and experiments agreed well and new insights were gained from the visualized damage process.

Schlussfolgerung

Commercial FE codes are of limited use for voxel-based micro-level simulations. In contrast, uFE analyses based on ParOSol are very efficient. The existing code was extended and three different applications were presented. Although uFE is still not an everyday engineering tool, it allows for studies and insights that are not possible with traditional FE tools.

Fig 1: Remodelling simulations (left), inverse load prediction (middle), non-linear uFE (right) Results

Abb. 1



V65

Ein Finite-Elemente-Ringversuch zur Biomechanik des humanen Femur zwischen sieben teilnehmenden Laboren mit experimenteller Validierung

D. Klüß[1], E. Soodmand[1], A. Lorenz[2], D. Pahr[2], M. Schwarze[3], R. Cichon[4], P. Varady[5], S. Herrmann[5], B. Buchmeier[6], C. Schröder[7], S. Lehner[8], M. Kebbach[1]
[1]*Universitätsmedizin Rostock, Orthopädische Klinik und Poliklinik, Rostock, Deutschland*
[2]*TU Wien, Wien, Deutschland*
[3]*Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland*
[4]*Universität Duisburg-Essen, Duisburg, Deutschland*
[5]*BG Unfallklinik Murnau, Murnau, Deutschland*
[6]*TÜV Süd Industrie Service GmbH, München, Deutschland*
[7]*TÜV Süd Product Service GmbH, München, Deutschland*
[8]*Deggendorf Institute of Technology, Deggendorf, Deutschland*

Fragestellung

Die Finite-Elemente-Analyse wird mittlerweile seit Jahrzehnten für Berechnungen am humanen Femur angewendet. Jedoch sind uns keine Ringversuche bekannt, in denen die Ergebnisse entsprechender Modelle unter mehr als zwei Laboren miteinander verglichen wurden und bei denen die experimentell ermittelten Daten, z.B. gemessene Dehnungen, a priori nicht bekannt waren.

Material und Methode

Als Basis für den Ringversuch wurde ein frisch gefrorenes humanes Femur mittels einer Universalprüfmaschine einem axialen Druckversuch unterworfen. Dabei wurden bei einer Last von 2kN an zehn verschiedenen Stellen die Dehnungen am Knochen erfasst und gleichzeitig die Verschiebung des Femurkopfes in horizontaler und vertikaler Richtung gemessen. Den am Ringversuch teilnehmenden sieben Biomechanik-Laboren wurden CT-Aufnahmen des Femur zusammen mit der Lage und Orientierung der Dehnungsmessstreifen sowie die Randbedingungen aus dem Experiment mitgeteilt. Ohne die experimentellen Ergebnisse zu kennen, wurden in den Laboren die Finite-Elemente-Modelle mit den jeweils dort etablierten Methoden aufgesetzt und die berechneten Ergebnisse in Form von Dehnungen und Verschiebungen an den Koordinator gemeldet.

Ergebnis

Im Ergebnis ließen sich die sieben teilnehmenden Labore in zwei Gruppen einteilen. Die Gruppe mit den genaueren Ergebnissen erreichte gemittelte absolute Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dehnungen von unter 40%. Bei der anderen Gruppe zeigte der Ringversuch hier Abweichungen von über 120%.

Schlussfolgerung

Die Ursachen für die teils sehr hohen Abweichungen werden vorwiegend in den verschiedenen Mapping-Methoden, Materialmodellen und -daten gesehen. Die tiefgehende Ursachenforschung ist Teil weiterführender Studien. Unsere Ergebnisse zeigen nichtsdestotrotz, dass nach aktuellem Stand die Finite-Elemente-Analyse am humanen Knochen ohne die direkte Kenntnis eines experimentellen Vergleichsmodells noch nicht das Level an Präzision erreicht hat, welches von der Biomechanik-Gesellschaft angestrebt wird.

V66

Beurteilung von Hüftgelenkspacern mithilfe der Finite-Element-Methode

M. Weidling[1], M. Stoehr[2], A. Roth[3], C. E. Heyde[3], D. Zajonz[3], S. Schoenfelder[2]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig, Fakultät Maschinenbau und Energietechnik, Leipzig, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Spacer aus Knochenzement haben sich bei zweizeitigen Revisionen von Hüftendoprothesen bewährt. Einerseits helfen sie die schädlichen Folgen von infizierten Gelenkendoprothesen zu minimieren, während sie andererseits die Mobilität des Patienten erhalten. Jedoch werden regelmäßig Brüche dieser Implantate in Folge von alltäglichen Bewegungen festgestellt. Ziel dieser Arbeit ist es, ein umfassendes Verständnis des Versagens von Spacern hinsichtlich der Belastungen und der Bruchstelle zu erlangen.

Material und Methode

Für die mechanische Analyse wird die Finite-Element-Methode (FEM) verwendet. Zu diesem Zweck wird ein klinisch eingesetzter Spacer (Stage One, Biomet) unter der physiologischen Belastung eines Gangzyklus modelliert und simuliert. Weiterhin wird ein Modell mit Steinmann-Nagel Augmentation betrachtet. Mit Hilfe der Weibull-Theorie nach dem Principle of Independent Action (PIA) kann die Ausfallwahrscheinlichkeit des Spacers bestimmt und die kritischen Bereiche durch die Risk of Rupture Intensity (RRI) visualisiert werden. Diese probabilistischen Methoden erfordern statistische Parameter, die die Festigkeit des Materials beschreiben, sogenannte Weibull-Parameter. Diese Parameter sind in der Literatur jedoch kaum zu finden. Daher wurden als Vorstudie die notwendigen Parameter für das technische PMMA Technovit® 4071 als Referenzmaterial ermittelt.

Ergebnis

Durchgeführte Simulationen zeigen, dass ein Spacer aus diesem Referenzmaterial unter der maximalen Belastung beim Gehen mit einer Wahrscheinlichkeit von 99,8 % brechen würde, wobei der augmentierte Spacer zu 79,0 % versagen würde. Der Bruch beginnt am wahrscheinlichsten im Halsbereich, welcher den kritischen Bereich für Designverbesserungen darstellt.

Schlussfolgerung

Mit der vorgestellten Methode können Änderungen an der Spacer-Geometrie, sowie die Auswirkungen der Augmentationen mit Steinmann-Nägeln bewertet werden. Ziel der weiteren Arbeit ist es, verbesserte HTEP-Spacer zu entwickeln, die eine deutlich höhere Haltbarkeit als die bisherigen aufweisen.

V67

Influence of the osteochondral defects on the mechanics of the hip joint - A finite element analysis

T. N. Tran[1], S. Landgraeber[2], W. Kowalczyk[1]
[1]*Lehrstuhl für Mechanik und Robotik, Universität Duisburg-Essen, Duisburg, Deutschland*
[2]*Klinik für Orthopädie, Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland*

Fragestellung

Osteochondral defects (ODs) are focal areas of articular damage with cartilage damage and injury of the adjacent subchondral bone. OD results in pain, effusions, inflammatory synovitis, and mechanical symptoms. It was reported that the presence of an OD alters normal contact mechanics in knee and ankle joints and this alteration in contact mechanics contributes to the pathogenesis of osteoarthritis and causes degeneration of adjacent cartilage (Kock et al. 2008). However, to the best of the authors" knowledge, the influence of ODs as well as their operative treatments on contact mechanics at the hip joint has not been described so far. This study aims at quantifying the influence of ODs on mechanics of articular cartilage and its underlying bone as well as of the entire hip joint.

Material und Methode

Five volunteers with no history of hip pain and disease were included. One hip from each subject was selected randomly to receive a computed tomography (CT). For each hip, a three-dimensional intact computer-aided design model was first generated from CT scan data using the software Mimics®. Each model consisted of articular cartilage and 2 bones: the pelvis and the femur. Major ligaments and muscles were included in the models. Second, affected models were generated from intact ones by supposing a defect located in the weight-bearing portion of the femoral head or of the acetabulum. A number of models was generated in which the diameter of the defect will be varied (5, 20, 15, 20 mm) together with different defect depths, e.g. half, full thickness of the cartilage without subchondral bone and full thickness of the cartilage with subchondral bone.

Each element of the bone was given a different elastic modulus computed according to the bone density derived from the CT data. Articular cartilage was modeled as hyperelastic material. Muscles and ligaments were implemented with cable elements, accounting for a linear elastic behavior. All finite element models corresponding to all studied configurations were then simulated in a stance-like loading condition using the software ANSYS. Two loading were applied, including hip joint resultant force and muscle forces.

Ergebnis und Schlussfolgerung

While cartilage stress magnitude for intact joint was relatively uniform within the region of contact with local stress value below 3.2 MPa, creation of a defect on the femoral head led to cartilage stress distributions that were highly nonaxisymmetric about the defect center. The degree of the nonaxisymmetry increased with defect size. For all defect sizes and depths, numerical results demonstrated a tendency for contact stress concentration at a portion of the rim of the defect. While the defect had a minor effect on the peak stress in the acetabular cartilage, peak stress in the femoral cartilage was significantly greater than that in the healthy hips ($p < 0.05$). The most severe local stress elevation occurred for the 10 mm defects with full thickness of the cartilage, peaking at a mean value of 9.24 MPa. Interestingly, further increases in defect diameter led to a lesser elevation in peak cartilage stress ($p > 0.05$). Our finding was the absence of a direct relationship between defect depth and degree of contact stress increase. In conclusion, the presence of an OD indicated a high risk of degeneration of articular cartilage.

References

[1] Kock NB, Smolders JMH, van Susante JLC, Buma P, van Kampen A, Verdonschot N (2008) A cadaveric analysis of contact stress restoration after osteochondral transplantation of a cylindrical cartilage defect. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 16: 461-468

V68

Analyse der Implantatpositionierung hinsichtlich patellofemoraler und tibiofemoraler Kontaktkraft nach künstlichem Kniegelenkersatz mittels muskuloskelettaler Mehrkörpersimulation

M. Kebbach[1], A. Geier[1], M. Darowski[1], S. Krüger[2], C. Schilling[2], T. M. Grupp[2,3], R. Bader[1]
[1]Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, Orthopädischen Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Rostock, Deutschland
[2]Aesculap AG, Forschung und Entwicklung, Tuttlingen, Deutschland
[3]Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation, Campus Großhadern, München, Deutschland

Fragestellung

Der künstliche Kniegelenkersatz ist ein etabliertes chirurgisches Verfahren bei fortgeschrittener Arthrose, jedoch beträgt die postoperative Patientenzufriedenheit nur etwa 75% bis 80%[1]. Eine häufige Ursache für unzufriedene Patienten ist der vordere Knieschmerz, welcher durch eine Erhöhung der patellofemoralen Kontaktkraft einhergeht. Die Positionierung der Femur-, Tibia- und Patellakomponente beeinflusst das Zusammenspiel im Patellofemoralgelenk und kann den vorderen Knieschmerz beeinflussen[4,5]. Ziel unserer computergestützten Untersuchung war, an einer kreuzbanderhaltenden Knieendoprothese den Einfluss von Implantatfehlstellungen auf die die patello- sowie tibiofemorale Kontaktkraft während einer aktiven Kniebeuge zu analysieren.

Material und Methode

Um verschiedene Implantatkonfigurationen analysieren zu können, wurde in der Software SIMPACKv9.7 ein muskuloskelettales Mehrkörpermodell (Abb.1-A) aufgebaut, in Anlehnung an die SimTK-Datenbank[2]. Das Mehrkörpermodell umfasste relevante Bänder mit nichtlinearer Kraft-Dehnungsbeziehung nach Wismans[3] und Muskeln, welche mit einer Variante des computed muscle control berechnet wurden. Zur Realisierung der Rollgleitkinematik wurden das Tibio- und das Patellofemoralgelenk mit jeweils sechs Freiheitsgraden modelliert. Die tibiofemorale Kontaktkraft während der Kniebeuge wurde berechnet und mit den experimentellen Daten validiert [2]. Das muskuloskelettale Modell wurde als Referenzkonfiguration entsprechend der optimalen Operationstechnik verwendet [2]. Im Folgenden wurden verschiedene Implantatkonfigurationen bzw. Kombinationen der relativen Ausrichtung von Femur-, Tibia- und Patellakomponente analysiert, d.h. Verschiebung der Femur-, Tibia- und Patellakomponente in mediolateraler, anterior-posteriorer und superior-inferiorer Richtung um ±3 mm (Abb.1-B-D).

Ergebnis

Die mediolaterale Translation der Implantatkomponenten zeigte einen geringen Einfluss auf die patello- und tibiofemorale Kontaktkraft. Im Vergleich zum Referenzmodell führte die posteriore Translation der Tibia- und Femurkomponente zu einer geringeren patellofemoralen Kontaktkraft(RMSE=21N/249N), welche mit zunehmender anteriorer Translation der Komponenten anstieg(Abb.2-A,B). Demgegenüber zeigte die tibiofemorale Kontaktkraft ein entgegengesetztes Verhalten bei der anterior-posterioren Translation der Femurkomponente(Abb.2-D). Die anterior-posteriore Translation der Tibiakomponente zeigte einen geringeren Einfluss auf die patello- (Abb.2-B) und tibofemorale (Abb.2-E) Kontaktkraft als die Translation der Femur- und Patellakomponente. Eine inferiore Position der Patellakomponente führte zu einer Reduzierung der patellofemoralen Kontaktkraft (RMSE=166N) (Abb.2-C).

Schlussfolgerung

In der vorliegenden numerischen Untersuchung zeigte die mediolaterale Translation der Femur-, Tibia- und Patellakomponente keinen wesentlichen Einfluss auf die patellofemorale Kontaktkraft, sodass der Beitrag zum vorderen Knieschmerz bei Patienten mit kreuzbanderhaltenden Knieendoprothesen gering zu sein scheint, analog zu den experimentellen Arbeiten von Steinbrück et al.[4,5]. Der Einfluss der Positionierung der Implantatkomponenten in anterior-posteriorer Richtung auf die patellofemorale Kontaktkraft ist jedoch ausgeprägt, insbesondere bei der Femurkomponente, jedoch geringer für die tibiofemorale Kontaktkraft. Eine Positionierung der Patellakomponente in superiorer Richtung und der Femurkomponente in anteriorer Richtung sollte demzufolge vermieden werden. Derzeit führen wir weiterführende Studien zum Einfluss unterschiedlicher Knieendoprothesen-Designs und weiterer operationsspezifischer Parameter in Bezug auf die Dynamik des künstlichen Kniegelenks durch.

Referenzen

[1] Noble,PC.et al.(2006)Clin Orthop Relat Res
[2] Fregly,B.et al.(2012)J Orthop Res
[3] Wismans,J.et al.(1980)J Biomech
[4] Steinbrück,A.et al.(2017)Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc
[5] Steinbrück,A.et al.(2017)Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc

Abb. 1

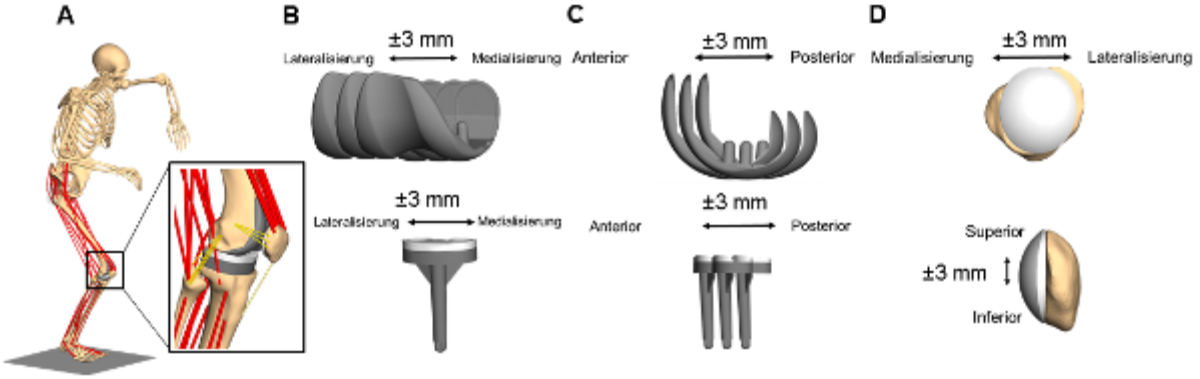


Abb. 1: Muskuloskelettales Mehrkörpermodell der unteren Extremität mit einer kreuzbanderhaltenden Knieendoprothese während einer Kniebeuge (A). Mediolaterale Translation der Femur-und Tibiakomponente (B). Anterior-posteriore Translation der Femur-und Tibiakomponente (C). Mediolaterale und superior-inferiore Translation des Patellakomponente (D).

Abb. 2

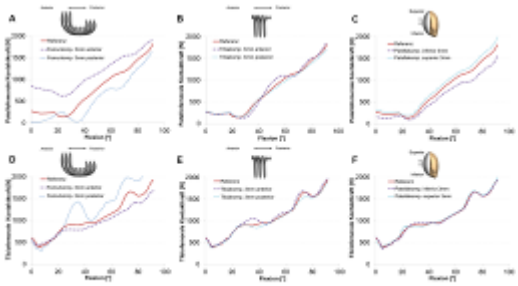


Abb. 2: Einfluss der anterior-posterioren Translation der Femurkomponente (A,D), Tibiakomponente (B,E) und der superioren-inferioren Translation der Patellakomponente (C,F) auf die patellofemorale (A-C) und tibiofemorale (D-F) Kontaktkraft.

V69

Entwicklung eines Metamodells auf Basis von FEM Analysen zur Auslegung einer patienten-individuellen Carbon-Vorfußprothese

M. Gaashan[1], T. Engleder[1], F. Capanni[1], J. Steinacker[2]
[1]Hochschule Ulm, Fakultät Mechatronik und Medizintechnik, Forschungsgruppe Biomechantronik, Ulm, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Ulm, Sektion Sport- und Rehabilitationsmedizin, Ulm, Deutschland

Der Vorfußverlust nach einer traumatischen Verletzung oder infolge arterieller Verschlusskrankheit (AVK), beeinträchtigt das physiologische Gangbild des Betroffenen. Dies führt zu einer Einschränkung der Mobilität und somit zu einer reduzierten Lebensqualität. Im Labor für Biomechatronik der Hochschule Ulm wird unter Anwendung aufwändiger FE-Simulationen eine neuartige Carbon-Prothese entwickelt [1]. Diese bietet einen adäquaten Ersatz für den fehlenden Vorfuß und gewährleistet ein, durch Ganganalyse bestätigtes [2], verbessertes Gangbild, sowohl bei alltäglichen als auch bei sportlichen Aktivitäten.

Fragestellung

Das durchgeführte Auslegungsverfahren der Carbon-Prothese setzt Kenntnisse in der CAD-Konstruktionsmethodik, der Strukturmechanik von Kohlenfaserverbund-werkstoffen und FEM-Analysen voraus. Diese Kompetenzen liegen im Allgemeinen bei den Orthopädietechnikern nicht vor, da die bisherige prothetische Versorgung primär auf handwerklichen Prozessen beruht. Um das neue Auslegungsverfahren für Orthopädiemechaniker zugänglich zu machen, müssen alle relevanten Parameter der Systemmodellierung in ein einfaches mathematisches Metamodell überführt werden. Dies ermöglicht den Orthopädietechnikern die Vorteile dieser innovativen Carbon-Prothese, einer großen Bandbreite von Patienten anzubieten, ohne auf die CAD-Konstruktion und FEM-Simulation zurückgreifen zu müssen.

Material und Methode

Für die Herleitung eines Metamodells aus einer FE-Parameterstudie wurden skalierbare CAD-Bauformgeometrien der Prothese, anwendungsspezifische Simulationsszenarien und Regressionsmodelle entwickelt. Die Prothesengeometrie wurde durch eine geeignete Segmentierung des Beines [3] standardisiert und skalierbar aufgebaut. Basierend auf Ganganalysen (Gehen, Walken, Joggen und Standardbewegungsmuster) [4] wurden belastungsbezogene Simulationsszenarien für die Prothese definiert. Da die Prothese aus Carbon-Prepreg gefertigt wird, muss auch die Anzahl der Carbonlagen als eine weitere Variable betrachtet werden, die Einfluß auf die Ausgabeparameter hat. Als Ergebnisgrößen der FE-Parameterstudie wurden Materialbeanspruchung, Vorfußverformung und Verformung auf Höhe des oberen Sprunggelenks festgelegt. Die abgeleiteten analytischen Metamodelle wurden mit den Varianzanalysen F-test und t-test validiert, um die Vorhersagequalität statistisch zu überprüfen.

Ergebnis

Die drei Auslegekriterien für die Prothese (Sicherheitsfaktor RF, Vorfußteilverformung MTP, Sprunggelenkverformung OSG) konnten mithilfe multipler Regressionsmodelle ($F(4,221) >> 2.39$, $p << 0.001$) aus FE-Simulationen mit einer Anpassungsgüte von $R^2_{RF} = 0.97$, $R^2_{OSG} = 0.97$, $R^2_{MTP} = 0.96$ beschrieben werden. Anhand weiterer t-Tests konnte gezeigt werden, dass die einzelnen Auslegeparameter die Auslegekriterien signifikant ($t(221) >> 1.64$, $p << 0.001$) beeinflussen.

Schlussfolgerung

Mit dem vorgestellten Metamodell ist eine einfache Analyse und mechanische Auslegung einer patientenspezifischen Carbon-Prothese möglich. Das vorgestellte Verfahren erweitert dabei das handwerkliche Vorgehen und ergänzt dieses durch etablierte Methoden des Ingenieurwesens. Durch die Verwendung des Metamodells entfallen Einzelfallsimulationen. Die praktische Anwendbarkeit konnte bereits in ersten prothetischen Versorgungen gezeigt werden. Eine wissenschaftliche Untersuchung der Wiedereingliederung von Patienten in alltägliche und sportliche Aktivitäten befindet sich in Arbeit.

Referenzen

[1] F. Capanni et al. (2018): Entwicklung einer individuellen Vorfußprothese für die Wiedereingliederung in den Alltagssport. In Orthopädietechnik OT World.
[2] E . Doetzel et al. (2018): Initial results of a clinical study with trauma forefoot amputees. Vortrag. Leipzig, 2018.
[3] D. A. Winter (2009): Biomechanics and motor control of human movement: Wiley.
[4] F. Mager, D. Sergi (2018): Biomechanische Analyse richtungsändernder Bewegungen für die Auslegung einer Carbon-Vorfußprothese. Abschlussarbeit. Hochschule Ulm.

V70

Patientenspezifisches invers-dynamisches Handmodell mit allen extrinsischen und intrinsischen Muskeln

L. Engelhardt[1], A. Ignatius[2], P. Christen[3], R. Müller[3], U. Simon[1]
[1]UZWR, Ulm University, Ulm, Deutschland
[2]Inst. f. Unfallchirurg. Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland
[3]ETH Zürich, Institute for Biomechanics, Zürich, Schweiz

Fragestellung

Die menschliche Hand ist ein hochkomplexes Greiforgan, welches aus 27 Knochen und 39 aktiven Muskeln besteht [1]. Dies führt dazu, dass beim Greifen die Bestimmung von spezifischen Muskelkräften nicht trivial ist. Hierbei kann das vorgestellte invers-dynamische Model, dass mit Hilfe des Anybody™-Modelling-Systems [2] entwickelt wurde, helfen.

Material und Methode

Das Modell basiert auf der existierenden skelettalen Hand im AnyBody™ Managed Model Repository und wurde um alle Fingermuskeln erweitert. Dadurch stellt es unseres Wissens nach, bis jetzt das einzige muskuloskelettale Handmodell dar, welches alle, insbesondere die intrinsischen Muskeln der menschlichen Hand enthält. Insgesamt verfügt das Handmodell über 19 Freiheitsgrade, welche durch Scharnier- und Kreuzgelenke zwischen den einzelnen Knochen erreicht werden. Diese Bewegungsmöglichkeiten werden durch 47 Muskeln gesteuert. Literaturangaben zu den spezifischen Muskelparametern wurden aus mehreren experimentellen Studien [4,5,6,7] entnommen. Dabei ist ein patientenspezifisches Skalieren der einzelnen Fingerglieder, sowie aller Muskelparameter über zwei Parameter [3], die Handlänge und -breite, möglich. Für eine physiologische Führung der Sehnen innerhalb der Finger, wurden Kontaktalgorithmen zwischen den Sehnen und geometrischen Kontaktobjekten, wie Tori und Kugeln implementiert (s. Abb. 1).

Ergebnis

Um das Modell zu validieren wurden experimentelle Ergebnisse von Li et al. [8] mit berechneten Muskelkräften des neuen invers-dynamischen Modells verglichen. Hierbei drücken Patienten mit einzelnen Fingern in drei unterschiedlich fixierten, statischen Positionen (DP, DIP, PIP) gegen einen Kraftsensor. Wie in Abb. 2 (nach [8] modifiziert) zu sehen. Durch die anatomischen Gegebenheiten der einzelnen Fingermuskeln können Aussagen über die Muskelkräfte des Flexor digitorum profundus (FDP), -superficialis (FDS) und der zusammengefassten intrinsischen Muskeln (INT) gemacht werden. Beispielhaft werden hier diese Kräfte des FDP in Abb. 2 für jeden Finger, mit Ausnahme des Daumens, dargestellt. In der distalen Position (DP) zeigen Simulation sowie Experiment nahezu identische Werte. Es zeigt sich der deutlich geringere Kraftaufwand in der Position DIP gegenüber DP, wobei die berechnete Muskelkraft um 85 bis 60% abfällt. Demgegenüber entsteht ein Unterschied zwischen experimentellen und simulierten Ergebnissen in den interphalangealen Positionen (DIP, PIP), was ausführlich diskutiert werden kann. Jedoch kann das Modell ein ähnliches Verhalten der Kraftveränderung wie im Experiment, auch für die anderen Muskeln der Finger in den hier nicht dargestellten Graphen, über die unterschiedlichen Positionen wiedergeben.

Schlussfolgerung

Weitere Validierungen des präsentierten Handmodells sind Teil aktueller Forschungsarbeit, wobei patientenspezifisch skalierte Modelle mit in vivo Experimenten verglichen werden. Explizit wird hier eine Greifübung nachgestellt, welche Aufschluss über die wirkenden Kräfte im Handgelenk geben soll. Das aktuelle muskuloskelettale Handmodell kann in vielen unterschiedlichen Fragestellungen angewendet werden, in welchen die Muskel und Gelenkkräfte distal des Handgelenks eine entscheidende Rolle spielen.

Acknowledgements

Wir danken dem Schweizer Nationalfond (Lead Agency, 320030L_170205), der Deutschen Forschungsgemeinschaft (SI 2196/2-1, IG 18/19-1) und dem Fonds zur Förderung der wissenschaftlichen Forschung (I 3258-B27) für die gewährte Unterstützung.

References

[1] Hirt et al. Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics, Georg Thieme Verlag (2017)
[2] AnyBody Technology
[3] Buchholz et al. Ergonomics (1992)
[4] Holzbaur et al. AnnBiomedEng (2005)
[5] Jacobson et al. J.Hand Surgery (1992)
[6] Chao et al. Biomech. of the Hand, World Scientific (1989)
[7] Mirakhorlo et al. Int. Biomech (2016)
[8] Li et al. Clinical Biomechanics (2000)

Abb. 1: Muskuloskelettales Modell der Hand, Kontaktobjekte zur Führung der Sehnen
Abb. 2: Muskelkräfte des Flexor digitorum profundus aus der Simulation und Experimenten von Li et al. [8]

Abb. 1

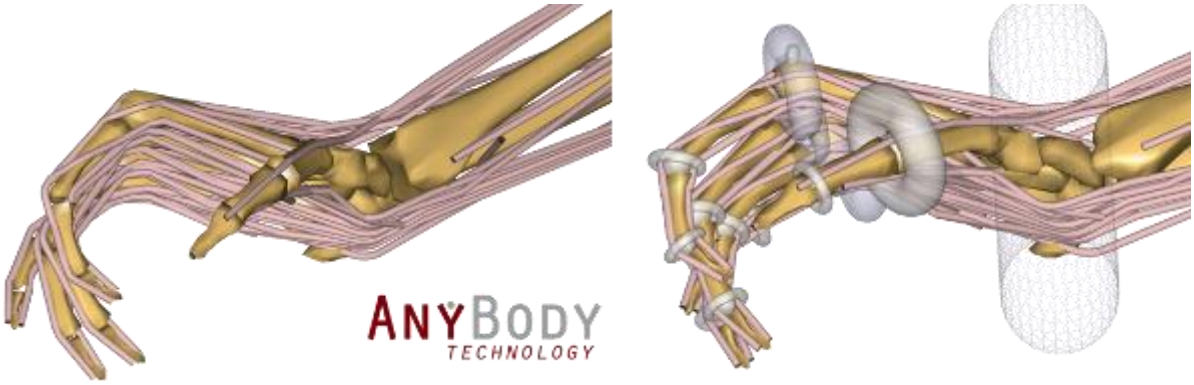
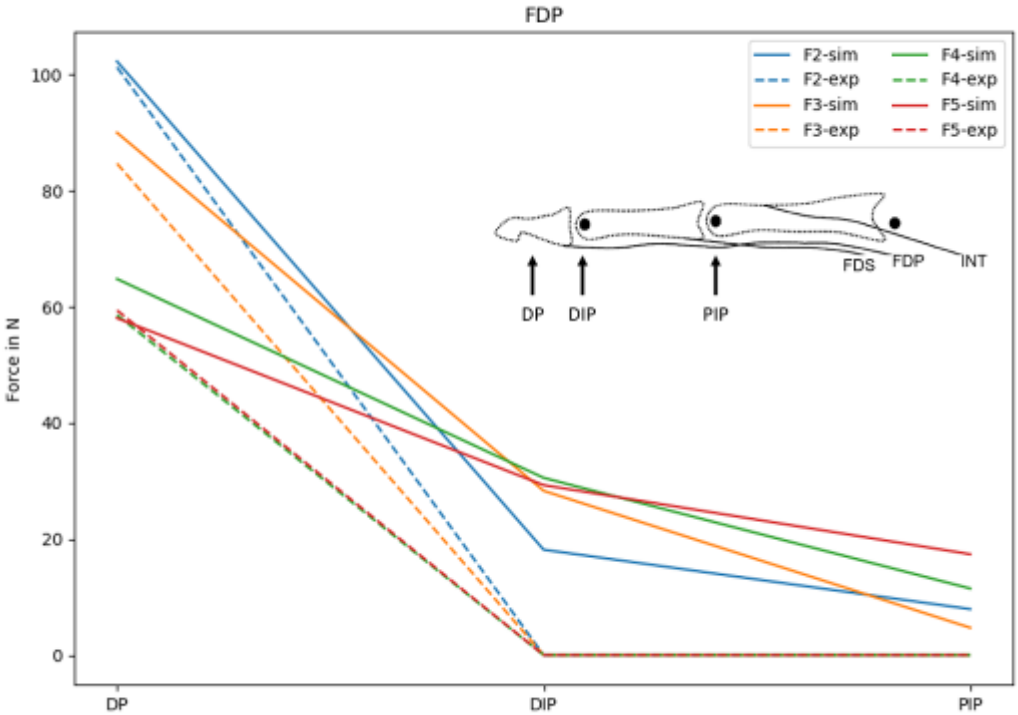


Abb. 2



V71

Viskoelastische Testung der murinen Achillessehne zur Detektion Genotyp-induzierter Unterschiede am Beispiel von Integrin α2β1

P. A. Michel[1], D. Kronenberg[2], E. Hochstrat[2], J. C. Katthagen[1], A. Frank[1], M. Müller[1], U. Hansen[3], M. J. Raschke[1], R. Stange[2]
[1]Universitätsklinik Münster, Klinik für Unfall-, Hand und Wiederherstellungschirurgie, Münster, Deutschland
[2]Universitätsklinik Münster, Institut für Muskuloskelettale Medizin, Abteilung für Regenerative Muskuloskeletale Medizin, Münster, Deutschland
[3]Universitätsklinik Münster, Institut für Muskuloskelettale Medizin, Münster, Deutschland

Fragestellung

Sehnengewebe besteht größtenteils aus Typ-I Kollagen, welches in Fibrillen, Faszikeln und Fasern organisiert ist. Vorarbeiten unserer Arbeitsgruppe im Mausmodell konnten zeigen, dass der Knockout von Integrin α2β1 (ITA2 -/-), ein Kollagenrezeptor, ultra-strukturelle Veränderungen in der nativen Sehne hervorruft. In der elektronenmikroskopischen Untersuchung zeigt sich ein signifikant verringerter Fibrillendurchmesser. Die zu erwartenden eher feinen Unterschiede lassen sich mit einer reinen statischen Versagenstestung nur schwierig differenzieren. Deswegen war das Ziel der Studie die Entwicklung eines zyklischen Testaufbaus, um die viskoelastischen biomechanischen Eigenschaften sowie die Genotyp-bedingten funktionellen Unterschiede besser abbilden zu können.

Material und Methode

Für die Versuche wurden jeweils n=8 weibliche Wildtyp- (WT) und ITA2 -/- Mäuse im Alter von 8-10 Wochen (C57Bl/6 Hintergrund) verwendet. Die linke Achillessehne eines Tieres wurde jeweils mikrochirurgisch präpariert und bis zur Verwendung bei -20°C gelagert. Die Testung erfolgte mit der biomechanischen Prüfmaschine LM1 (TA Instruments, New Castle, USA) und eines speziellen Klemmsystems. Die Messung des Durchmessers erfolgte aus zwei verschiedenen Ebenen mit Hilfe von Mikroskop-Kameras. Zur Testung der viskoelastischen Eigenschaften der Sehne wurde ein modifiziertes Protokoll nach Lujan et al. sowie Dourte et al. (1, 2) verwendet. Dies beinhaltete eine sinusoidale Testung bei verschiedenen Frequenzen (0,01; 0,1; 1; 5 und 10Hz) bei jeweils 4, 6 und 8% Dehnung (Abb. 1). Ebenfalls wurde auf jedem Dehnung-Level ein *stress-relaxation* Test durchgeführt. Nach der dynamischen Testung wurden die Sehnen auf ihr Anfangsniveau zurückgebracht, gefolgt von einer Versagensrampe. Zur statistischen Analyse wurde ein Students t-Test verwendet. Das dynamische E-Modul wurde mittels *two-way ANOVA* ausgewertet.

Ergebnis

Die ITA2 -/- Sehnen zeigten einen geringeren Durchmesser im Vergleich zu den Wildtypen bei gleichem Körpergewicht. Ebenfalls konnte eine signifikant verringerte Versagenslast der ITA2 -/- Sehnen festgestellt werden (WT: 5,61±1,77 N vs. 3,21±0,85 N; p=0,0038). Das statische E-Modul der ITA2 -/- Sehnen war wiederum nicht verringert (WT: 137,14±27,47 N/mm² vs. 110,41±27,33 N/mm²; p=0,0714). Das dynamische E-Modul zeigte bei den ITA2 -/- Sehnen einen signifikant geringeren Anstieg bei steigendem Dehnungs-Level im Vergleich zu den Wildtypen. Dies war bei allen analysierten Frequenzen zu beobachten (Abb. 2). Die Relaxation war bei den beiden Versuchsgruppen nicht signifikant unterschiedlich.

Schlussfolgerung

Bei den Versuchsparametern Versagenslast und statisches E-Modul konnte zunächst kein Unterschied festgestellt werden, denn die geringere Versagenslast der ITA2 -/- Sehnen könnte auf den kleineren Sehnendurchmesser zurückzuführen sein. Die zyklische Messung bei verschiedenen Dehnungsraten zeigte dann ein signifikant kleineres dynamisches E-Modul bei steigendem Dehnungs-Level für die ITA2 -/- Sehnen, was direkt auf differente biomechanische Materialeigenschaften zurückzuführen ist. Somit konnte nachgewiesen werden, dass sich die in den Vorarbeiten gezeigte kleinere Fibrillendicke funktionell auf die viskoelastischen Eigenschaften der Sehne auswirkt. Der aufwendige Testaufbau ist in der Lage, auch kleine Genotyp-induzierte biomechanische Unterschiede nachzuweisen.

References

[1] Lujan TJ, Underwood CJ, Jacobs NT, Weiss JA. Contribution of glycosaminoglycans to viscoelastic tensile behavior of human ligament. J Appl Physiol (1985).2009;106:423-431.
[2] Dourte LM, Pathmanathan L, Mienaltowski MJ, Jawad AF, Birk DE, Soslowsky LJ. Mechanical, compositional, and structural properties of the mouse patellar tendon with changes in biglycan gene expression. J Orthop Res.2013;31:1430-1437.

Abbildung 1: A-C: Darstellung des Testaufbaus an der LM1. D: Prüfprotokoll mit statischer und dynamischer Testung.

Abbildung 2: Oben: Statische Parameter. Unten: Dynamische Parameter.

Abb. 1

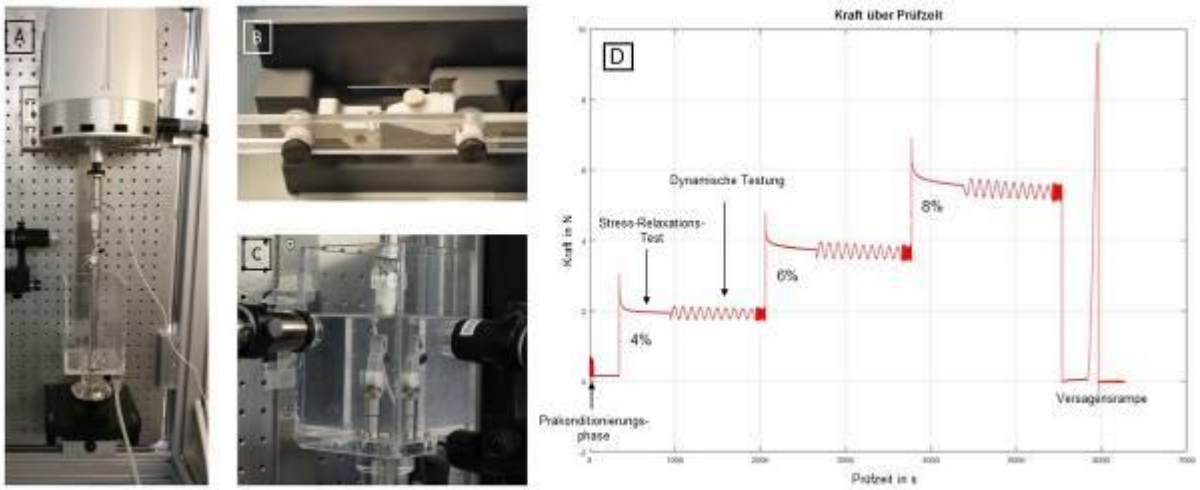
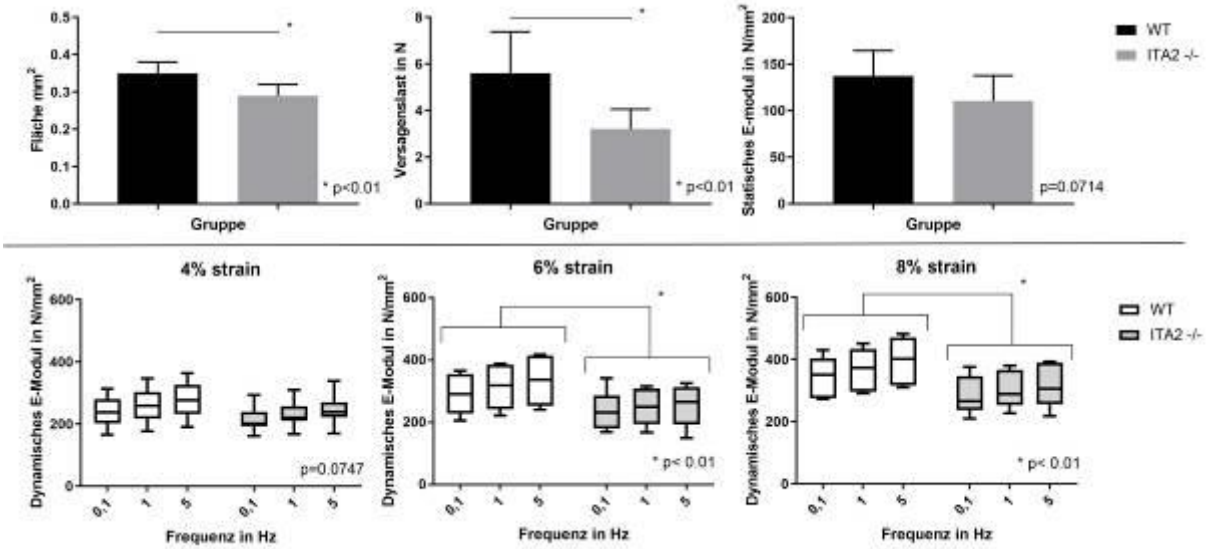


Abb. 2



V72

Dynamic stability in children with cerebral palsy: Does it improve in running?

R. Rethwilm[1,2], H. Böhm[1], C. Dussa[3], P. Federolf[2]
[1]*Orthopädische Kinderklinik Aschau, Ganglabor, Aschau i. Chiemgau, Deutschland*
[2]*Universität Innsbruck, Institut für Sportwissenschaft, Innsbruck, Österreich*
[3]*Orthopädische Kinderklinik Aschau, Aschau i. Chiemgau, Deutschland*

Fragestellung

Cerebral palsy (CP) manifests in a variety of impairments based on motor control deficits. One of them is the ability to maintain and controlling balance during locomotion, with implications for the cost of locomotion and the risk of falls. It has been shown that dynamic stability increases with walking speed in CP [1]. Changes with running gait, however, have not been investigated. In addition, previous research found a decrease in lateral trunk lean during running in CP [2], which may also influence the balance control. Therefore, the purpose of the current study is to investigate the influence of walking and running gait on the dynamic stability in patients with cerebral palsy compared to typically developed controls and furthermore, to analyze effects of different trunk lean strategies.

Material und Methode

For the study 109 patients with bilateral CP (40 female, 69 male; age 10.9±3.4) who underwent instrumented 3D gait analysis were retrospectively included. Patients walked and ran barefoot at a self-selected speed on a 12m walkway while kinematics and kinetics were captured simultaneously. Of these patients, 69 showed an excessive trunk lean range of motion (CPETL) during walking (norm + 3SD) and 40 patients had "normal" trunk lean (CPNTL) mechanics. A proposed measure of dynamic stability during dynamic tasks is the margin of stability (MOS) [3], which quantifies the relation of the COM velocity and base of support. To investigate the influence of different trunk lean strategies on the medio-lateral MOS (MOSML) changes between the two CP trunk lean groups were analyzed and compared to a control group of typical developed (TD) peers (n=17). For statistical analysis a repeated measures mixed analysis of variance (ANOVA) with post-hoc tests was used to compare within and between group differences.

Ergebnis

The MOSML was comparable between the two CP groups and remained mostly unchanged in running. Compared to TD controls, patients with CP walked with a higher MOSML ($p < 0.05$), however, the TD increased their MOSML by 44% during running ($p < 0.01$). Interestingly, the CPETL reduced their lateral trunk lean during running ($p < 0.05$), whereas, the CPNTL and TD show an increase ($p < 0.01$). The latter groups also decreased their step width during running ($p < 0.05$), while the CPETL rather increase their step width ($p < 0.05$).

Schlussfolgerung

The results suggest that children with CP have higher stability needs during walking compared to TD and maintain the stability constant during running. Different strategies appear to exist between CP with and without excessive trunk lean mechanics to maintain the constant MOSML. While the CPNTL show similar increases in trunk lean from walking to running like the TD, those with an excessive trunk lean behave contrarily and reduce the trunk lean while slightly widen their steps. Latter has been identified as a strategy to increase the MOSML [4]. This study provides new insights into balance control and the underlying strategies during walking and running, which may further improve the understanding and management of gait impairments in CP.

References

[1] Delabastita T, Desloovere K, Meyns P. Restricted Arm Swing Affects Gait Stability and Increased Walking Speed Alters Trunk Movements in Children with Cerebral Palsy. Frontiers in human neuroscience 2016;10:354.
[2] Böhm H, Hösl M, Baumgart K, Döderlein L. Excessive lateral trunk lean during walking in cerebral palsy: Does it return to normal during running? Gait & posture 2015;42:S51-S52.
[3] Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability. Journal of biomechanics 2005;38(1):1–8.
[4] McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. Gait & posture 2012;35(3):472–7.

Abb. 1

Table: Mean differences and standard deviation (SD) between CPETL (CP with excessive lateral trunk lean), CPNTL (CP without excessive lateral trunk lean) and TD (typical developed control); bold (significant ANOVA p-values).

	CPETL mean (SD)		CPNTL mean (SD)		TD mean (SD)		p-value	p-value
	Walk	Run	Walk	Run	Walk	Run	walk-run	interaction
MOS_{ML} [cm]	8.9 (2.3)	9.1 (2.8)	8.9 (5.6)	9.3 (5.4)	5.8 (1.5)	8.8 (3.1)	.62	.97
Trunk lean ROM [°]	6.9 (1.5)	10.6 (3.6)	15.5 (5.2)	13.6 (5.1)	4.6 (1.4)	9.4 (3.7)	**<.01**	**<.001**
Velocity (non-dimensional)	0.4 (0.1)	0.8 (0.2)	0.4 (0.1)	0.9 (0.2)	0.5 (0.1)	1.1 (0.2)	**<.001**	.834
Step width (non-dimensional)	69 (21)	72 (29)	60 (23)	54 (32)	41 (9)	24 (10)	.253	**.015**

V73

Dynamische Bewegungen erhöhen die Belastungen und Kräfte im Meniskus und seinen anterioren meniskotibialen Verankerungsligamente

F. Schall[1], S. Hacker[1], S. van Drongelen[2,3], A. Seitz[1], L. Dürselen[1]
[1]Zentrum für Traumaforschung - Universitätsklinikum Ulm, Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Heidelberg, Deutschland
[3]Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Frankfurt am Main, Deutschland

Fragestellung

Die Kenntnis der im Meniskus und seinen Verankerungsligamenten auftretenden Belastungen ist entscheidend für die Fixierung von Meniskusersatz und für die Refixierung von Hornabrissen. Wir untersuchten daher die Dehnungen in der medialen (MP) und lateralen (LP) Meniskusperipherie sowie die Dehnungen und Kräfte im anteromedialen (AM) und anterolateralen (AL) Verankerungsligament während dynamischer Bewegungen unter physiologischer Muskel- und Bodenreaktionskraftsimulation.

Material und Methode

Wir verwendeten 9 humane Kniegelenke, welche in einem neuartigen dynamischen Kniegelenksimulator (Abb.1A) montiert und unter Simulation von (1) langsamer Kniebeuge (5°/s), (2) schneller Kniebeuge (90°/s) und (3) Sprunglandung (145°/s) untersucht wurden. Es wurden 9 knieübergreifende Muskeln als Funktion des Flexionswinkels, welche aus einer Probandenstudie mit anschließender inversen Dynamik-Berechnung stammen, simuliert und die Ligament- und Meniskusdehnungen gemessen. Die Validierung erfolgte anhand der Bodenreaktions- und Muskelkräfte.

Ergebnis

Die Dehnungsamplitude stieg in der MP zwischen (1) und (2) bzw. (3) um bis zu 430% an (Abb.2A). Im AM und AL Verankerungsligament stiegen die Dehnungsamplituden um bis zu 400% bzw. 200% zwischen (1) und (3) (Abb.2B). Die AM und AL wirkenden Kräfte stiegen für (3) auf 140,7 N bzw. 115,4 N (Abb. 2C). Die Validierung der Muskel- und Bodenreaktionskräfte zeigte eine gute Übereinstimmung mit den Sollwerten (Abb.1B, 1C).

Schlussfolgerung

Der dynamische Kniegelenksimulator ermöglichte erstmalig die Simulation dynamischer Bewegungen und Belastungen in Echtzeit. Dabei konnten in-vitro signifikant höhere Dehnungs- und Kraftamplituden in der Meniskusperipherie und in den anterioren Verankerungsligamenten im Vergleich zu quasi-statischen Testbedingungen ermittelt werden [Seitz et al.2012]. Dies erklärt die hohe Festigkeit dieser Strukturen [Hauch et al. 2010] und ist ein wichtiger Parameter für den Meniskusersatz und für Meniskusrefixierungen.

Abb. 1

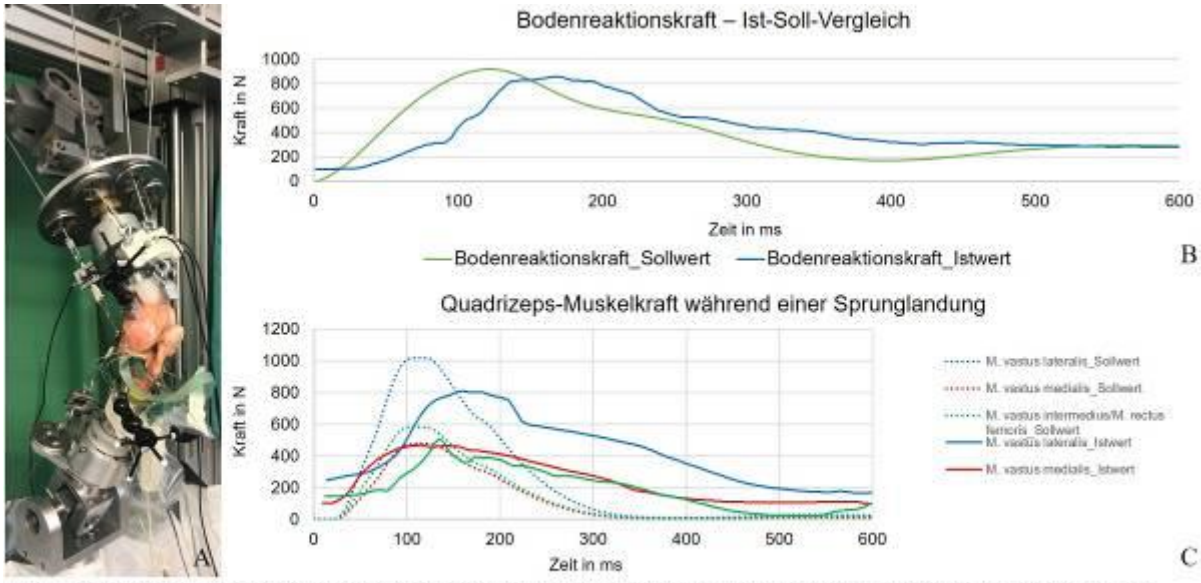


Abb. 1: A: Testaufbau. B: Sollwert und Istwert der mittleren Bodenreaktionskraft über der Zeit während einer Sprunglandung (n = 9). C: Sollwert (über inverse Dynamik berechnet) und Istwert der mittleren Muskelkräfte beispielhaft für M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. vastus intermedius/M. rectus femoris während einer Sprunglandung (n = 9).

Abb. 2

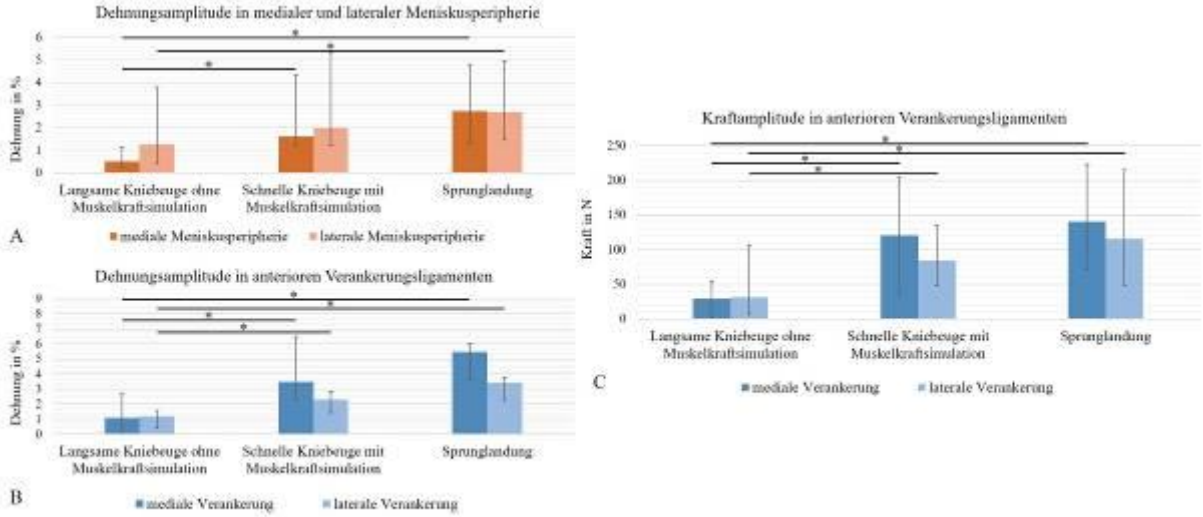


Abb. 2: A: Dehnungsamplitude MP und LP (median, minimum, maximum); * = p <0.05. B: Dehnungsamplitude AM und AL Verankerung (median, minimum, maximum); * = p <0.05. C: Kraftamplitude AM und AL Verankerung (median, minimum, maximum); * = p <0.05.

V74

Treating osteoarthritis in knee with mimicked interpositional spacer

K. Glatzeder[1], I. Komnik[1], W. Potthast[1]
[1]*Institut für Biomechanik und Orthopädie, Köln, Deutschland*

Fragestellung

Knee osteoarthritis (OA) is one of the main causes of pain and leads to physical disability [1]. For many years, osteoarthritis has been seen as a disorder with few treatment options. Unicompartmental joint replacement or osteotomy are the choices for younger and active patients if they suffer from unicompartmental OA [2]. Alternatively, a new treatment could be the minimally invasive insertion of a mimicked interpositional knee spacer made of PU, to avoid loss of bone, preserve the natural bone stock and extend the time to one of the other treatment methods. The aim of this study was to measure the influences of these devices on the knee joint, from a biomechanical point of view. The load distribution of the spacer in the medial knee compartment was examined on recreated 3D printed knee models of knees of cadaveric legs.

Material und Methode

A knee simulator was developed to study knee joint loading during movement with and without insertion of different spacer types into cadaveric legs as well as artificial replicas. The loading conditions were executed with simulated muscle forces induced by actuators *(DSN-25-100-PPV, DSEU-50-100-P-A).* The procedure was conducted with identical, 3D printed bone parts *(Acrylonitrile Butadiene Styrene, ABS)* of Femur, Tibia and Patella of a cadaveric leg. The workflow for creating and printing the models can be seen in Fig 1.

Figure 1: Demonstration of the workflow for creating 3D printed models based on bone geometry of cadaveric legs. The first column shows the insertion into a CT and the segmentation of the data afterwards. Column two includes the workstep of creating nurbs to regain a format to construct knee spacers and to print the bone models, shown in column three.

Joint contact pressure and pressure distribution was determined using a Tekscan pressure mapping sensor 4000 *(Tekscan Inc., South Boston, MA, USA; 50Hz)* shown in Fig. 2. Testing was carried out with two different, individually adapted knee spacer types *(spacer A, spacer B)*, differing in thickness *(manufactured by engineering company).*

The recreated 3D printed model was tested in the loading apparatus under five conditions: no spacer, pressure measuring on top of spacer A and B, and pressure measuring at the tibial plateau on the bottom of spacer A and B. 30 cycles of flexion-extension between 180° and 90° were performed. The simulated muscle forces were 300 N *(Quadriceps, extension)* and 100 N *(Hamstrings, flexion)*. Statistical analysis was done with Statistical Parametric Mapping *(SPM)*.

Figure 2: Demonstration of testing of a cadaveric leg without soft tissue (a), the 3D printed bone parts of Femur, Tibia and Patella (b), and measuring setup of pressure sensors at the tibial plateau with medial inserted spacer (c).

Ergebnis

There was a significant difference in regard to contact pressure between the measurements with spacer A and B, and without spacer; with spacer B showing lower pressure values and higher loaded area than spacer A (Fig 3). Both spacers increased the loaded area. Additionally, there was a significant increase in pressure on the lateral compartment between measurements with and without spacers A and B (Fig 3).

Figure 3: Presentation of mean pressure of the medial and lateral compartment. Normalized trials on all movement cycles (28) displayed for the conditions without spacer and with spacer A and B.

Schlussfolgerung

The results showed that the use of a mimicked interpositional knee spacer could reduce the knee joint pressure on the medial compartment and thus positively influence the course of the disease in knee OA. The fact that the pressure on the lateral side increases by the use of a spacer must be considered concerning the thickness of the spacer. Further measurements have to be done with more cadaveric legs and their recreated 3D print-models, to establish this new treatment for medial knee osteoarthritis.

Abb. 1

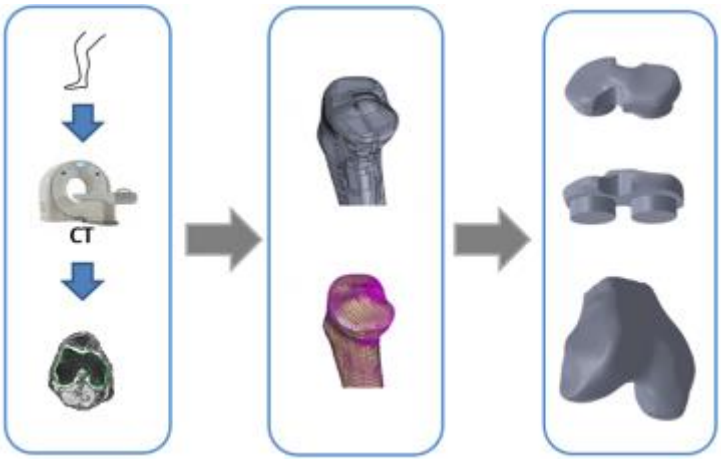
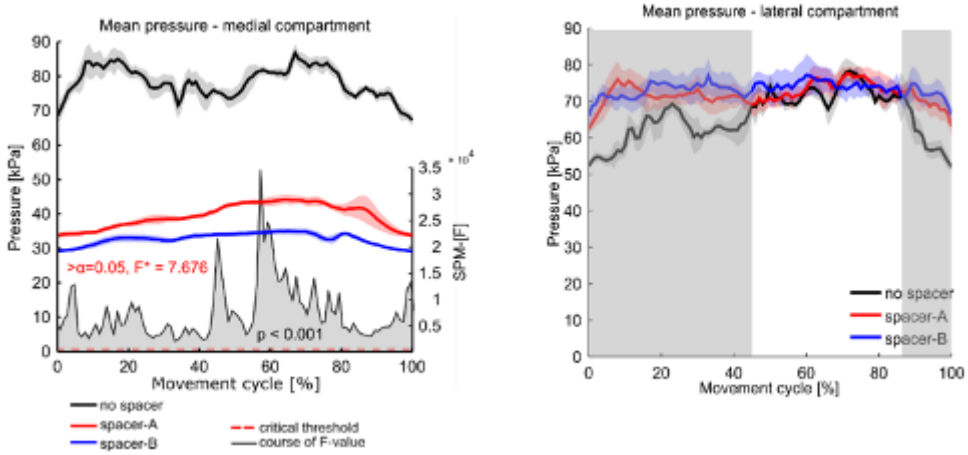

CT

Abb. 2


Mean pressure - medial compartment
Pressure [kPa]
Movement cycle [%]
SPM-[F]
>α=0.05, F* = 7.676
p < 0.001
no spacer
spacer-A
spacer-B
critical threshold
course of F-value
Mean pressure - lateral compartment
Pressure [kPa]
Movement cycle [%]
no spacer
spacer-A
spacer-B

V75

Rückflächiger Polyethylenverschleiß, Partikelmigration und Effektivität von Schraublochverschlüssen an künstlichen Hüftpfannen.

S. Braun[1], S. Vardag[1], S. Schröder[1], C. Ludwig[1], U. Müller[1], R. Sonntag[1], J. P. Kretzer[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Labor für Biomechanik und Implantatforschung, Heidelberg, Deutschland

Fragestellung

Neben dem artikulierenden Verschleiß treten in der Hüftendoprothetik auch sekundäre Verschleißprozesse aufgrund von Mikrobewegung z.B. an der Rückseite von fixierten Polyethylene (PE)-Inlays auf. Die Untersuchung von rückflächigem Verschleiß ist auf eine rein subjektive Bewertung von Oberflächenschäden limitiert und beschreibt meistens einen vernachlässigbaren rückflächigen PE-Verschleiß. Jedoch weisen Osteolysen, welche am Azetabulum häufig pfannenrückseitig im Bereich der Schraubenlöcher auftreten und die daraus begünstigten Pfannenlockerungen durchaus auf ein klinisch relevantes Maß an rückflächigen PE-Verschleiß hin. Zudem steht in der Diskussion, ob eine Wanderung von artikulationsbedingten Verschleißpartikeln durch rückflächige Schrauböffnungen hinter die Pfanne entsteht und dadurch das Potential zur pfannenrückseitigen Osteolyse zunehmend begünstigt wird. Ziel der Studie ist daher die quantitative Messung von rückflächigem PE-Verschleiß, die Charakterisierung der freigesetzten PE-Verschleißpartikel, sowie die Untersuchung der Partikelmigration. Folgende Fragestellungen sind daher adressiert: (1) Wird rückflächiger Verschleiß generiert (2) Welche Morphologie und Größe weisen diese rückflächigen PE-Verschleißpartikel auf? (3) Wandern Verschleißpartikel aus dem Artikulationsbereich hinter das Inlay? (4) Verhindern Schraublochverschlüsse eine Migration der Partikel hinter die Pfanne?

Material und Methode

Für die Studie wurden Allofit® Pfannensysteme (Zimmer Biomet, Durasul®) mit 7 Schraublöcher sinusförmig mit 2500 N (f=3Hz) belastet. Neben einer axialen Kompression wird gleichzeitig ein Torsionsmoment von 5 Nm in die Gleitpaarung appliziert. Der artikulationsbedingte Verschleiß wird durch eine stoffschlüssige Verbindung zwischen den Artikulationskomponenten vermieden, womit eine isolierte Untersuchung von sekundären Verschleißprodukten ermöglicht wird. Durch ein 2-Kammer-Prinzip (Abb. 1) wird die Trennung zwischen dem artikulierenden und rückseitigen Pfannenbereich realisiert. Beide Kammer sind mit Reinstwasser befüllt und nehmen die Verschleißprodukte in das System auf. Das Reinstwasser wird nach 2x10^6 Zyklen filtriert, woraufhin mit Hilfe eines hochauflösenden Rasterelektronenmikroskops die Verschleißprodukte nach Partikelanzahl, Größe und Morphologie gemäß ASTM F1877-05 charakterisiert werden. Zur Ermittlung der Partikelmigration wird eine definierte Konzentration von primären Verschleißpartikeln der artikulationsseitigen Kammerflüssigkeit zugesetzt. Nach Versuchende wird die pfannenrückseitige Kammerflüssigkeit isoliert von der vorderen Kammer bzgl. primärer Verschleißpartikel untersucht. Für die Evaluierung der Effektivität von Schraubverschlüssen wird dem System dieselbe Konzentration an primären Verschleißprodukten zugesetzt. Alle Schraublöcher werden mit den dafür vorgesehenen Verschlusskappen verschlossen.

Ergebnis

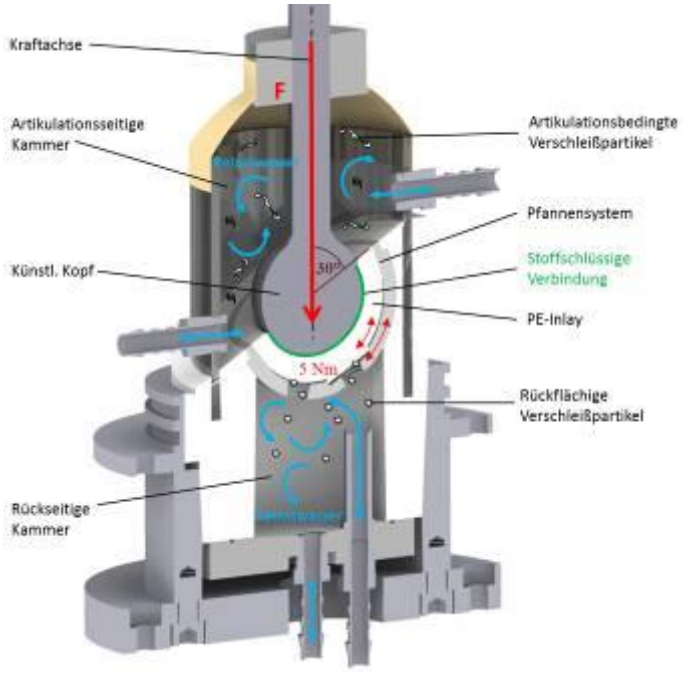
Es wurde ein rückflächiger PE-Verschleiß mit einer Partikelanzahl von 5,74x10^8±1,05x10^8 pro 1x10^6 Zyklen ermittelt. Die Partikelcharakterisierung ergab im Vergleich zu primären Verschleißprodukten deutlich kleinere (65,6±1,21nm) und rundere (Rundheit: 0,76±0,04, Aspect Ratio: 1,30±0,20) Partikel. Ohne Verschlusskappen konnte eine Partikelmigration hinter die Pfanne von 37,6% der artikulationsseitig zugesetzten Verschleißpartikel ermittelt werden. Verschlusskappen reduzierten die Migration der Verschleißpartikel lediglich um 5%.

Schlussfolgerung

Es wurde gezeigt, dass der rückseitige PE-Verschleiß auch bei modernen Pfannensystemen nach wie vor ein Thema sein kann und sich die Verschleißpartikel deutlich von den artikulierenden unterscheiden. Zudem konnte trotz Verschlusskappen eine Migration von PE-Partikeln hinter die Pfannen beobachtet werden. Daher sollte eine stetige Verbesserung der Inlay-Verankerung, als auch die Steigerung der Effektivität von Verschlusskappen zukünftig weiter angestrebt werden.

Abb. 1: Probenkammer [Braun S et al. Acta Biomater. (2018) Nov.]

Abb. 1



V76

Effect of tibial derotation osteotomy on gait deviations in patients with isolated increased tibial torsion

N. Alexander[1], K. Studer[1], H. Lengnick[1], E. Payne[1], H. Klima[1], R. Wegener[1]
[1]*Ostschweizer Kinderspital, Abteilung Kinderorthopädie, St. Gallen, Schweiz*

Fragestellung

Tibial torsion is a rotational deformity between the proximal and distal joint axis along the shaft, which can be pathologically increased or decreased.[1] Accordingly, the foot is more externally or more internally rotated.[2] Patients might increase hip internal rotation during walking to compensate for increased tibial torsion.[3] The aim of this study was to assess the effect of tibial derotation osteotomy on gait deviations in patients with increased tibial torsion.

Material und Methode

Thirteen patients (13.6 ± 1.3yrs, BMI 19.1 ± 1.8, 20 limbs) with increased tibial torsion (CT confirmed 49.2 ± 4.8°) were analysed pre and post tibial derotation osteotomy and compared with 17 healthy controls (13.6 ± 2.3yrs, BMI 18.2 ± 2.5, 32 limbs). Kinematic (Vicon, 200 Hz) and kinetic data (AMTI, 1000 Hz) were recorded and three valid gait cycles were analyzed. Principal component (PC) analysis was used to achieve data transformation. A linear mixed model was used to estimate the main effect of PC-scores of retained PCs explaining 90% of the cumulative variance.

Ergebnis

Pre-op patients walked with increased external foot progression angle (Figure 1, PC1 83.0%, p=0.000) and increased internal hip rotation (Figure 2, PC1 62.3%, p=0.000). Post-op the foot progression angle did not differ between patients and controls (Figure 1, PC1 69.2%, p=0.526). Patients still showed an increased internal hip rotation (Figure 2, PC1 62.8%, p=0.000), even though hip internal rotation improved post-op compared to pre-op (PC1 51.6%, p=0.008).

Figure 1: Reconstruction of the foot progression angle as well as PC loading are presented for patients (grey dashed line) and controls (black solid line) pre (left) and post (right) tibial derotation osteotomy.

Figure 2: Reconstruction of the hip rotationas well as PC loading are presented for patients (grey dashed line) and controls (black solid line) pre (left) and post (right) tibial derotation osteotomy.

Schlussfolgerung

Concluding, 1.2 ± 0.2 years after tibial derotation osteotomy patients showed a physiological foot progression angle, but still walked with increased internal hip rotation. Increased internal hip rotation was assumed to be a compensation pattern to decrease excessive external foot rotation pre-op as femoral antetorsion was physiological (CT confirmed 19.9±5.8°). Further analysis is needed in the future to evaluate if either extensive gait training is needed after surgery and/or gait patterns need more time to normalize.

References

[1] Staheli. *Pediatr Clin North Am*. 1986;33:1373-83.
[2] Fabry, et al. *Clin Orthop Relat Res*. 1994: 22-6.
[3] Hicks, et al. *Gait Posture*.2007; 26:546-52.

Abb. 1

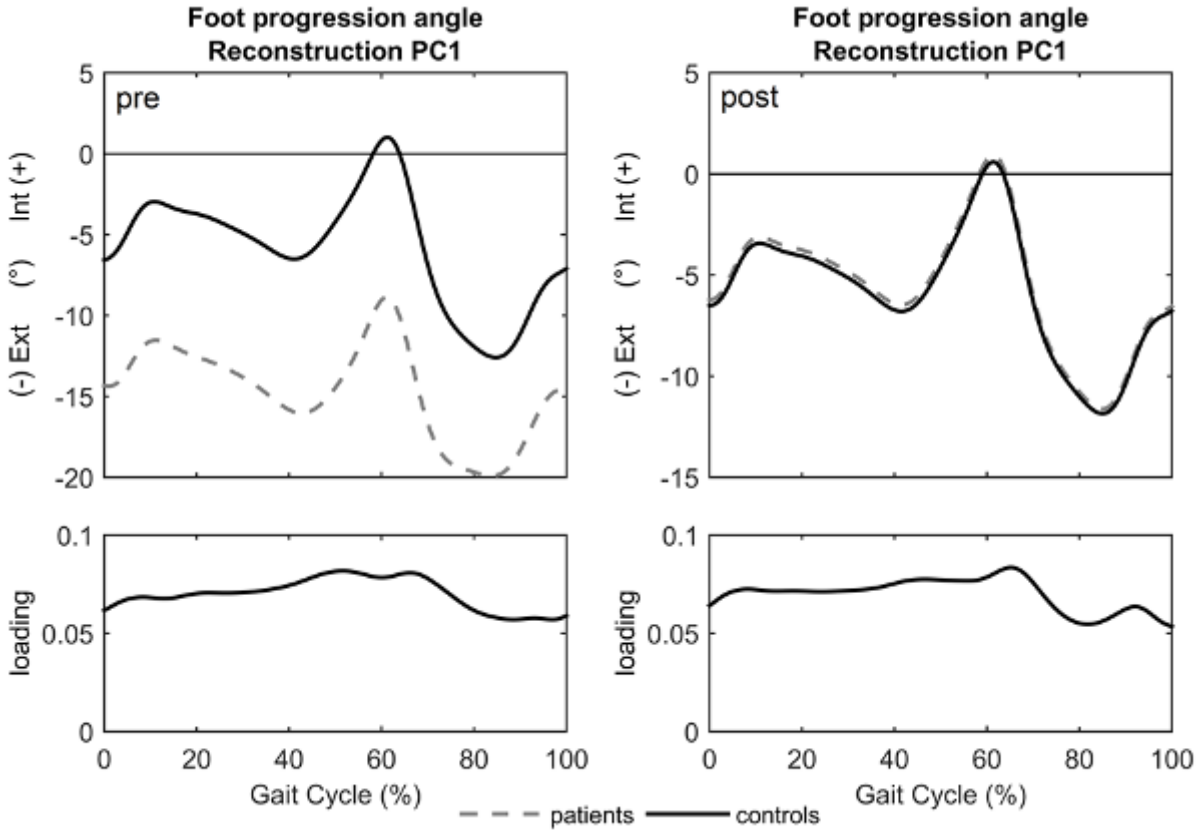
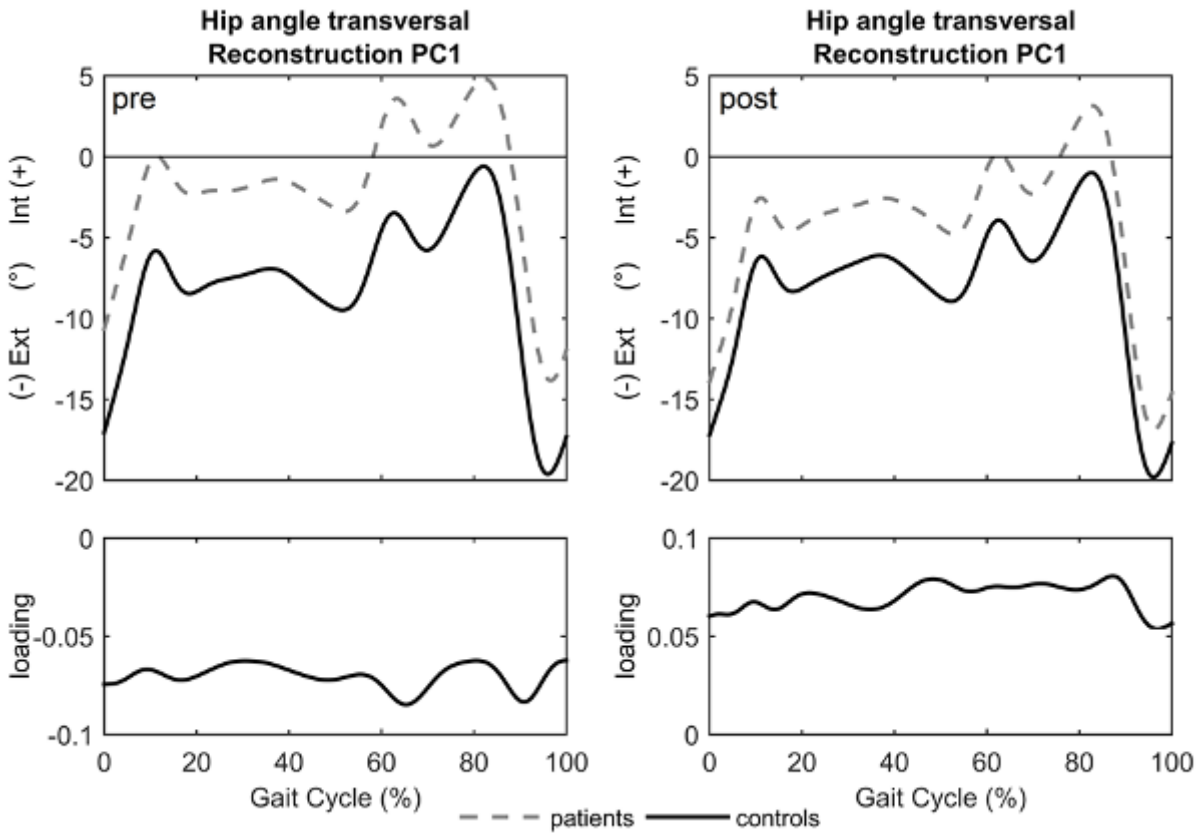

Foot progression angle
Reconstruction PC1
pre
post
(-) Ext (°) Int (+)
loading
Gait Cycle (%)
patients
controls

Abb. 2


Hip angle transversal
Reconstruction PC1
pre
post
(-) Ext (°) Int (+)
loading
Gait Cycle (%)
patients
controls

V77

Effect of the humeral neck-shaft angle and glenosphere lateralization on stability of reverse shoulder arthroplasty: A cadaver study

M. Ferle[1], M. F. Pastor[1,2], J. Hagenah[1,2], C. Hurschler[1], T. Smith[2]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland*
[2]*Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik, Hannover, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

V78

Lower extremity kinematics during landings depend on the subsequent task

T. Neitmann[1], L. Krahl[1], N. M. Brisson[1], A. N. Agres[1], G. N. Duda[1]
[1]*Julius Wolff Institut, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Game situations in team sports often require athletes to quickly transition from one motion to another. A standardized test that mimics this is the drop jump. It involves "dropping" off a box, landing on both feet, immediately jumping upwards, and landing once again on both feet. The first and second landing phase of this test have different functional objectives: during the first landing the aim is to generate power for the subsequent jump, whereas during the second landing the objective is to decelerate the body to regain stability. The second landing could be valuable to assess risk of non-contact anterior cruciate ligament injury as such injuries often occur during landing maneuvers but not at push off [1]. Yet, current practice in injury risk screening is to analyze kinematics of the first landing [2]. The aim of this study is to identify differences in landing strategies, depending on the type of task (either jumping or stabilizing) following landing.

Material und Methode

Thirty-eight adolescent female soccer players (12-15 years, 163.2 ± 5.6 cm, 55.0 ± 8.4 kg) were recruited from a local club. Three-dimensional kinematics were recorded using a 10-camera motion capture system while participants performed three drop jump trials. Participants were instructed to drop off a 30 cm high box, touch the ground for as short a duration as possible and subsequently jump as high as possible, with no instructions given for the second landing. Sagittal plane hip, knee, and ankle kinematics were calculated for the dominant limb for each landing, beginning with initial foot-ground contact and ending at maximum knee flexion. Kinematic variables were compared between landings using Statistical Parametric Mapping [3], which is a method for conducting hypothesis tests on waveforms (e.g., joint angles), thereby eliminating the need to extract discrete variables (e.g., peak values) for statistical analysis.

Ergebnis

Significant differences were observed in the kinematics of all three joints between the two landing phases ($p<0.001$) (Figure 1). Both the hip and knee were more flexed throughout the entirety of the drop landing compared to the jump landing. From 0–17% and 79–100% of the cycle, the ankle was also more flexed during the drop landing.

Schlussfolgerung

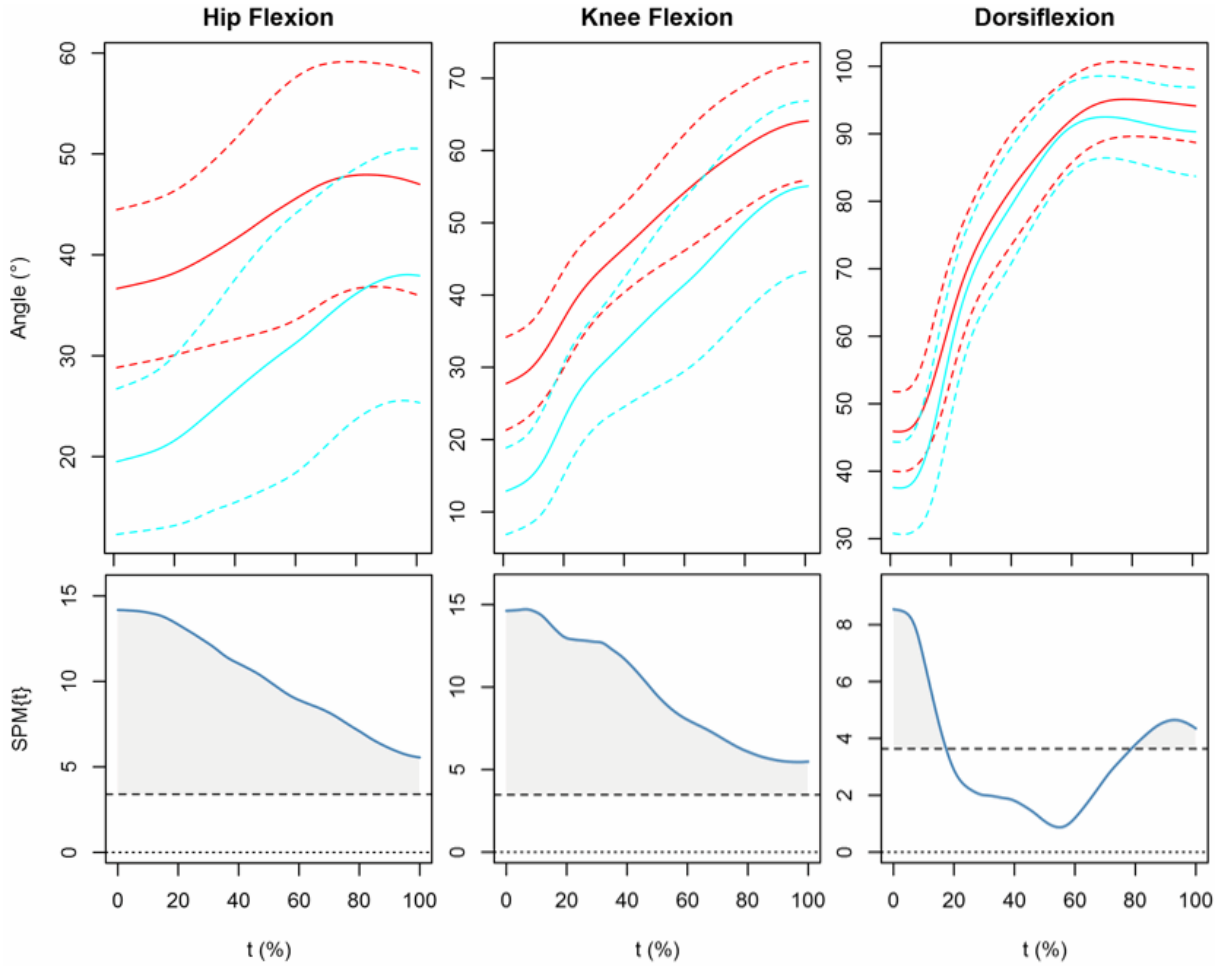
The greater flexion angles observed during the first landing likely reflect the functional kinematic-chain requirement for performing the subsequent jump. In contrast to the second landing where the aim is solely to decelerate the center of mass, sufficient power must be generated during the first landing to accelerate the center of mass upwards to perform the subsequent jump. The differences in lower-extremity joint flexion angles were greatest at initial contact. During the second landing, the knee was more extended, a feature that may have important implications for injury risk assessment because previous research has observed that athletes land with similar kinematics in actual knee injury situations [3]. As no instruction were given on how to perform the second landing, it might reflect the athlete"s natural landing strategy. Future studies evaluating the effects of preventive training interventions should consider evaluating kinematics of the second landing of a drop jump as an outcome. Training-induced changes such as an increase in knee flexion at initial contact could potentially be an indicator of reduction of injury risk.

References

[1] Krosshaug et al., 2007. *Am J Sports Med, 35*(3):359.
[2] Hewett et al., 2005. *Am J Sports Med, 33*(4):492.
[3] Pataky et al., 2013. *J Biomech, 46*(14):2394.

Figure 1: (Top) Sagittal plane kinematics during the first (red) and second (blue) landing. Solid lines represent mean trajectories and dashed lines indicate ± 1 standard deviation. (Bottom) Trajectories of the t-statistic. Shaded areas highlight clusters of significant differences ($p<0.05$), with higher values indicating larger differences between landings.

Abb. 1



V79

90°-Richtungswechsel: Risikofaktor für Leistenverletzungen?

T. Dupré[1], S. David[1], W. Potthast[1]
[1]*Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik und Orthopädie, Köln, Deutschland*

Fragestellung

In Sportarten mit vielen schnellen Richtungswechseln (RW) oder Schussbewegungen wie bspw. Fußball, sind Verletzungen im Leistenbereich und an den Adduktoren weit verbreitet [1]. Dementsprechend werden solche Verletzungen mit den oben genannten Bewegungen in Verbindung gebracht. Allerdings lassen die vielen epidemiologischen Studien bisher nur Spekulationen über die tatsächlichen Ursachen zu. Die Ergebnisse der wenigen biomechanischen Studien, die sich mit der Beanspruchung der Adduktoren durch Schussbewegungen beschäftigen deuten darauf hin, dass es auf Grund hoher muskulärer Beanspruchung der Adduktoren hier vermutlich einen Zusammenhang gibt [2]. Für schnelle RW wurden in dieser Hinsicht bisher noch keine Studien durchgeführt. Daher ist das Ziel dieser Studie, die Kinetik des Hüftgelenks sowie den Muskelstress ausgewählter Adduktorenmuskeln bei 90°-RW zu berechnen.

Material und Methode

Dreizehn Probanden (76 ± 5,8 kg; 177 ± 6,5 cm) wurden bei 90°-RW mittels 3D-Bewegungsanalyse (200 Hz, Vicon, Oxford, UK) sowie einer Kraftmessplatte (1000 Hz, Kistler, Winterthur, CH) untersucht. Alle Probanden führten den RW mit ihrem rechten Bein durch. Dabei bewegten sie sich auf Kunstrasen der dritten Generation (Polytan, Burgheim, D). Für die inversdynamische Modellierung mittels AnyBody (6.0, AnyBody Technology, Aalborg, DK) wurde ein Menschmodell bestehend aus sieben Segmenten erstellt. Der Muskelstress von Adduktor Longus und Gracilis wurde als Normalisierung der Muskelkraft auf den physiologischen Querschnitt berechnet, wobei die Kräfte mittels einer kubischen Kostenfunktion auf die einzelnen Muskeln verteilt wurden. Alle Parameter wurden in Matlab (R2017a, The MathWorks, Natick, MA, USA) auf den Kontakt mit der Kraftmessplatte normalisiert und aus den fünf aufgezeichneten Versuchen gemittelt.

Ergebnis

Die maximalen externen Drehmomente am Hüftgelenk des Standbeins betrugen in der Sagittalebene 2,54 ± 0,47 Nm*kg-1 (Flexion) und 1,84 ± 0,35 Nm*kg-1 (Extension). In der Frontalebene wurden Drehmomente von 0,79 ± 0,31 Nm*kg-1 für die Adduktion und 1,22 ± 0,25 Nm*kg-1 in der Abduktion gemessen. Die Rotationsdrehmomente an der Hüfte betrugen 0,61 ± 0,16 Nm*kg-1 (Innenrotation) bzw. 0,32 ± 0,12 Nm*kg-1 (Außenrotation). Für Gracilis wurde in der Standphase ein maximaler Muskelstress von 258,31 ± 37,63 kPa errechnet, während er beim Adduktor Longus bei 94,42 ± 15,41 kPa lag.

Schlussfolgerung

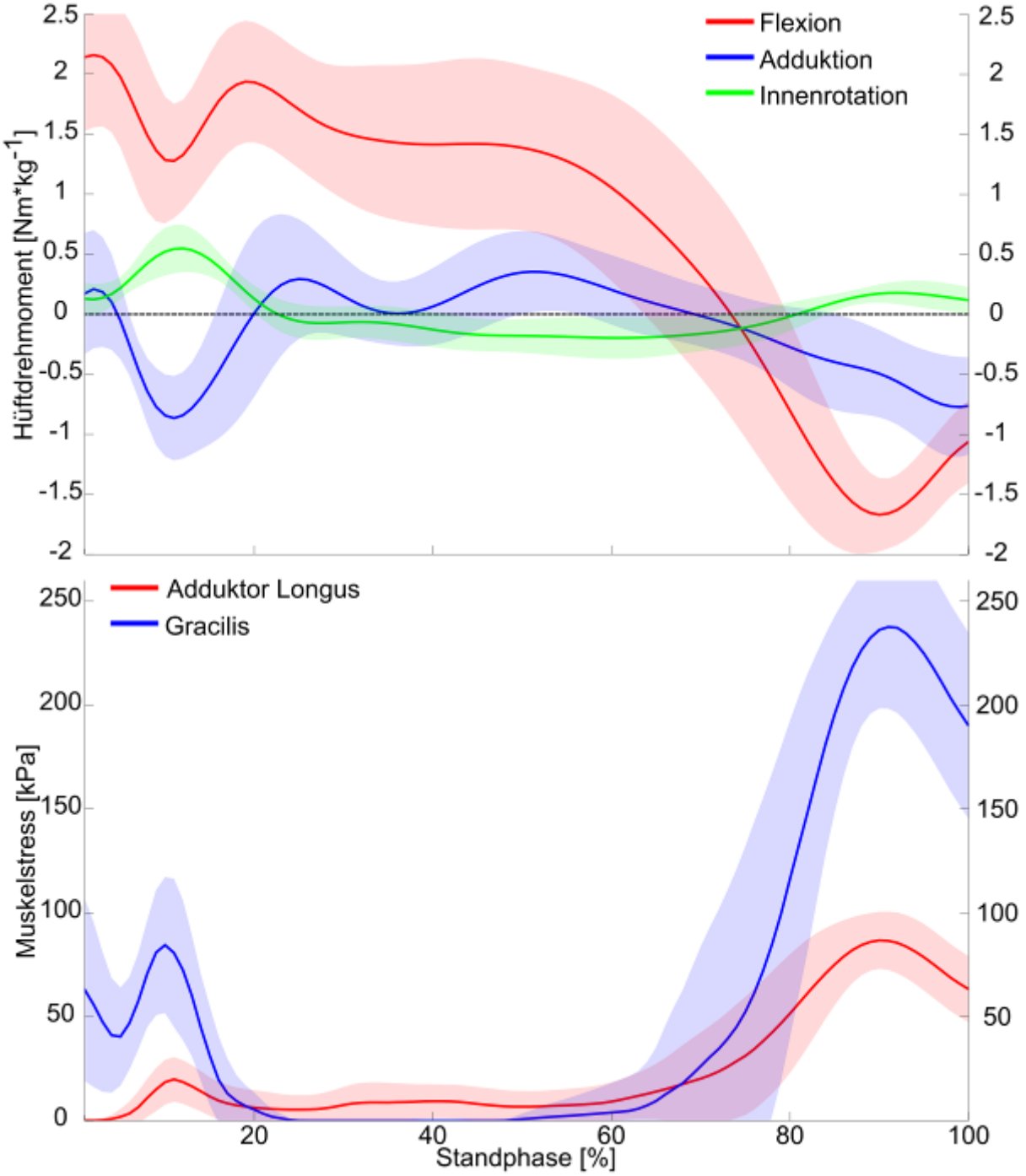
Keine bisherige Studie hat Muskelkräfte oder –stress bei RW untersucht. Die vorliegende Studie konnte die Hypothese, dass RW durch eine hohe muskuläre Beanspruchung der Adduktoren zu Überlastungsverletzungen der Adduktoren und Leistengegend führen nicht bestätigen. Bei RW lagen die Maximalwerte des Muskelstresses nur bei 60 % des Maximums welches beim Passspiel erreicht wird [2]. In Einklang damit wurden beim Passen höhere Drehmomente in der Frontalebene gemessen. Weiterhin ist auffällig, dass der Muskelstress erst in der terminalen Standphase, der Beschleunigungsphase, einen kurzen aber starken Anstieg verzeichnet und hier auch sein Maximalwert zu finden ist (Abb. 1). Die Ergebnisse lassen vermuten, dass die Rolle von RW in der Entwicklung von Leistenverletzungen möglicherweise bislang überschätzt wurde. Dass der höchste Stress in der Beschleunigungsphase gefunden wurde deutet zudem darauf hin, dass auch geradlinige Beschleunigungen wie sie im Fußball häufig vorkommen als Risikofaktor für Leistenverletzungen in Betracht gezogen werden sollten.

Referenzen

[1] Arnason, A., et al. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American Journal of Sports Medicine*, *32*(1 Suppl), 5S–16S.
[2] Dupré, T., et al. (2018). Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *Journal of Sports Sciences*, *36(16),* 1827-1835.

Abbildung 1: Mittelwertverläufe der Drehmomente (oben) und des Muskelstresses von 13 Probanden bei einem 90°-RW. Schattierte Bereiche stellen die Standardabweichung dar.

Abb. 1



V80

Leistungsoptimierung der Abwehraktion von Handballtorhütern. Bewegungszeit und Explosivkraftentwicklung in Abhängigkeit verschiedener Grundpositionen (Kniewinkelausgangsstellungen)

S. Erdrich[1], P. Jahnke[2], A. K. Kuhnhardt[1], F. Salami[3]
[1]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Institut für Sport und Sportwissenschaft, Heidelberg, Deutschland
[2]Rhein-Nekar-Löwen GmbH, Mannheim, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Heidelberg, Deutschland

Fragestellung

Millisekunden entscheiden im Handball darüber, ob die Abwehraktion eines Torwarts erfolg-reich ist oder nicht (1). Neben einer guten Antizipitation spielt dabei die Kraftentwicklung der Beinmuskulatur eine entscheidende Rolle. Wilson et al. konnten Unterschiede in der Maximal- und Explosivkraft bei Squatjumps aus 30° und 50° Ausgangsstellung nachweisen (2). Der Einfluss der Grundposition (Kniewinkelausgangsstellung) bei einer handballspezifischen Abwehraktion auf die Bewegungszeit (Bewegungseinleitung bis Ballkontakt) sowie leistungs-bestimmende Parameter wie Maximalkraft und Explosivkraft wurde bisher nicht untersucht. Aus den Ergebnissen lassen sich wichtige Trainingsempfehlungen für Torhüter ableiten.

Material und Methode

In einer Einzelfallanalyse wurde ein Nachwuchstorhüter (B-Jugend, 15 J., 1,90 m, 75,2 kg) der Rhein-Neckar Löwen getestet. Die Erfassung der Kinematik und Kinetik erfolgte mittels einer 3D Vicon-Bewegungsanalyse (12 Kameras, 120 Hz) und einer Kistler Kraftmessplatte (1080 Hz). Für die Simulation der Abwehraktion eines Rückraumangriffs ins rechte bzw. linke obere Eck wurde ein Ball in Anlehnung an die Tor-Maße 3,00 m x 2,00 m mit der Außenkante bei 1,50 m und der Oberkante bei 2,00 m im Labor aufgehängt. Das Messprotokoll umfasste die drei Grundpositionen: 40°, 60° und frei wählbar in randomisierter Reihenfolge. Die Kontrolle der Kniewinkelausgangsstellung erfolgte über die manuelle Anlage eines Winkelmessers. Für jede Kondition wurden pro Bein (dom/nichtdom) drei Versuche mit einer frei wählbaren Armhaltung und drei Versuche mit einer fixen Armhaltung (Arme auf Brusthöhe vor dem Körper, ca. 90° Beugung im Ellbogengelenk) durchgeführt. Die Versuchsperson war aufgefordert die entsprechende Abwehraktion maximal schnell (Beginn zeitlich selbst wählbar) aus der vorgegebenen Ruheposition zu absolvieren (Abb. 1). Zwischen den einzelnen Aufnahmen lagen 20-30 Sek. Pause. Die Bewegungszeit wurde definiert als die Zeit, ab der die vertikale Bodenreaktionskraft 25 Newton überstieg bis zum Ballkontakt.

Ergebnis

Es zeigt sich insgesamt kein festes Muster für die untersuchten Parameter. Der Torhüter zeigt bei seiner frei gewählten Grundposition für beide Beine (Ausnahme: "Dom, Arme fix"), die geringste Kniebeugung in der Ausgangsstellung (MW: 34,3°±3,8°). Für die nichtdominante Seite fällt auf, dass die freie Grundposition jeweils zur kürzesten Bewegungszeit führte (Ndom, Arme fix: PosFrei: 701±86 ms, 40°: 824±101 ms, 60°: 745±79 ms). Bei seiner frei gewählten Grundposition sowie bei 40° Kniebeugung erfolgt im Gegensatz zur 60° Grundstellung eine Ausholbewegung, die sich in der Kraft-Zeit-Kurve in Form einer Counter-Movement(CM)-Bewegung niederschlägt. Die Ausholbewegung geht größtenteils mit einer stärkeren Explosiv-kraft einher. Abwehraktionen mit CM-Charakteristik zeigen sowohl längere als auch kürzere Bewegungszeiten. Auffällig ist, dass für die fixe Armhaltung überwiegend kürzere Bewegungszeiten zu verbuchen sind (Dom_PosFrei_Afix: 660±35 ms vs. Dom_PosFrei_Afrei: 718±17 ms). Der Torhüter ist beim Abdrücken von seinem dominanten Bein über alle Konditionen schneller am Ball, als von seinem nichtdominanten Bein.

Schlussfolgerung

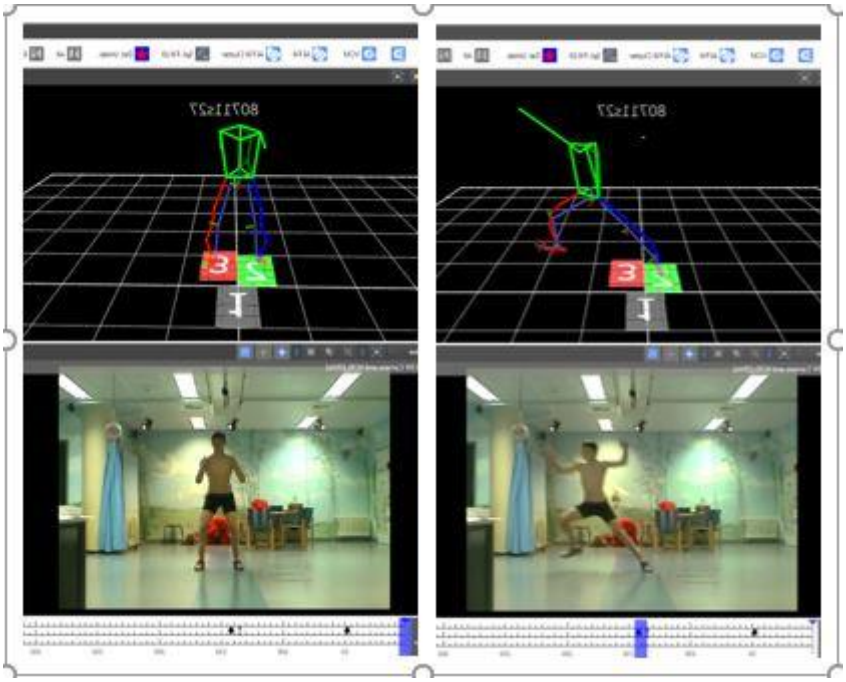
Die Ergebnisse zeigen, dass die Abwehraktion nicht ausschließlich aus einer Squat-Position stattfindet, sondern je nach Kondition auch eine CM-Bewegung zu verzeichnen ist. Inwiefern die CM-Bewegung bei der Handball Abwehraktion einen Zeitverlust für den Torhüter bedeutet, kann mit der Einzelfallanalyse nicht hinreichend geklärt werden. Die hohe Variabilität der Kraft-Zeit-Kurvenverläufe hängt möglicherweise mit dem Spielniveau des Torhüters zusammen. Momentan werden zwei weitere Torhüter auf höherem Spielniveau ausgewertet, die mit in die Analyse eingehen sollen.

Literatur

[1] Schorer (2006). *Dissertationsschrift*, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
[2] Wilson et al. (1995). *J Strength & Cond Research 9* (3), 176-181.

Abb. 1: Abwehraktion. Nichtdominante Seite (Abdruckbein), Grundposition 40°, Arme fix.

Abb. 1



V81

Zusammenhänge zwischen der Sensorik der Fußsohle und biomechanischen Parametern der unteren Extremität im einbeinigen Stand und bei einbeiniger Sprunglandung

J. Klemp[1,2], M. Alfuth[1,2]
[1]*Hochschule Niederrhein, Fachbereich Gesundheitswesen, Krefeld, Deutschland*
[2]*Deutsche Sporthochschule Köln, Universitäre Weiterbildung, M.Sc. Sportphysiotherapie, Köln, Deutschland*

Fragestellung

Eine Stimulation der kutanen Mechanorezeptoren und Nerven der Fußsohle beeinflusst die posturale Kontrolle im Stand und die muskuläre Aktivität während des Gehens. Unklar ist, ob die posturale Kontrolle im Stand und die muskuläre Aktivität bei Sprunglandungen von der Berührungsempfindlichkeit der Fußsohle abhängig sind. Ziel dieser Studie war, den Zusammenhang zwischen der Sensorik der Fußsohle und der posturalen Kontrolle im Stand sowie der muskulären Aktivität während einer einbeinigen Sprunglandung zu untersuchen.

Material und Methode

Zweiundzwanzig gesunde, körperlich aktive Probanden (8 ♀, 14 ♂; Alter = 24,2 ± 6 Jahre) nahmen an der Studie teil. Mittels Semmes-Weinstein Monofilamenten wurden die Berührungsschwellen an drei Lokalisationen der Fußsohle [Ferse, Metatarsalkopf I (MTH I), Metatarsalkopf V (MTH V)] des dominanten Beines bestimmt. Die Schwankung des Kraftangriffspunktes [Center of pressure (COP)] unter dem Fuß während des Einbeinstandes wurde mittels Kraftmessplatte (KMP, Bertec) gemessen. Ferner wurden die vertikale Bodenreaktionskraft (vGRF) mittels KMP und die Muskelaktivitäten (%MVC) von 6 Muskeln der unteren Extremität mittels Oberflächen-Elektromyographie (EMG) während einer Sprunglandung (Single-leg-hop Test) aufgezeichnet. Die Zusammenhänge zwischen den Berührungsschwellen und den Messparametern wurden mittels Korrelationskoeffizienten nach Spearman oder Pearson bestimmt ($p<0,05$).

Ergebnis

Die Sensibilität der Fußsohle am MTH I korrelierte negativ mit der Aktivität des M. vastus lateralis zum Zeitpunkt der maximalen vGRF ($r=-0,51$; $p=0,02$) und während der Stabilisationsphase nach Sprunglandung ($r=-0,54$; $p=0,014$). Die medio-laterale COP-Schwankung im Einbeinstand korrelierte positiv mit der Aktivität des M. peroneus longus während der Stabilisationsphase nach Sprunglandung ($r=0,53$; $p=0,018$).

Schlussfolgerung

Eine niedrige Berührungsschwelle am MTH I scheint bei jungen Menschen moderat mit einer erhöhten muskulären Aktivität des M. vastus lateralis während Sprunglandungen zusammenzuhängen.

Abb. 1

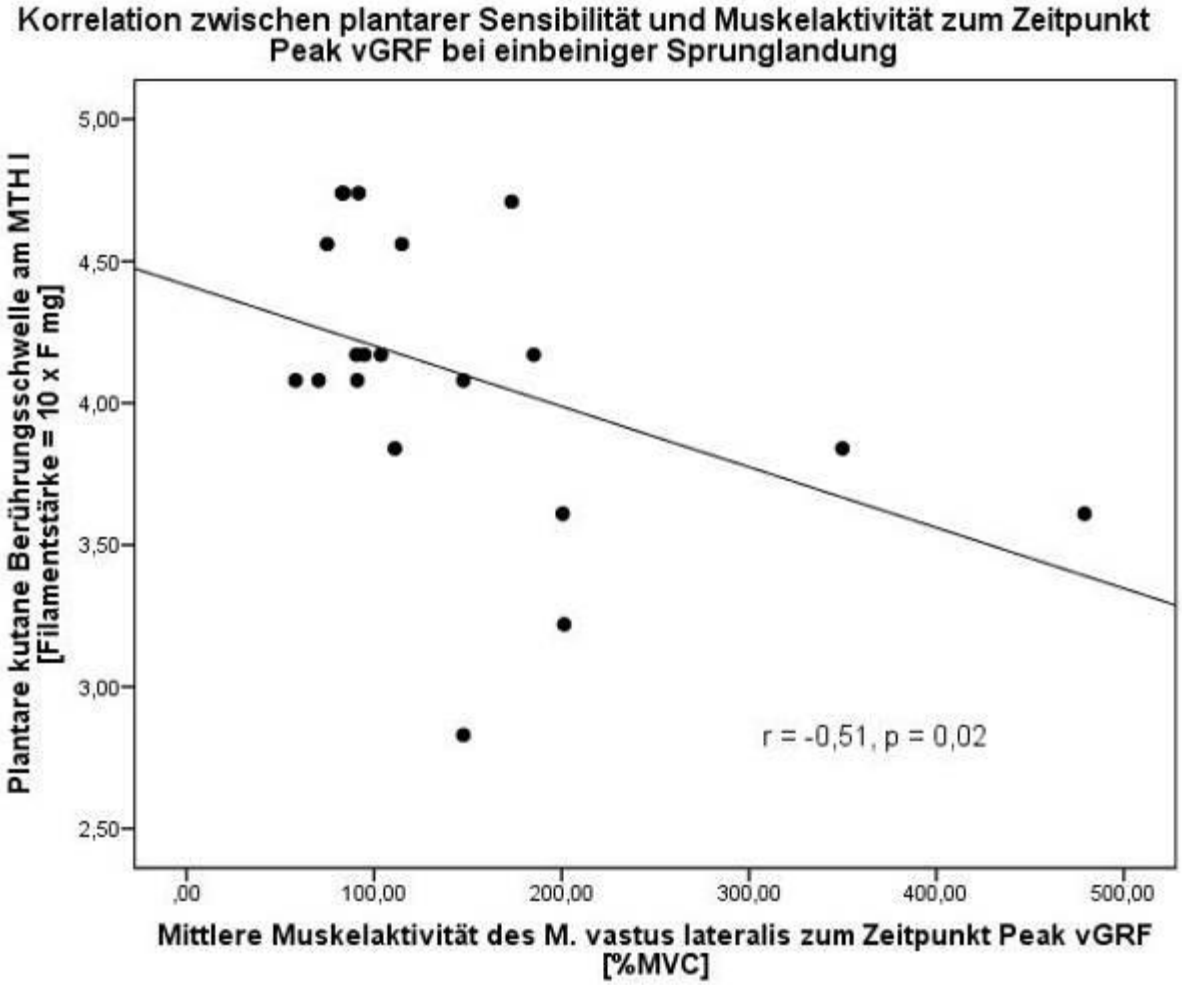
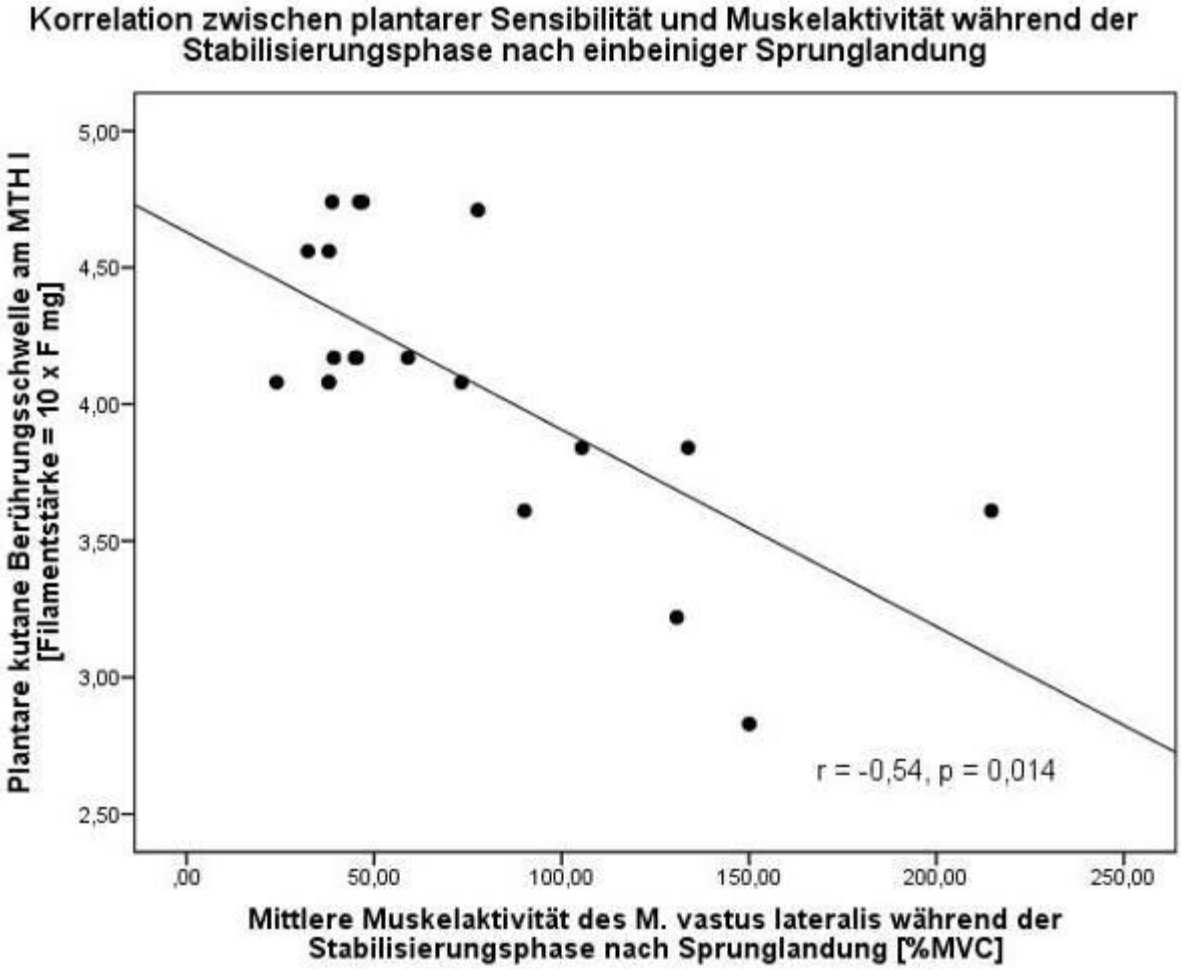

Korrelation zwischen plantarer Sensibilität und Muskelaktivität zum Zeitpunkt Peak vGRF bei einbeiniger Sprunglandung
Plantare kutane Berührungsschwelle am MTH I [Filamentstärke = 10 x F mg]
5,00
4,50
4,00
3,50
3,00
2,50
r = -0,51, p = 0,02
,00
100,00
200,00
300,00
400,00
500,00
Mittlere Muskelaktivität des M. vastus lateralis zum Zeitpunkt Peak vGRF [%MVC]

Abb. 2


Korrelation zwischen plantarer Sensibilität und Muskelaktivität während der Stabilisierungsphase nach einbeiniger Sprunglandung
Plantare kutane Berührungsschwelle am MTH I [Filamentstärke = 10 x F mg]
5,00
4,50
4,00
3,50
3,00
2,50
r = -0,54, p = 0,014
,00
50,00
100,00
150,00
200,00
250,00
Mittlere Muskelaktivität des M. vastus lateralis während der Stabilisierungsphase nach Sprunglandung [%MVC]

V82

Muscle strength, neuromuscular control and coordination in low-back pain elite athletes

M. Moreno Catalá[1], A. Arampatzis[1], R. Dietrich[1]
[1]*Institut für Sportwissenschaft, Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Low back-pain (LBP) has dramatic consequences on athletic performance. Especially sport disciplines like hockey and rugby characterized by repetitive flexion, extension and torsional stresses predispose the lumbar spine to injury. Reported prevalence is up to 82,8 % for hockey and 73,3% for rugby players (Fett et al., 2017). However, studies taking into account the specificity of LBP in competitive sports are lacking. The purpose of this study was to investigate muscle strength, lumbar-pelvic coordination and neuromuscular control of spine stability in LBP hockey and rugby elite athletes.

Material und Methode

Two groups of hockey players with (n=14) and without LBP (n=20) and two groups of rugby players with (n=16) and without LBP (n=22) participated in the study. Muscle strength of the trunk was assessed during maximal isometric contractions. To quantify lumbar-pelvic coordination we examined the lumbo-pelvic ratio (LPR) during full flexion. Furthermore, we investigated the local dynamic stability of the spine using the maximum Lyapunov exponent (λmax) during cyclic trunk movements. Variables were analyzed using a two-way ANOVA.

Ergebnis

The maximum isometric trunk extension moments were significantly lower and λmax was significantly higher in the LBP compared to the healthy athletes in both sport disciplines. We found no significant differences in LPR between pain conditions.

Schlussfolgerung

The absence of pain-related differences in LPR indicate a well optimized lumbo-pelvic coordination achieved by all the athletes. Trunk extensors` strength decrease seems to be a LBP specific characteristic even in well trained athletes. The higher λmax found in LBP athletes indicates an athletic specific reduced ability of the spine to counteract and compensate neuromuscular control errors in the presence of pain. This provides evidence that both specific trunk extensors` strength and neuromuscular coordination training may be important components to reduce the risk of LBP in athletes.

References

Fett D. et al., *PLoS One*,12(6), 2017

V83

Ganzkörpervibration beim Rennradfahren: Effekte eines rennradspezifischen Dämpfungssystems

J. Viellehner[1], W. Potthast[1]
[1]*Institut für Biomechanik und Orthopädie - Deutsche Sporthochschule Köln, Köln, Deutschland*

Fragestellung

Vibrationen, wie sie z.B. durch Bodenunebenheiten wie Kopfsteinpflaster entstehen und durch den Fahrradrahmen auf den Athleten übertragen werden, sind im Radsport nicht nur maßgeblich für den Fahrkomfort verantwortlich, sondern gelten als Verletzungsrelevant [1] und beeinflussen möglicherweise die neurophysiologische Leistungsfähigkeit [2,3]. Eine neue Klasse komfort-orientierter Rennräder zielt daher auf eine Dämpfung der an den Fahrer übertragenen Beschleunigungen durch weniger steife Sattelstützen oder Dämpfungselemente zwischen Rahmen und Vorbau ab. Die vorliegende Studie soll zunächst auf Basis der resultierenden Beschleunigung Belastungsschwerpunkte durch Vibration beim Rennradfahren identifizieren. Darauf aufbauend wird die Interaktion eines rennradspezifischen Dämpfungssystems (Futureshock, Specialized USA) mit diesen evaluieren.

Material und Methode

30 trainierte Radsportler (75.9 ± 8.9 kg, 1.82 ± 0.05 m, Vo2max: 63 ± 6.8 ml/min/kg) absolvierten wettkampforientierte, zweiminütige Testfahrten (331 ± 65 W) mit und ohne Vibrationseinleitung (Netter Vibration, VTE 5/5 – 2NEG 50300) auf einem gedämpften (Specialized Roubaix Comp) und einem ungedämpften (Specialized Tarmac SL5 Expert) Rennrad. Radsport typische Charakteristika für die vertikale Beschleunigung an vorderem und hinterem Ausfallende (Frequenz: 44 Hz / 38 Hz; Amplitude 4.1 mm / 3.5 mm) wurden auf Basis von Outdoor Testfahren auf Kopfsteinpflaster abgeleitet. Auf den Körper übertragene, resultierende dreidimensionale Beschleunigungen wurden mit IMUs (Aktos-T, Myon, Schwarzenberg, CH, 2000 Hz) für den medial-distalen Unterschenkel, medialen-distalen Oberschenkel, unteren Rücken auf der Höhen von L5, Acromion, Nacken auf Höhe von C7 und medial-distalen Unterarm erfasst. Die statistische Analyse der Effekte von Vibration und Fahrradtyp erfolgte mittels einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung.

Ergebnis

Die Einleitung von Vibration bedingte für alle Testbedingungen und an allen Sensorpositionen erhöhte resultierende Beschleunigungen. Das gedämpfte Rad verringerte die Vibrationen am unteren Rücken (- 20 %), Acromion (- 38 %), Nacken (- 25 %) und Unterarm (- 50 %) signifikant. Jedoch unterschieden sich Beschleunigungen an Unter- und Oberschenkel für gedämpftes und ungedämpftes Rad nicht. Tabelle 1 gibt einen Überblick der diskreten Werte.

Schlussfolgerung

Erhöhte resultierende Beschleunigungen an allen Körperteilen legen eine gesteigerte Belastung des gesamten muskuloskelettalen Systems beim Fahrradfahren mit Vibration nahe. Das Dämpfungssystem reduzierte effektiv die Vibrationen an Oberkörper und Armen, jedoch nicht an der unteren Extremität. Der vergleichbare mechanische Stimulus für die vortriebsrelevante Muskulatur der unteren Extremitäten legt daher vergleichbare muskuläre Aktivierung und metabolischen Energiebedarf mit und ohne Dämpfung nahe. Damit ist der Nutzen der Dämpfung primär unter den Aspekten Komfort und Verletzungsreduktion, nicht aber unter Leistungsoptimierung zu verorten.

Acknowledgments

Die Autoren möchten sich bei Specialized Bicyles, Inc. für die Unterstützung und gute Zusammenarbeit im Rahmen der Studie bedanken.

References

[1] Schwellnus, M. et al. (2005). Common injuries in cycling: Prevention, diagnosis and management. *South African Family Practice*, 47(7)
[2] Munera, M. et al. (2018). Analysis of muscular activity and dynamic response of the lower limb adding vibration to cycling. *Journal of Sports Sciences,* 36(13)
[3] Sperlich, B. et al. (2009). Physiological and perceptual responses of adding vibration to cycling, *Journal of Exercise Physiologyonline ,* 12 (2)

Abb. 1

Tabelle 01: Resultierende Beschleunigung [g] an Unterschenkel, Oberschenkel, unterem Rücken, Acromion, Nacken und Unterarm. ‚V' markiert signifikante Unterschiede zwischen Vibration ‚Vib' und ohne Vibration ‚NoVib'. ‚D' markiert signifikante Unterschiede zwischen gedämpften ‚Dämpfung' und ungedämpften ‚Ungedämpft' Rad ($p < 0.05$).

	Dämpfung			Ungedämpft		
	NoVib	Vib		NoVib	Vib	
Unterschenkel	0.3 ± 0.06	1.46 ± 0.43	V	0.31 ± 0.06	1.66 ± 0.49	V
Oberschenkel	0.24 ± 0.06	0.63 ± 0.15	V	0.24 ± 0.05	0.67 ± 0.13	V
Unterer Rücken	0.06 ± 0.02	0.47 ± 0.1	DV	0.06 ± 0.02	0.06 ± 0.02	DV
Acromion	0.07 ± 0.02	0.25 ± 0.11	DV	0.07 ± 0.02	0.07 ± 0.02	DV
Nacken	0.06 ± 0.02	0.15 ± 0.06	DV	0.06 ± 0.01	0.06 ± 0.01	DV
Unterarm	0.1 ± 0.02	1.67 ± 0.74	DV	0.09 ± 0.02	0.09 ± 0.02	DV

V84

Nichtlineare Variabilitätsanalyse der Trittbewegung im Radsport

A. Kunert[1], T. Reuter[1], D. Koska[2], C. Maiwald[2]
[1]ICM - Institut Chemnitzer Maschinen- und Anlagenbau e.V., Medizintechnik , Chemnitz, Deutschland
[2]Technische Universität Chemnitz, Professur Forschungsmethoden und Analyseverfahren in der Biomechanik , Chemnitz, Deutschland

Fragestellung

Stabilität und Variabilität biologischer Signale werden unter der Perspektive der Theorie dynamischer Systeme als funktionelle Anpassungserscheinung an variable Umweltbedingungen aufgefasst (Stergiou & Decker, 2011). In vorliegender Studie wurde untersucht, ob diese theoretische Perspektive auf die Trittbewegung im Radsport passfähig ist. Dazu wurde überprüft, inwiefern die nichtlineare Variabilität der Trittbewegung subjektive Anpassungen der Trittbewegung an Belastungsänderungen abbildet.

Material und Methode

Zehn Probanden absolvierten einen Feldtest von insgesamt 25 km Streckenlänge. Dabei wurde ein Rundkurs von 12,5 km Länge zweifach durchfahren. Die Versuchsbedingungen unterschieden sich in der Nutzung der Schaltung. Während in Runde 1 die Übersetzung gewechselt werden konnte, musste in Runde 2 ein selbstgewähltes Übersetzungsverhältnis beibehalten werden. Es wurden Trittkraft (Stages Powermeter Shimano XT, linker Kurbelarm, 64 Hz) und Herzfrequenz (Brustgurt: BerryKing). Die Datenaufbereitung und –analyse erfolgte in R (R Core, 2017). Die ermittelte Kraftkurve wurde in einzelne Trittzyklen sequenziert, diese jeweils in der Zeitdomäne linear auf 100 Werte interpoliert und bezüglich der Amplituden z-Score normiert. Die so erzeugte Zeitreihe wurde mit einer Phasenverschiebung von 25 % in einen 2D-Phasenraum überführt, wo sich eine *limit-cycle* Anordnung (Takens, 1981) entfaltet. Die Punktewolke wurde mit einem retrospektiven, gleitenden Fenster von 50 Trittzyklen analysiert. Als nicht-lineare Zielgröße wurde der Abstandsvektor zwischen L1-Median (Herve, 2016) jeder Punktewolke und dem Koordinatenursprung herangezogen (ML1). Nach jeder Kurbelumdrehung erfolgte eine Neuberechnung des ML1, so dass sich eine fortlaufende Messwertreihe für jeden Probanden ergibt.

Ergebnis

Die Teststrecke enthält über den Versuch hinweg verschiedene Geländesteigungen zwischen -3,4 % und 2,1 %. Bei Nutzung einer konstanten Übersetzung ergeben sich entsprechend Belastungsänderungen, die in Änderungen der Herzfrequenz, aber auch des ML1 ersichtlich werden. Die Berechnung einer Kreuzkorrelation (Spearman"s Rho = 0.76, +/- 0,08) verdeutlicht den hohen Zusammenhang zwischen beiden Parametern. Dabei läuft die Herzfrequenz dem ML1 zeitlich nach.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass eine systematische Veränderung der Trittbewegung als Anpassungsreaktion an Belastungen erfolgt. Diese lässt sich durch das Variabilitätsmaß ML1 erfassen und echtzeittauglich dokumentieren. Der Rückschluss auf individuelle Beanspruchungen ist in Folgeuntersuchungen mit Hilfe von standardisierten Stufen- oder Rampentests zu erbringen. Die praktische Relevanz der Untersuchungen ergibt sich aus der Entwicklung von innovativen Algorithmen zur Steuerung von Pedelecantrieben. Die entwickelten Parameter eignen sich als Basisbewertung zur Bestimmung von komfortablen Leistungsbereichen zur intelligenten Regelung der Motorunterstützung. Im Gegensatz zur absoluten Trittleistung ist hierbei eine geringere Abhängigkeit von individuellem Fitnessgrad, Alter und Radsport-Expertise zu erwarten.

Literatur

Herve, C. (2016). *Gmedian. Geometric Median, k-Median Clustering and Robust Median PCA*. unter https://CRAN.R-project.org/package=Gmedian.
R Core (2017). *R. A language and environment for statistical computing: R Foundation for Statistical Computing*. Vienna, Austria. unter https://www.R-project.org/.
Stergiou, N. & Decker, L.M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human movement science, 30* (5), 869–888.
Takens, F. (1981). Detecting strange attractors in turbulence. In D.A. Rand & L.-S. Young (Hrsg.), *Dynamical systems and turbulence, Warwick 1980. Proceedings of a symposium held at the university of Warwick 1979/80* (S. 366–367). Berlin: Springer-Verlag.

V85

Finite element modeling of different fixation methods for complex tibial plateau fractures

S. Samsami[1,2], A. Zamorano Reichold[1], R. Pätzold[1,3,4], S. Herrman[1], M. Winkler[1], P. Augat[1,3]
[1]*Trauma Center Murnau, Institute of Biomechanics, Murnau, Deutschland*
[2]*Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Faculty of Medicine, München, Deutschland*
[3]*Paracelsus Medical University Salzburg, Institute of Biomechanics, Salzburg, Österreich*
[4]*Trauma Center Murnau, Department of Trauma Surgery, Murnau, Deutschland*

Fragestellung

Treatment of bicondylar tibial plateau fractures is challenging, mainly due to multi-planar articular comminution. The fixation strategy needs to consider the 3D representation of the fracture situation [1,2]. This study aimed to assess the mechanical stability of different fixation methods for the bicondylar proximal tibial fracture using a validated finite element (FE) model containing the coronal fracture line.

Material und Methode

Based on realistic clinical fracture morphologies [2], FE models of tibia plateau fractures including coronal fracture lines were developed in ANSYS. Six different fixation configurations were compared: single plating utilizing lateral or medial locking plating (LLP or MLP), and double fixation techniques using LLP with either locking plating in medial-anterior or medial-posterior positions (LMLP1 or LMLP2), T-buttress plating (LTP), or a lag screw (LS) (Figure 1). Bone and metallic hardware were assumed to be homogenous, isotropic and linear elastic. Pretension forces were assumed for models which included compression screws (LTP and LS). For the calculation of construct stiffness, axial forces were applied to the tibial plateau with a load ratio of 60%/40% between the medial and the lateral plateau.

Ergebnis

The LLP method showed the lowest stiffness. However, the LMLP1 configuration increased the stiffness, especially for the medial side (24 times relative to LLP). Regarding relative displacement of fracture fragments, the LMLP1 technique displayed the smallest movements (72-95% lower than LLP), especially for medial-anterior or medial-posterior fragments respective to the shaft (Figure 2). These outcomes are in agreement with an experimental study which indicated significant differences between the LLP and LMLP methods for complex tibial plateau fractures [3].

Schlussfolgerung

FE outcomes demonstrated that the LMLP1 configuration as a double plating fixation method may provide the highest stability for bicondylar tibial plateau fractures by considerably increasing the structural stiffness and reducing interfragmentary motion.

References

[1] Brunner et al., Injury, 2010
[2] Pätzold et al., Injury, 2017
[3] Lasanianos et al., Injury, 2013

Figure 1: (A) Finite element model of bicondylar proximal tibial fractures which includes the coronal fracture line based on clinically relevant fracture morphologies, (B) Finite element models for six different fixation methods

Figure 2: (A) FEM stiffness results for evaluated fixation configurations in different loading positions, (B) FEM results regarding relative displacement of fracture fragments for different fixation configurations

Abb. 1

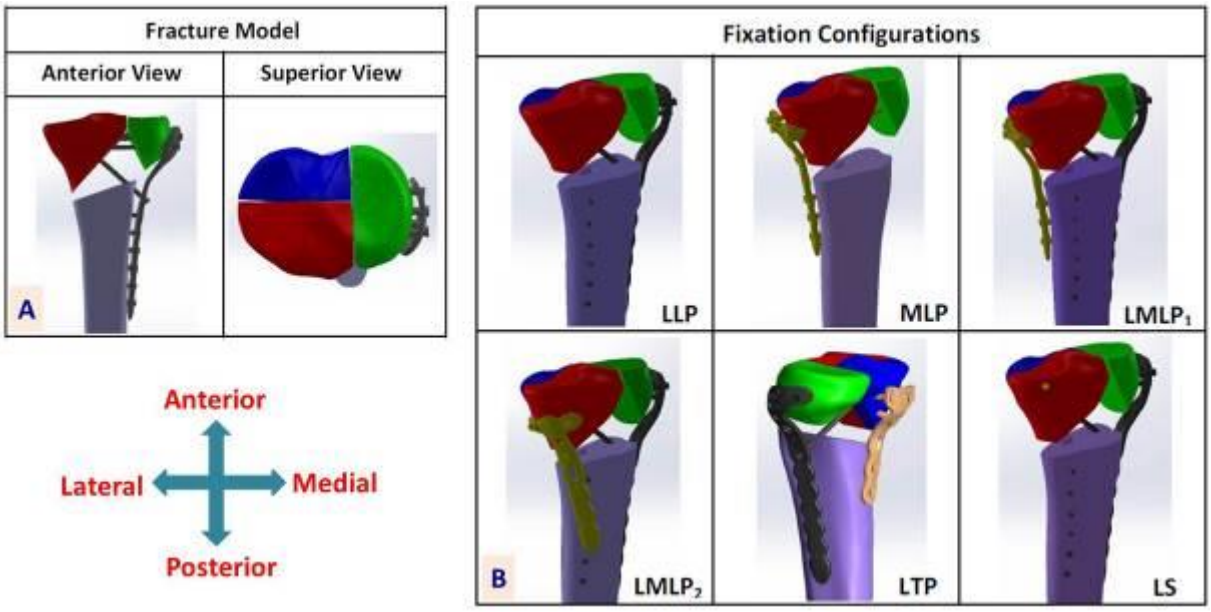
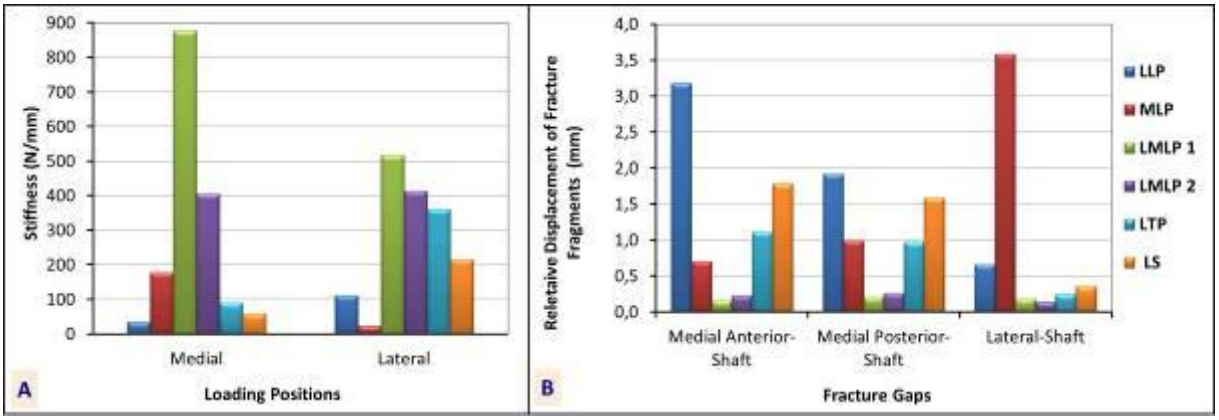


Abb. 2



V86

Effekt einer Cerclage auf die postoperative Belastungsstabilität nach Plattenosteosynthese distaler Tibiafrakturen

S. Sandriesser[1,2], S. Förch[3], M. Winkler[1,2], E. Mayr[3], P. Augat[1,2]
[1]BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland
[2]Paracelsus Medical University Salzburg, Institut für Biomechanik, Salzburg, Österreich
[3]Klinikum Augsburg, Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie, Plastische und Handchirurgie, Augsburg, Deutschland

Fragestellung

Für die Mobilisierung geriatrischer Patienten ist eine sofortige postoperative Vollbelastung nach Frakturen der unteren Extremität essenziell. Eine zusätzlich zur Plattenosteosynthese angebrachte Cerclage kann die Stabilität bei bestimmten Frakturformen erhöhen. Ziel der Studie war, das Ausmaß des stabilisierenden Effekts verschiedener Cerclagen bei distalen Tibiafrakturen zu untersuchen und festzustellen, ob dadurch eine postoperative Vollbelastung ermöglicht wird.

Material und Methode

In acht synthetischen Tibiae wurde eine distale Spiralfraktur durch eine winkelstabile LCP Platte (Synthes) versorgt. Die Prüflinge wurden unter klinisch relevanter Teilbelastung (200 N, ± 2 Nm) und Vollbelastung (750 N, ± 7 Nm) in einer mechanischen Prüfmaschine unter Axial-, Torsions-, und kombinierter Last getestet. Es wurden verschiedene Cerclagen Systeme (ohne Cerclage, Cable, Draht, TigerTape) um die Frakturzone angebracht. Frakturspaltbewegungen wurden mithilfe eines optischen Messsystems aufgenommen. Für statistische Vergleiche wurden ANOVA bzw. gepaarte t-Tests verwendet.

Ergebnis

Im Vergleich zur reinen Plattenosteosynthese wurden mit Cable Cerclagen um 190% ($p<0{,}001$), mit Draht Cerclagen um 60% ($p=0{,}013$) und mit TigerTape Cerclagen um 30% ($p=0{,}105$) höhere Axialsteifigkeiten gemessen. Unter kombinierter Vollbelastung führt eine Draht oder TigerTape Cerclage zu vergleichbaren Rotationsstabilitäten um die Schaftachse und eine Cable Cerclage zu signifikant höherer Stabilität ($p<0{,}04$), als eine reine Plattenosteosynthese unter Teilbelastung. Vollbelastung mit Cable Cerclagen führte zu 60% ($p<0{,}001$) und mit Draht Cerclagen zu 50% ($p<0{,}001$) signifikant reduzierten Scherbewegungen, im Vergleich zu Teilbelastung ohne Cerclage.

Schlussfolgerung

Bei Spiralfrakturen der distalen Tibia kann die Plattenosteosynthese durch eine zusätzliche Cerclage verstärkt werden, um Frakturspaltbewegungen zu reduzieren. Die höchste Stabilität wurde bei zusätzlicher Cable Cerclage erreicht, wodurch eine sofortige postoperative Vollbelastung aus biomechanischer Sicht möglich wird.

V87

Could timely fracture healing be achieved by adapting the 3D fixation stiffness matrix?

M. Heyland[1], A. Trepczynski[1], G. N. Duda[1]
[1]*Charité – Universitätsmedizin Berlin, Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Mechanical conditions drive fracture healing [1,2]. Validated numerical studies confirm the amount and quality of strain required for uneventful healing of a fracture gap, i.e. minimal shear (distortional strain) and moderate dilatational strain [3]. The out-of-fracture-plane (OFP) component of interfragmentary movement (IFM) correlates with dilatational strain or fluid-flow, as it leads to periodic volume change; while in-fracture-plane (IFP) component of IFM correlates with shear or distortional strain, as it changes the shape of the regenerative tissue and disrupts tissue, but hardly affects its volume [2]. With a sizable gap, initial IFM (corresponding to strain) results mainly from geometry (fracture configuration and anatomy), loading and fixation stiffness [1-3]. From direct measurements, we know resulting joint forces [4,5]. Adaptation of fixation stiffness components for timely fracture healing has been proven for a 3mm transverse gap in sheep [2]. Using established loads and boundaries of relative fragment movement, we want to compute suitable fixation stiffness components to promote healing for any specific fracture.

Material und Methode

Firstly, in an analytical 3D-long-bone-model with standard joint loads at the hip and knee *P*, loads at the position of fixation interfaces *P″* were derived. Secondly, asymmetric displacement of proximal/distal segments was assumed. Mid-point of fixation was selected as reference point for evaluation of proximal/distal displacements. We considered a 3D stiffness matrix *K* of each fixation segment with 6x6 components [6-8]. Assuming matrix symmetry, 21 variables remain unspecified, and assuming an isotropic, linear beam, such as a locked plate or nail, 6 variables remain to be determined, i.e. the material modulus, beam width and thickness, beam (half) length and distances to the bone shaft axis. We want to set limits for IFM components *U* with OFP of 15% of gap size and the ratio of OFP/IFP=1.7, which has been shown to lead to sufficient fracture healing [1] (equal shear displacement in both directions). Angular IFM is set at 3 degrees around each local axis.

Ergebnis

We solve the resulting problem (Figure) through minimization of load error with the generalised reduced gradient algorithm. Fixing material modulus of 112GPa (titanium alloy), and searching for 5 remaining variables (geometric dimensions and position of the fixation beam), yielded robust and consistent first results.

Schlussfolgerung

A method for simple fixation system stiffness assessment is suggested that could be considered as a generalization, formalization and inversion of the model of MacLeod & Pankaj [9,10]. This method could quickly yield the stiffness components of feasible fixation set-ups and thus it could enable to select a patient-specific fixation based on mechanical precision medicine. Assessment of 3D stiffness matrix has been shown to be highly consistent with linear elasticity theory for small deformations [8], enabling to calculate stiffness matrix from geometry and material properties. We aim to implement, verify and validate parametric stiffness matrices and optimize fixation set-up (geometry, position and material) based on this parametric stiffness matrix and an adapted displacement vector using standard and further refined loading scenarios.

References

[1] Klein et al. 2004: J Orthop Res, 22(5), 1072-8.
[2] Epari et al. 2007: JBJS, 89(7), 1575-85.
[3] Checa et al. 2011: J Biomech 44(7), 1237-45.
[4] Bergmann et al. 2016: *PloS one*, *11*(5), e0155612.
[5] Bergmann et al. 2014: *PloS one*, *9*(1), e86035.
[6] Duda et al. 1997: J Biomech, 31(3), 247-52.
[7] Kassi et al. 2001: *Biomed Tech (Berl)*, *46*(9), 247-52.
[8] Meleddu et al. 2007: Biomechan Model Mechanobiol (2007), 6:253–64.
[9] MacLeod & Pankaj 2014: Poster, 7th World Congress of Biomechanics, Boston.
[10] MacLeod 2015. Dissertation, University of Edinburgh, https://www.era.lib.ed.ac.uk/handle/1842/21693.

Abb. 1

$$\vec{P} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vec{F} \\ \vec{M} \end{bmatrix} \qquad (1)$$

$$\vec{P'} = \begin{bmatrix} \vec{F} \\ \vec{M} - \vec{r} \times \vec{F} \end{bmatrix}; \ \vec{r} = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} \qquad (2)$$

$$K = \begin{bmatrix} \frac{EA}{L} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{12EI_z}{L^3} & 0 & 0 & 0 & \frac{6EI_z}{L^2} \\ 0 & 0 & \frac{12EI_y}{L^2} & 0 & \frac{-6EI_y}{L^2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{G(I_y+I_z)}{L} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{-6EI_y}{L^2} & 0 & \frac{4EI_y}{L} & 0 \\ 0 & \frac{6EI_z}{L^2} & 0 & 0 & 0 & \frac{4EI_z}{L} \end{bmatrix} \qquad (3)$$

$$U = \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \\ \theta_x \\ \theta_y \\ \theta_z \end{bmatrix} \qquad (4)$$

$$KU = P' \qquad (5)$$

Figure: Standard joint loads can be expressed as forces and moments, eqn. (1). Those standard loads create additional moments when the loads are transformed to a different point in space, eqn. (2). Considering the fixation as a beam, and as the only deformable part, requires definition of a stiffness matrix, eqn. (3), whose components are determined by beam material modulus and geometry. Constraining the displacement vector, eqn. (4), and the loading vector, eqn. (2) enables calculation of the stiffness matrix, eqn. (5).

V88

A technique for real time detection of pedicle screw loosening during cyclic loading in a material testing machine

W. Schmölz[1], J. Mayer[2], C. Heinrichs[1]
[1]*Medizinische Universität Innsbruck, Unfallchirurgie, Innsbruck, Österreich*
[2]*SpineWelding GmbH, Zürich, Schweiz*

Fragestellung

Fracture fixation in geriatric patients with reduced bone quality is challenging. Therefore, biomechanical studies to investigate the effectiveness of methods to improve implant anchorage (screw design, augmentation techniques) are required. Cyclic loading with an increasing load magnitude is usually applied to provoke implant loosening in a reasonable time. To determine the initiation of screw loosening is difficult and carried out post testing. In the present study a loading protocol with an automated real time detection of screw loosening was developed and verified.

Material und Methode

Cyclic loading of pedicle screws in cranio caudal direction was carried out in displacement control (5mm/s) with force limits (-50N to 50N) and a stepwise increase of compressive loading (Schmoelz et al. 2018). Six osteoporotic lumbar vertebrae (72 years, 51mg/ccm) were used for validation (6 control + 6 augmented screws). A screw was considered loose, if the slope of the force in the unloaded range was zero. Based on pilot studies the time intervals used to calculate the force slope for loosening detection were varied between 0.024 and 0.06s. A 3rd order polynomial trendline was fitted to the calculated loosening cycle of the time intervals, while the inflection point of the trendline was taken as onset for screw loosening.

Ergebnis

The different time intervals for calculation resulted in a small variation in load cycles to loosening (19 to 126 cycles). The mean inflection point of the trendline was calculated for a time interval of 0.041s (control screw 0.039s; augmented screw 0.044s).

Schlussfolgerung

For the present setup a time interval of 0.042s for slope calculations was deemed reasonable as this overrates the onset of loosening for control screws and underrates it for augmented screws.The developed technique encompassing cyclic loading in compression and tension with real time analysis of the force slope in the unloaded range is well suited to detect screw loosening.

V89

The screw design influences the stability of the bone-implant interface in locking plate fixation of osteoporotic proximal humeral fractures - a biomechanical study

P. A. Michel[1], N. Risse[1], A. Frank[1], M. Müller[1], M. J. Raschke[1], J. C. Katthagen[1], B. Schliemann[1]
[1]Universitätsklinikum Münster, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Münster, Deutschland

Fragestellung

Little is known about the screw design as a factor for stability of the bone-implant interface in locking plate fixation of proximal humeral fractures. Aim of the present study was to analyze if locking screws with a large core diameter and a low thread pitch provide increased stability when compared to conventional locking screws.

Material und Methode

3-part proximal humeral fractures were created in ten pairs of osteoporotic human cadaveric humeri and fixed with a locking plate. Head fixation was performed with screws with a large core diameter (soft bone screws, SBS) in one humerus and with conventional cancellous locking screws (CLS; Fig. 1) in the other humerus of each donor. Specimens were loaded in the varus bending position. Stiffness, failure loads, plate bending and motion at the bone-implant interface were evaluated using mechanical sensors and an optical motion capture system (Fig. 2).

Ergebnis

The stiffness of the construct for the SBS was 299.8 N/mm (IR, 72.1 N/mm) and 203.9 N/mm (IR, 37.3 N/mm) for the CLS ($p=0.005$). Plate bending did not differ between the two groups. Motion at the bone-implant interface was significantly reduced in the SBS group ($p<0.05$). The median load-to-failure was significantly higher in the SBS group (358 N vs. 313 N; $p=0.012$).

Schlussfolgerung

The use of SBS is associated with less motion at the bone-implant interface and therefore greater fixation strength when compared to fixation with CLS. Clinical studies are needed to prove these biomechanical findings in the in vivo situation.

Abb. 1

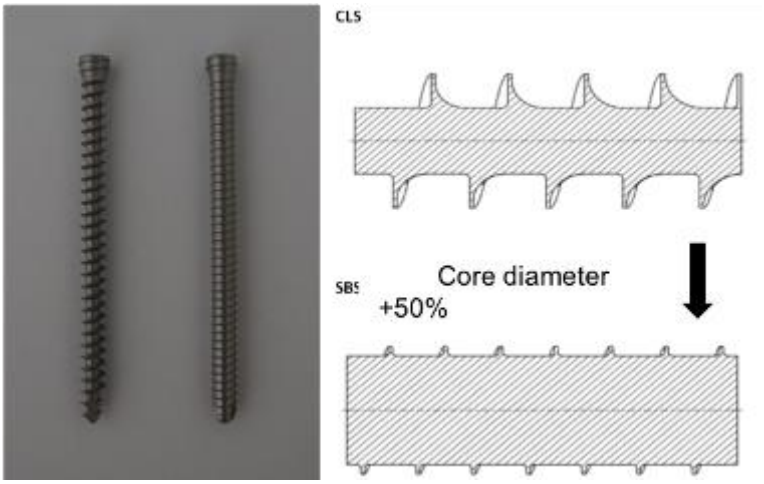
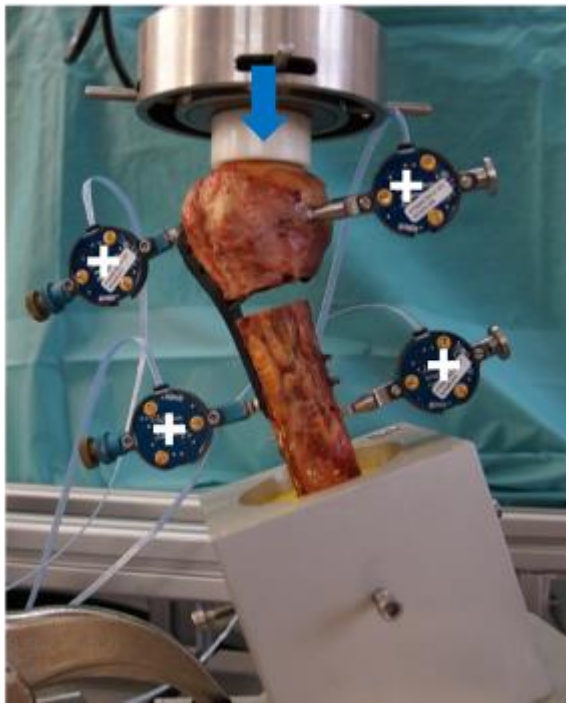


Abb. 2



V90

Äquivalente Stabilität durch Flachprofilplatten im Vergleich zur LCP-Olecranonplatte?

S. Hölscher-Doht[1], A. M. Kladny[1], L. Eden[1], M. M. Paul[1], R. H. Meffert[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Würzburg, Deutschland

Fragestellung

Olecranonmehrfragmentfrakturen werden in der Regel mittels Plattenosteosynthese operativ stabilisiert. Postoperative Weichteilirritationen bis hin zur Wundheilungsstörung und Infektion stellen die häufigste Komplikation dar. Neue Flachprofilplatten mit Reduktion der Weichteilprobleme erweitern das operative Spektrum. Ziel dieser Studie war die biomechanische Analyse, ob mit einer Flachprofildoppelplattenosteosynthese eine äquivalente Stabilität wie mit einem dorsalen Standardimplantat erzielt wird.

Material und Methode

Olecranonmehrfragmentfrakturen Typ Mayo IIb wurden an Sawbones 3426 simuliert und anschließend mittels Flachprofildoppelplatten (Olecranonzwillingsplatten (OZP), Medartis®) oder dorsaler LCP-Olecranonplatte (LCP-O) (DePuy Synthes) stabilisiert (Gruppengröße n=12; Abb 1). In zyklischen Belastungstests (Abb 2) in den Flexionsstellungen 0°, 30°, 60° und 90° wurden fotooptisch die Aufweitung des Frakturspaltes und die gesamte Auslockerung (Displacement) ermittelt. Maximalkraft und Steifigkeit wurden in Load-to-Failure-Tests untersucht.

Ergebnis

Für das Displacement und die Maximalkraft zeigten sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der beiden Osteosyntheseverfahren. Eine höhere Steifigkeit wurde für die Flachprofildoppelplatten gefunden (OZP: 229,11 ± 40,37 N/mm; LCP-O: 184,83 ± 56,01 N/mm; p=0,04). In 0° Flexionsstellung zeigte sich die höchste Frakturspaltaufweitung des proximalen und in 60° Flexionsstellung des distalen Frakturspaltes für beide Gruppen jeweils ohne signifikanten Unterschied.

Schlussfolgerung

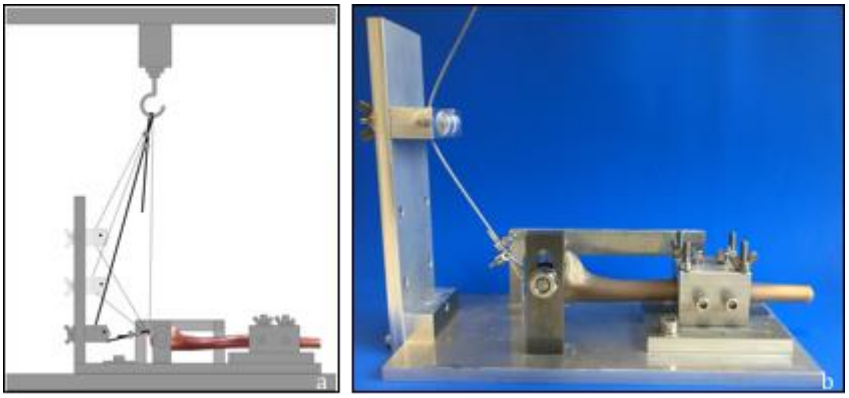
Die Flachprofildoppelplattenosteosynthese zeigte biomechanisch eine äquivalente Stabilität zu der LCP-Olecranonplatte, im Hinblick auf die Steifigkeit sogar eine höhere Stabilität, und stellt insbesondere bei schwierigen Weichteilverhältnissen eine gute Alternative zur dorsalen Osteosynthese dar.

Abbildung 1: Stabilisierung der Olecranonfraktur Typ Mayo IIb mittels Flachprofildoppelplatten (2a+b) oder dorsaler LCP-Olecranonplatte (2c+d).

Abbildung 2: Darstellung der Testaufbaus mit Krafteinleitung über eine Umlenkrolle in 0°, 30°, 60° und 90°.

Abb. 1

Abb. 2



V91

A novel method for operative treatment of extensor tendon avulsion fractures of the finger

L. Dankl[1], P. Schwendinger[1,2], L. Horling[1], R. Arora[1], R. Hörmann[3], W. Schmölz[1]
[1]*Medizinische Universität Innsbruck, Universitätsklinik für Unfallchirurgie, Innsbruck, Österreich*
[2]*LKH Feldkirch, Unfallchirurgie, Feldkirch, Österreich*
[3]*Medizinische Universität Innsbruck, Sektion für klinisch funktionelle Anatomie, Innsbruck, Österreich*

Fragestellung

Several surgical methods are described for the treatment of bony tendon avulsion fractures of the distal phalanx of the finger (a so-called mallet fracture). Most closed techniques use a K-wire fixation through the distal interphanageal (DIP) joint for temporary transfixation (1). While this provides stability, it can be surgically demanding. Multiple intraoperative attempts to achieve an acceptable K-wire position may cause cartilage damage and increase the risk of a joint infection. Based on the operation technique described by Ishiguro (2), we present a new modified method, using a single K-wire without transfixation of the DIP joint. The purpose of the study is the biomechanical comparison of this new surgical technique to the established technique according to Ishiguro for the treatment of mallet fractures.

Material und Methode

Testing was conducted on 26 fresh frozen fingers (Digit 2-5) from 4 donors (mean age 64.9; SD 4.5; 12 male). Exclusion criteria were previous soft tissue injuries, fractures and loose fingernails. Fingers were disarticulated at the proximal interphalangeal joint and proximally embedded in PMMA. The fractures were created with a flat chisel under fluoroscopic control. The specimens were randomly assigned to two groups to allow paired specimen comparison and treated with the Ishiguro method or the novel fixation method. Both methods used a single K-wire enabling indirect fracture fragment fixation as described in the original Ishiguro technique. In the Ishiguro group a second intra-articular K-wire was used to fix the DIP joint, while for the novel technique the first K-wire is bent distally over the fingernail and fixed on the fingernail with a special device. A flexural load was applied directly to the finger nail. First, all fingers were subjected to cyclic loading consisting of 2000 cycles with a load alternating between 1N and 7N, followed by a load to failure test. The elastic and plastic deformation during cyclic loading as well as the load to failure was used for comparison. X-rays were taken every 500 cycles, and before as well as after the load to failure test, to evaluate loss of reduction and fixation failure.

Ergebnis

All fingers of both fixation techniques completed the cyclic load protocol without fixation failure. The novel technique showed a higher stiffness during cyclic loading, while there were only small differences in the plastic deformation of the two fixation techniques. In the load to failure test the novel technique (31.7N, SD 8.0) sustained a significant higher load than the conventional Ishiguro technique (17.0N, SD 2.8); (paired t-test $p<0.0001$). Post-test analysis of the X-rays during cyclic loading showed no loss of fixation in any finger of the two treatment groups.

Schlussfolgerung

The novel technique was comparable to the established Ishiguro technique in the cyclic loading test and showed a higher load to failure. Avoiding the intra-articular K-Wire in the novel technique is surgically less demanding and might reduce the complication rate. A clinical trial to compare the two techniques is currently under preparation.

References

[1] Lamaris GA, Matthew MK. The Diagnosis and Management of Mallet Finger Injuries. Hand (N Y). 2017;12(3):223–8.
[2] Ishiguro T, Itoh Y, Yabe Y, Hashizume N. Extension block with Kirschner wire for fracture dislocation of the distal interphalangeal joint. Tech Hand Up Extrem Surg. 1997;1(2):95–102.

V92

The influence of mechanical stimuli on cellular self-organization during the early stages of bone healing

E. Soodmand[1,2], G. N. Duda[1], A. Petersen[1], S. Checa[1]
[1]*Charité – Universitätsmedizin Berlin, Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration, Berlin, Deutschland*
[2]*Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin-Brandenburg School for Regenerative Therapies, Berlin, Germany, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Bone is able to self-regenerate and heal with no scar tissue. However, large bone defects represent a clinical challenge with only limited treatment options available so far. Mechanical stability as well as defect size influence the level of mechanical signal transmitted to the healing region and drive the healing response [1]. So far, it remains unknown how mechanical signals across the bone defect impact early cellular organization and therefore the healing outcome. In this study, we investigated the mechanical regulation of cellular organization and extracellular matrix (ECM) patterning during the early stages of bone healing *in silico*.

Material und Methode

An agent-based computer model (ABM) combined with finite element analyses was employed to investigate cellular behavior and local mechanical interactions of cells and ECM [2]. Individual cells were modeled as agents able to apply cellular traction forces onto the ECM and to "read" the local mechanical properties of the surrounding matrix. A comparative approach was used to identify the role of mechanics on cellular organization: a small gap size that would led to regular bone healing was compared to a critical size gap that lacks healing capacity.

Ergebnis und Schlussfolgerung

We determined a reduced mechanical communication of the cells across the large defect, which resulted in altered cellular organization. In the large defect, mechanical signals were higher in the region across the medullary cavity compared to the region along the defect. While in the small fracture gap cells organized in the direction bridging the gap, in the large gap cells oriented along both the gap and perpendicular to the bridging direction. We found that defect size influences the ability of cells to transmit mechanical signals across the defect, which might explain early cellular and ECM organization and therefore healing outcome. Future works aim to validate these observations experimentally.

References

[1] Epari, D.R., G.N. Duda, and M.S. Thompson, *Mechanobiology of bone healing and regeneration: in vivo models.* Proc Inst Mech Eng H, 2010. 224 (12): p. 1543-53.
[2] Checa, S., et al., *The emergence of extracellular matrix mechanics and cell traction forces as important regulators of cellular self-organization.* Biomechanics and modeling in mechanobiology, 2015. 14(1): p. 1-13.

V93

Multiscale modeling provides differentiated insights to fluid flow-driven stimulation of bone cellular activities

S. Scheiner[1], S. J. Estermann[1,2]
[1]*Technische Universität Wien, Wien, Österreich*
[2]*Karl Landsteiner Universität für Gesundheitswissenschaften, Krems, Österreich*

Fragestellung

Both the shape of bone organs and the micro-architecture of bone tissue are significantly influenced by the prevailing mechanical loading. In this context, several of the most striking and hence also most debated issues relate to the question how bone is actually able to sense and process its mechanical environment. Among other stimuli, it has been hypothesized that the macroscopic mechanical loading induces pressure gradients in the pore spaces of bone tissue, and that these pressure gradients lead to fluid flow exciting the cells that are located in the pore spaces. Since in vitro tests confirmed that cells subjected to the flow of the surrounding fluid indeed respond in form of altered expression activities, the scientific community has in large part embraced the "fluid flow-hypothesis". However, direct experimental evidence as to the actual occurrence of sufficiently fast fluid flow (in order to reach the cell responses observed in vitro) has not been attained so far. In this contribution, new light will be shed on bone mechanobiology, by means of mathematical modeling.

Material und Methode

In particular, a multiscale modeling strategy is pursued (inspired by the well-established concept of continuum micromechanics), allowing for upscaling (or homogenization) of the fluid flow contributions in the canalicular, lacunar, and vascular pores in terms of a corresponding macroscopic permeability of bone tissue, see Figure 1 for the applied micromechanical representation. The same model also allows for proceeding the opposite way, namely for downscaling macroscopically acting pressure gradients to the pore levels. Thus, physiologically relevant mechanical loading conditions can be related straightforwardly to the correspondingly arising pore-scale pressure gradients, and, through considering the resulting pressure gradients in suitable transport laws, also to related fluid velocities.

Ergebnis

When comparing the such computed fluid velocities with the fluid velocities that were shown to efficiently excite bone cells in vitro, it is revealed that, on the one hand, the computed fluid velocities in the canalicular pores are by orders of magnitude lower than the ones used in vitro for exciting cells. On the other hand, the computed fluid velocities in the vascular pores appear to be of sufficient magnitude.

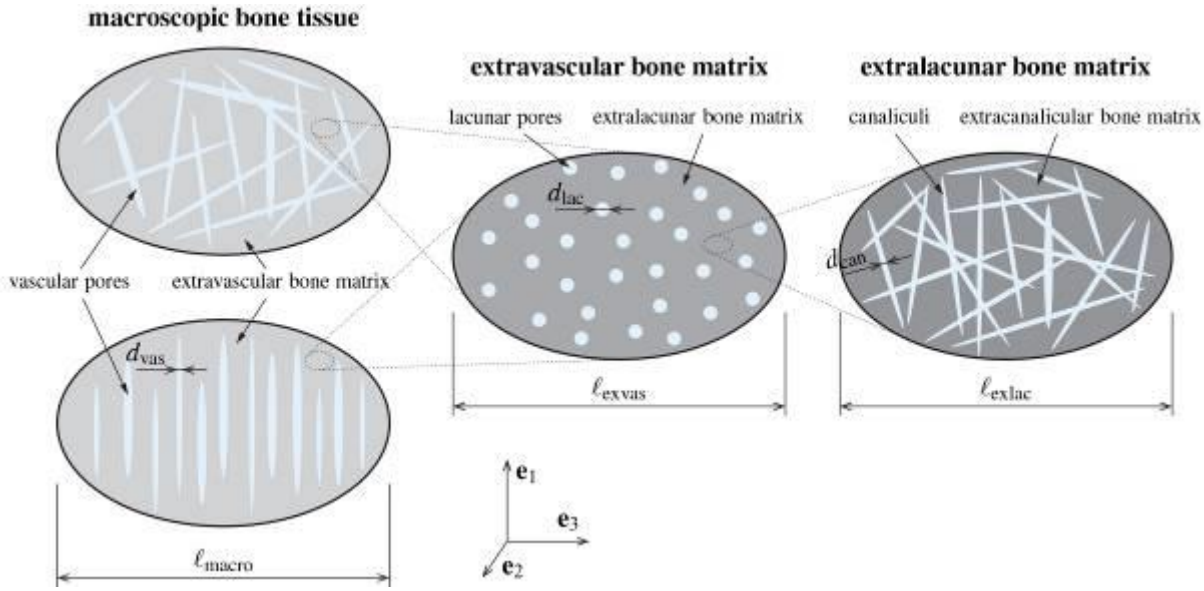
Schlussfolgerung

It has turned out that pressure-driven fluid flow in the canalicular pores is probably not a potent mechanical stimulus for osteocytes, whereas fluid flow in the vascular pores may indeed reach the required fluid velocities and hence excite the therein residing osteoblasts, osteoclasts, and bone lining cells. The work presented in this thesis provides important, unprecedented insights as to the observation scale-specific cellular mechanosensation in bone [1].

References

[1] Estermann and Scheiner (2018). Frontiers in Physics 6: 76.

Abb. 1


macroscopic bone tissue
extravascular bone matrix
extralacunar bone matrix
lacunar pores
extralacunar bone matrix
canaliculi
extracanalicular bone matrix
vascular pores
extravascular bone matrix
d_{lac}
d_{can}
d_{vas}
ℓ_{exvas}
ℓ_{exlac}
ℓ_{macro}
$\mathbf{e}_1$
$\mathbf{e}_3$
$\mathbf{e}_2$

V94

Dose-response relationship between ambulatory load magnitude and load-induced changes in serum biomarkers of cartilage health in young healthy adults

A. Mündermann[1,2,3], S. Herger[1], W. Vach[1,3], A. M. Liphardt[4,5], C. Egloff[1], C. Nüesch[1,2]
[1]Universitätsspital Basel, Orthopädie und Traumatologie, Basel, Schweiz
[2]Universität Basel, Biomedical Engineering, Basel, Schweiz
[3]Universität Basel, Klinische Forschung, Basel, Schweiz
[4]Universitätsklinik Erlangen, Department of Internal Medicine 3 - Rheumatology and Immunology, Erlangen, Deutschland
[5]Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik und Orthopädie, Köln, Deutschland

Fragestellung

Although the molecular mechanisms that trigger the pathological changes in OA are largely unknown, the ability of chondrocytes to respond to load is believed to play a critical role in maintaining healthy tissue and in the initiation of OA. A dose-response relationship between ambulatory load and load-induced changes in cartilage oligomeric matrix protein (COMP) levels has been recently reported [1]. However, to date, similar data for other cartilage biomarkers are not available. We tested the hypothesis that the magnitude of load-induced changes in MMP3, MMP9, PRG4 and ADAMTS4 levels depend on ambulatory load magnitude in healthy adults.

Material und Methode

Serum samples were collected before and after a 30-min walking stress test performed on three test days by 24 healthy volunteers (12 female; mean (SD), age: 25.3 (1.9) years; body height: 1.75 (0.11) m; body mass: 71.2 (13.0) kg). On each test day, one of three ambulatory loads (80, 100 and 120% body weight) was applied in a block randomized crossover design using a dynamic unloading system (h/p/cosmos airwalk®, h/p/cosmos sports & medical GmbH, Nussdorf-Traunstein, Germany) and an adjustable weight vest, respectively. Actual ambulatory load was assessed as total ground reaction impulse during the 30-minute walking exercise using a treadmill with built-in pressure mat. Cartilage biomarkers levels were analyzed using commercial ELISA kits and a mixed-effect residual maximum likelihood linear regression model.

Ergebnis

Subjects walked at the same walking speed and a cadence of 111.7 (5.3) steps/minute, 110.5 (6.0) steps/minute, and 111.1 (6.2) steps/minute for the reduced, normal and increased loading conditions, respectively (ANOVA, P=0.426). For all biomarkers, baseline levels (t0) were similar between test days (P>0.230).Relative MMP3 increased immediately after the 30-minute walking stress test on average by 20.4%, 23.1% and 36.5% for the reduced, normal or increased load condition, respectively (P<0.001).Relative PRG4 changed immediately after the 30-minute walking stress test on average by -11.3%, 16.8% and 9.1% for the reduced, normal or increased load condition, respectively.Relative MMP9 and ADAMTS4 did not show any changes over time.

Schlussfolgerung

The results of this study show a load specific response of matrix degrading enzymes to a walking exercise in healthy humans. The biological variation in the load-dependent response is rather remarkable considering that this was a very homogeneous cohort of young adults suggesting that person specific factors may influence the tissue response to mechanical stimuli.

References

[1] Herger et al. OA & Cartilage, 2018 Sep 19. [Epub ahead of print]

V95

Improvement of a tensile bioreactor for the investigation of in-vitro tenocyte response

G. Dursun[1], M. Tohidnezhad[2], B. Markert[1], M. Stoffel[1]
[1]RWTH Aachen University, General Mechanics, Aachen, Deutschland
[2]RWTH Aachen University, Institute of Anatomy and Cell Biology, Aachen, Deutschland

The aim of present study is to improve an in-house tensile bioreactor in order to apply controlled and homogenous uniaxial mechanical stretching to cell-seeded scaffolds. Moreover, development of an in-vitro method is aimed for investigation and quantification of tendon cellular response to uniaxial mechanical stretching which is an attractive signal to create mechanically functional tissues while promoting beneficial cell responses [1].

In this respect, tenocyte-seed silicone membranes are stimulated using a tensile bioreactor system which provides multiple loading modes and real-time information on the displacement and force [2]. In order to apply homogenous distribution of normal stresses in the specimen, the silicone membranes are prepared in dog-bone shape. The stiffness of silicone membranes is determined, since the stiffness of a scaffold is a highly potent regulator of cell responses. In the graph 1, it is shown that the stiffness of silicone membrane has changed with the fibronectin coating. Cellular processes like viability, migration and differentiation play a crucial role in tendon healing and scaffold design for tendon treatment [1-3]. Therefore, these processes are determined using various cellular based assays after uniaxial mechanical stretching [4]. Our preliminary results show that tenocytes could be stimulated with our system in the range of 1-4% uniaxial stretching, without causing a high rate of cell death. Also, the cell migration could be investigated with the in-vitro method which enables the observation of cell migration to cell-free zones created on the scaffolds. In the graph 2, gap closure percentage of 3% stretched scaffolds and unstretched (control) scaffolds are shown. Based on our initial findings, further experiments will be performed in order to determine the appropriate mechanical stretching which could support cell viability, as well as enhance cell migration and maintain cultured tenocyte phenotype without differentiation. Our findings can be incorporated with various scaffold stiffness which may provide approaches for advanced tendon treatment methods.

Graph 1 - Stress-strain curves of silicone membranes. Yellow curves show the fibronection coated silicone membranes while blue curves show uncoated silicone membranes.

Graph 2 - Gap closure percentage of 3% stretched membranes and unstreched membranes.

References

[1] Riehl BD, Park J-H, Kwon IK, Lim JY. (2012). Mechanical Stretching for Tissue Engineering: Two-Dimensional and Three-Dimensional Constructs. Tissue Engineering Part B, Reviews, 18(4):288-300.
[2] Marcus Stoffel, Wolfgang Willenberg, Marzieh Azarnoosh, Nadine Fuhrmann-Nelles, Bei Zhou, Bernd Markert. (2017). Towards bioreactor development with physiological motion control and its applications. Medical Engineering & Physics,Volume, 39:106-112.
[3] Snedeker G., Foolen J. (2017). Tendon injury and repair – a perspective on the basic mechanisms of tendon disease and future clinical therapy, Acta Biomaterial,63:18-36.
[4] Dursun, G., Tohidnezhad, M., Markert, B., et al. (2018). Effects of uniaxial stretching on tenocyte migration behaviour. Current Directions in Biomedical Engineering, 4(1):313-317.

Abb. 1

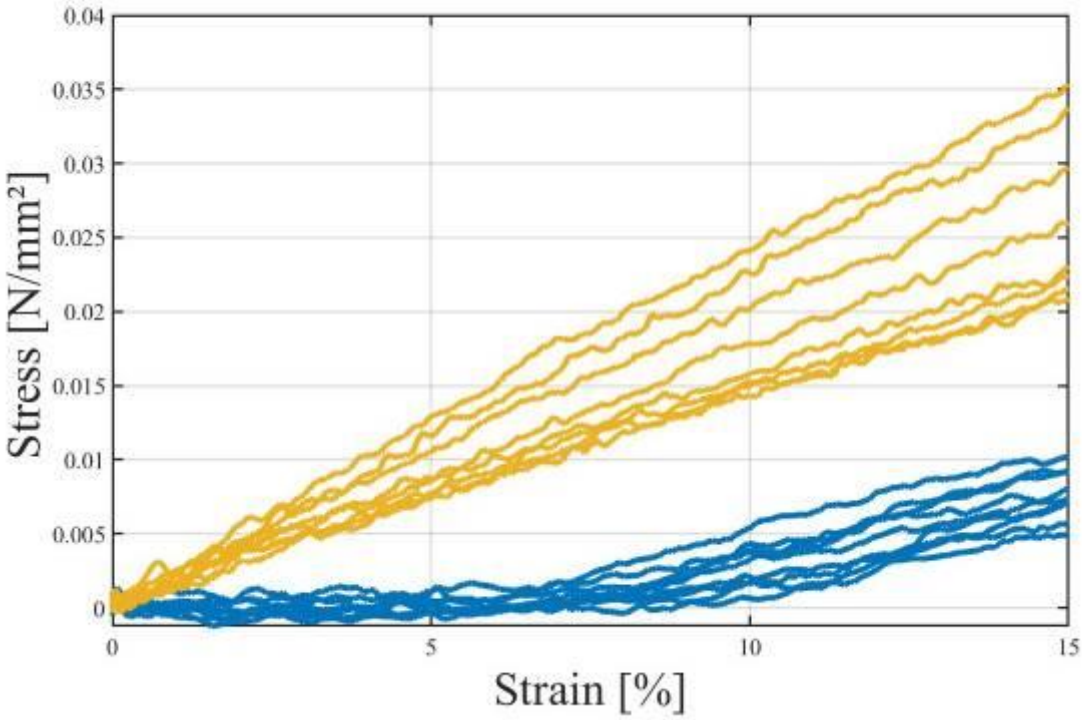
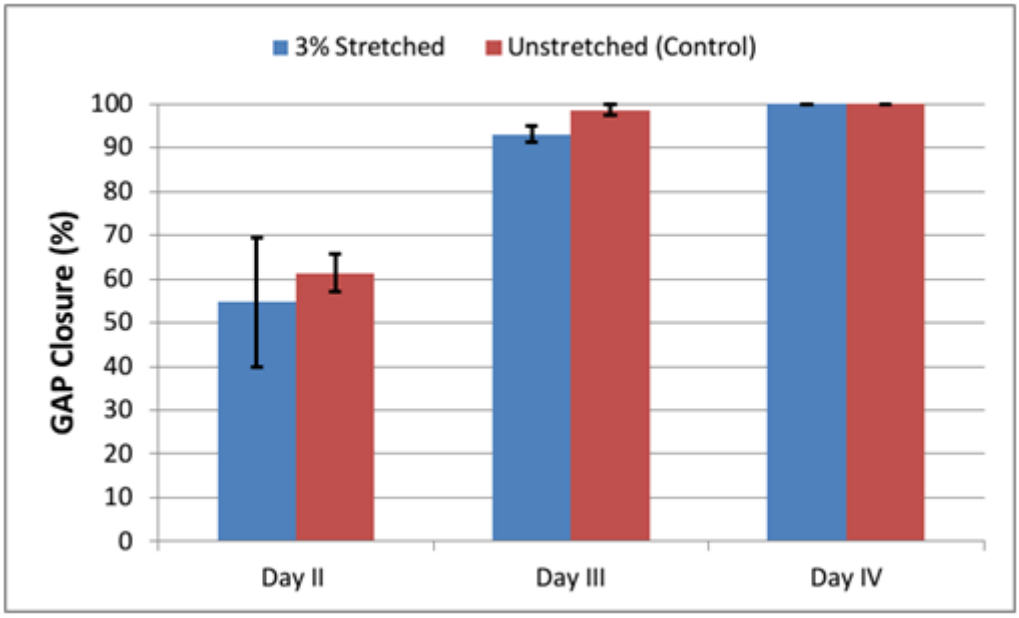

Stress [N/mm²]
0.04
0.035
0.03
0.025
0.02
0.015
0.01
0.005
0
0
5
10
15
Strain [%]

Abb. 2


3% Stretched
Unstretched (Control)
GAP Closure (%)
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
Day II
Day III
Day IV

V96

Guiding osteochondral and large bone-defect healing by scaffold-dependent mechanical cues

M. Tortorici[1], G. N. Duda[1], S. Checa[1], A. Petersen[1]
[1]Julius Wolff Institut, Berlin, Deutschland

Fragestellung

Impaired healing of large bone defects remains a clinical challenge. We have previously shown that collagen scaffolds with highly aligned pores represent a promising strategy for the regeneration of large bone defects via endochondral ossification[1]. However, the mechanical deformation of the soft material prevents a direct translation to the clinics. Here, we improve the macroscopic scaffold stiffness by introducing a 3D-printed support structure that controls scaffold straining under in vivo loads. With such hybrid scaffolds, we intend to guide endochondral ossification towards either bone or cartilage, extending the potential application of the hybrid scaffolds to osteochondral defects.

Material und Methode

Low- and high-elastic modulus support structures were produced by selective laser sintering from polyamide. Hybrid scaffolds were produced by incorporating the support structure in a collagen suspension, which then underwent directional freeze-drying. Mechanical stiffness of collagen and hybrid scaffolds was evaluated via mechanical compression tests and cell-material interaction was evaluated by analyzing cell migration, ECM production, changes in pore architecture and volume contraction over time.

Ergebnis

Compression tests showed that hybrid scaffolds of low and high elastic modulus were obtained by varying the geometry of the support structure alone. The introduction of the support structure greatly improved the mechanical properties of the scaffold from 5 KPa to 6 MPa. 3D cell culture using fibroblasts revealed no negative effect of the support structure on cell migration, but a pronounced positive effect on ECM alignment due to a preservation of the scaffold"s pore alignment.

Schlussfolgerung

We conclude that the presented hybrid scaffold allows to independently tune the mechanical properties of the material at the cell- and tissue-level. Future work will assess the consequences of scaffold-controlled tissue straining on tissue differentiation in vitro and in vivo.

References

[1] Petersen et al, Nat Commun, 9:4430, DOI: 10.1038/s41467-018-065042018

V97

Ermüdungsprüfung der klinischen Standardversorgung für die Rekonstruktion humaner Mandibulae mittels autologer Fibula

J. J. Lang[1,2], M. Bastian[1], P. Foehr[1], M. Seebach[1], C. von Deimling[1], C. Micheler[1], B. J. Schwaiger[3], J. Weitz[4], R. Burgkart[1]
[1]*Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, München, Deutschland*
[2]*Klinikum rechts der Isar, Klinik für Unfallchirurgie, München, Deutschland*
[3]*Klinikum rechts der Isar, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, München, Deutschland*
[4]*Klinikum rechts der Isar, Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie, München, Deutschland*

Fragestellung

Um komplexe, biomechanische Lastsituationen zu untersuchen und patientenspezifische Parameter identifizieren zu können, werden experimentelle und mathematische Modelle kombiniert angewendet. In dem vorgestellten Ansatz wurde eine Versuchsreihe mit Humanpräparaten durchgeführt, um die Biomechanik eines Fibula-rekonstruierten Unterkiefers nach klinischem Vorbild unter 3-dimensionaler statischer und dynamischer Belastung untersuchen zu können. Die Ergebnisse sollen dafür genutzt werden, mit Hilfe numerischer Methoden das Implantatdesign für eine Kieferrekonstruktion mit autologem Knochen optimieren zu können.

Material und Methode

Die zur Verfügung stehenden Humanpräparate wurden in zwei Gruppen mit ähnlichem Durchschnittsalter für die statische Vorprüfung (n=3, Alter: 70±7 Jahre) und die zyklische Hauptprüfung (n=8, Alter: 68±8 Jahre) unterteilt. Für die Erstellung 3-dimensionaler Modelle wurden alle Präparate einer Computertomographie unterzogen und segmentiert. Das Setzen der klinisch relevanten Schnittebenen sowie die Orientierung der zwei ersetzenden Fibulateile erfolgte unter chirurgischer Anleitung. Durch eine eigens erstellte Software wurden automatisch spenderindividuelle Schnittschablonen im STL-Dateiformat ausgegeben, die mittels Fused Filament Fabrication hergestellt wurden. Beide Versuchsgruppen wurden mit diesen Schnittschablonen reseziert und von einem MKG-Chirurgen mit Miniplatten (Modus, Medartis) rekonstruiert (Abb.1). Die statische Prüfung erfolgte unter Applikation einer Kraftrampe mit einer 3-Punktlagerung der Testkiefer. Um die Resektion der Kaumuskeln am rekonstruierten Kieferwinkel zu berücksichtigen, wurde für diese Seite des Kiefers die anliegende Last im Vergleich zur nativen Kieferseite um 30 % reduziert. Das verwendete Prüfsystem kann an die individuelle Präparatgeometrie durch verschieb- und drehbare Auflager angepasst werden und durch Seilzüge in Kombination von Kraftmessdosen und hydraulischen Aktoren mit seitenspezifischem Lasteintrag betrieben werden (Abb.2). Zum Vergleich der Primärsteifigkeit wurden die Verschiebungen der rekonstruierten Humanpräparate wurde am Angulus mandibulae (nach lateral) und an der Kontaktfläche der beiden Fibulasegmente (orthograd zur Kaufläche) mittels linearer Wegaufnehmer (MMR10-11, Megatron) bestimmt.

Ergebnis

Die zyklischen Prüfungen wurden im selben multiaxialen Prüfstand mit einer sinusförmigen Belastung zwischen 60 und 240 N bei 5 Hz durchgeführt, dabei wurde die Last für die rekonstruierte Kieferseite ebenfalls um 30% reduziert. Als Lastobergrenze für die dynamische Prüfung wurde die Maximalkraft, abgeleitet aus einem Model nach [1], um 67,5% auf 260 N reduziert. Für die statische Prüfung ergibt sich eine Konstruktsteifigkeit von 180±33 N/mm in Kaurichtung. Die laterale Verschiebung am Angulus mandibulae wurde mit 0,71±0,25 mm bei einer Belastung von 287±57 N ermittelt. Diese Ergebnisse wurden für die Anpassung der Rahmenbedingungen der dynamischen Prüfung verwendet und können zusätzlich zur numerische Modellvalidierung dienen. Bei einer Versorgung mit Miniplatten trat Versagen nach 8,37 104 ± 1,29·105 Zyklen auf. In drei Fällen kam es dabei, vergleichsweise früh, zum Knochenbruch. Ein Implantatbruch wurde durchschnittlich nach 1,32 105 ± 1,46 105 Belastungszyklen beobachtet. Im Vergleich zu Kunststoffpräparaten zeigt sich bei Humanpräparaten eine deutliche Messergebnisvarianz aufgrund der individuellen Parametern, wie Knochenqualität, -geometrie, Alter und Geschlecht der Spender.

Schlussfolgerung

Abschließend kann gesagt werden, dass die Prüfmethodik der Fibula-rekonstruierten Mandibula erfolgreich durchgeführt wurde. Diese Prüfungsart kann somit auf weitere Vergleichsgruppen mit Alternativimplantaten übertragen und zur Validierung entsprechender Simulationen der Individualversorgung verwendet werden.

References

[1] Deimling et al, Entwicklung räumlicher Lastszenarien für die biomechanische Untersuchung von topologieoptimierten Kieferosteosyntheseplatten. 6. Münchner Symposium für Experimentelle Orthopädie (2016)

Abb. 1

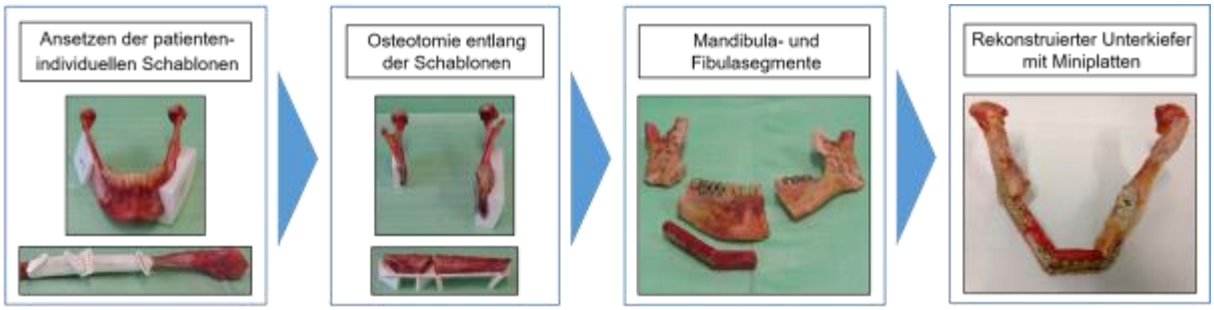


Abb.1: Ablauf der Unterkieferrekonstruktionsschritte nach Software gestützter Resektionsplanung und Schnittschablonenherstellung unter Verwendung von Miniplatten nach klinischem Standard

Abb. 2

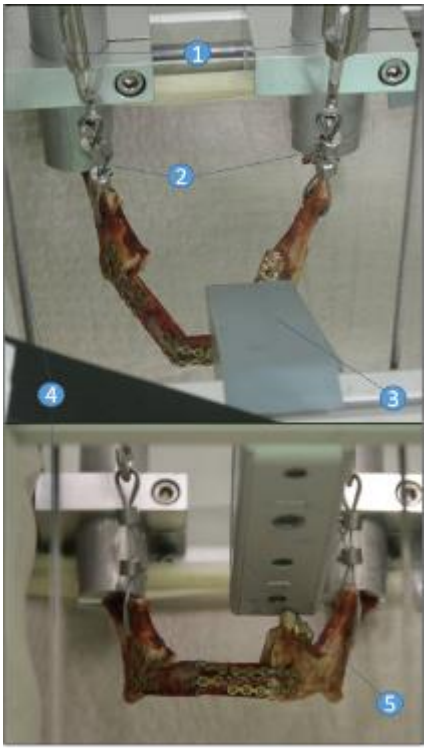


Abb 2.: Aufbau zur biomechanischen Prüfung der rekonstruierten Mandibulae für das statische und dynamische Prüfprotokoll. (1) Spannschlösser für das Einstellen einer Vorspannung von 20 N, (2) Lagerung des Caput mandibulae, (3) Modellierung der Maxilla, (4) Seilzüge zur Krafteinbringung, (5) Lagerung der Maxilla.

V98

In-vitro-Untersuchung zum Verschleiß von PEKK-Außenkronen in Kombination mit unterschiedlichen Innenkronen bei Doppelkronensystemen mittels axialer Belastung

I. Hasan[1], M. Kotthaus[2], M. El-Bajjati[2], L. Keilig[1], M. Grüner[3], C. Bourauel[3], H. Stark[2]
[1]Universitätsklinikum Bonn, Oralmedizinische Technologie, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Bonn, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Bonn, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Bonn, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Bonn, Oralmedizinische Technologie, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Hochleistungspolymere der Gruppe Polyetherketoneketone (PEKK) sind eine neue Generation von dentalen Werkstoffen für die Herstellung von Zahnersatz. Sie zeichnen sich durch Metallfreiheit, geringe Dichte und gute Biokompatiblität aus. Ziel dieser Studie war die Quantifizierung der Verschleißbeständigkeit von Doppelkronen aus PEKK in Kombination mit unterschiedlichen dentalen Legierungen.

Material und Methode

Insgesamt wurden fünf Gruppen von Doppelkronen hergestellt. Jede Gruppe bestand aus 10 Doppelkronen. Die Primärkronen wurden aus fünf unterschiedlichen dentalen Werkstoffen angefertigt. Die Sekundärkronen wurden jeweils aus PEKK (Pekkton® ivory, Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, Schweiz) angefertigt. In der Gruppe 1 wurde eine hochedelmetallhaltige Legierung (NEOCAST®, Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, Schweiz) für die Herstellung der Primärkronen verwendet. Für Gruppe 2 bis 5 wurden eine nichtedelmetallhaltige Legierung (Girobond NB, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland), Zirkonoxid (Cercon® base, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland), ein Hochleistungspolymer (Pekkton® ivory, Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, Schweiz) und Hochleistungspolymer mit Galvanokäppchen aus Gold verwendet. Die Sekundärkronen wurden jeweils aus Pekkton® angefertigt. Die Doppelkronen wurden in einer eigens dafür entwickelten Verschleißapparatur mit einer parodontienadäquaten Probenhalterung über 10.000 Zyklen verschlissen. Dabei diente eine Speichelersatzlösung als Schmiermittel um In-vivo-Bedingungen zu schaffen. Es wurden hierbei die Trenn- und Fügewege aufgezeichnet sowie die Abzugskraft gemessen. Die Oberflächen der Primärkronen wurden anschließend im Rasterelektronenmikroskop analysiert. Nach Verschleiß wurde die Innenseite der Sekundärkronen der Gruppen 1 bis 4 mit Friktions-Kunststoff (FGP Friktions-Kunststoff Komponente A und B, Bredent GmbH, Senden, Deutschland) beschichtet, um die Friktion zu erhöhen. Bei der Gruppe 5 wurde das Galvano-Käppchen nachgalvanisiert. Die Oberfläche der Primärkronen wurde erneuert mittels Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Ergebnis

Alle Doppelkronen der fünf Gruppen durchliefen die 10.000 Verschleißzyklen mit kompletter Fügung und Trennung. Dabei zeigten sie in den ersten 1.500 Zyklen einen Anstieg der Abzugskraft, der über die weiteren 8.500 Zyklen relativ konstant blieb. Das Doppelkronensystem PEKK auf PEKK zeigte konstant niedrige Werte von 3 N bis 5 N, wie sie zum Halt einer Doppelkronen-Prothese hinreichend sind. Die anderen Proben zeigten Kraftanstiege auf bis zu 15 N, wobei hier eine Überlastung des Pfeilerzahns durch die Abzugskräfte noch nicht zu befürchten wäre. Die Primärkronen zeigten nach Oberflächenanalyse im Rasterelektronenmikroskop Abrasionsspuren, wobei die edel- und nichtedelmetallhaltigen Legierungen ausgeprägte Verschleißspuren aufwiesen. Zirkonoxid und PEKK zeigten nur vereinzelt Abrasionsspuren.

Schlussfolgerung

Die Primärkronen zeigten ein materialabhängiges Abrasionsverhalten. Anhand dieser ersten Ergebnisse kann festgestellt werden, dass Zirkonoxid und PEKK geringeren Verschleiß im Vergleich zu den hochedel- und nichtedelmetallhaltigen Legierungen zeigten, die für die Klinische Anwendungen dieser Materialien von großer Bedeutung ist. Zur genaueren Beurteilung sind weitere Verschleißzyklen notwendig.

Die Beschichtung bzw. Nachgalvanisierung der verschlissenen Sekundärkronen erhöht die Friktion der Kronen.

V99

Eine *in-silico* und *in-vitro* Studie des Zahn-PDL- Komplexes

A. Morgenthal[1], P. Zaslansky[2], C. Fleck[1]
[1]*Technische Universität Berlin, Institut für Werkstoffwissenschaften und -technologien , Berlin, Deutschland*
[2]*Charité – Universitätsmedizin Berlin, Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Beim Zerkleinern von Nahrung arbeiten verschiedene harte und nachgiebige Zahnmaterialien zusammen. Hierbei muss eine Balance zwischen ausreichender Kraft zum Zerkleinern bei gleichzeitig nicht zu hoher Beanspruchung der Zähne gefunden werden, z.B. indem die Kaukräfte gleichmäßig in den Zahnmaterialien verteilt und in den anliegenden Kieferknochen eingeleitet werden. Eine dünne Bindegewebsschicht, das Parodontalligament (PDL) verbindet Zahn und Knochen, dämpft die auftretenden Kräfte und ermöglicht eine Bewegung des Zahnes unter Kaulast. Mikrotomographieaufnahmen zeigen, dass die Dicke der PDL lokal sehr unterschiedlich ist. Dies ist höchstwahrscheinlich ein Designelement, das die jahrelange, schädigungsfreie Zahnfunktion mit ermöglicht. Wir untersuchen, inwieweit eine lokale Variation der Dicke der PDL die Zahnbewegung und die lokale Spannungs- und Dehnungsverteilung beeinflusst und wie sich die Last im Zahn verteilt.

Material und Methode

Es wurde eine einzelne Kaubelastung des Zahn-PDL-Knochen-Komplexes in einer Reihe von *in-silico* und *in-vitro* Experimenten untersucht. *In-vitro* wurden Druckversuche an nassen Schweineprämolaren im Kieferknochen durchgeführt. Die ermittelten Kraft-Verschiebung-Kurven wurden zur Validierung der *in-silico* Finite Elemente (FE) Analysen genutzt. Das nicht-linearelastische Verhalten des PDL wird durch ein hyperelastisches Materialmodell abgebildet. Die FE-Modelle des Zahn-PDL-Knochen-Verbundes wurden auf Basis von Mikrotomographiedaten aufgebaut, wobei die einzelnen Zahnbestandteile und inneren Grenzflächen mit ihren Eigenschaften präzise abgebildet wurden. Ein Modell mit lokal variabler PDL-Geometrie, wie *in-vivo* beobachtet, wurde einem Modell mit einem gleichmäßig dicken PDL gegenübergestellt.

Ergebnis

Wir zeigen, dass kleine räumliche Variationen der PDL-Geometrie zu großen Änderungen in der Zahnbewegungsreaktion führen. Ist die Dicke des PDL im FE Modell lokal unterschiedlich, entsprechend der Situation *in-vivo*, führt der Zahn eine geführte Kippbewegung aus. Darüber hinaus ergibt sich eine gleichmäßigere Spannungsverteilung in Knochen und eine niedrigere PDL Dehnung als bei einem gleichmäßig dicken PDL[1]. Des Weiteren zeigen wir, wie sich die Spannungen im Zahn unter Belastung verteilen.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse unserer Studie erweitern unser Verständnis, inwieweit kleine Veränderungen im geometrischen Aufbau des Zahn-PDL-Knochen Komplexes und hier insbesondere der nachgiebigen Verankerung des Zahns im Knochen durch das PDL die Zahnfunktion beeinflussen. Die variable PDL Geometrie spielt eine entscheidende Rolle in der Führung der Zahnbewegung beim Kauen und der sich daraus ergebenden Beanspruchung von Knochen und PDL.

References

[1] Anneke Nikolaus, John D. Currey, Tom Lindtner, Claudia Fleck, Paul Zaslansky (2017). Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 67: 61–73

V100

Biomechanische Untersuchung kieferorthopädischer Alignerschienen

C. Bourauel[1], B. Golkhani[1,2], S. Reimann[3], L. Keilig[1,4]
[1]Universitätsklinikum Bonn, Oralmedizinische Technologie, Bonn, Deutschland
[2]Privatpraxis Frechen, Frechen, Deutschland
[3]Hochschule Bremerhaven, Medizintechnik, Bremerhaven, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Bonn, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Die Kraftübertragung bei Alignerschienen unterscheidet sich grundsätzlich von der bei Bracket/Bogen-Apparaturen. Dementsprechend ist auch die Messung der Kraftsysteme sehr aufwendig und bislang noch nicht zufriedenstellend gelöst. Ziel dieser Untersuchung war es, die Kraftsysteme bei verschiedenen Zahnauslenkungen in Verbindung mit Alignern aus Folien von verschiedenen Herstellern zu vergleichen.

Material und Methode

Je 10 identische Schienen aus 4 Folienprodukten von drei Herstellern wurden im Tiefziehverfahren (Ministar S, Scheu Dental) auf einem Oberkiefer-Patientenmodell hergestellt: Duran Plus (Scheu Dental), Zendura (ClearCorrect), Essix ACE® und Essix® PLUS™ (DENSPLY). Zusätzlich wurden seitens der Firma Align Tech 10 Invisalign-Schienen auf diesem Patientenmodell hergestellt. Von dem Patientenmodell wurden 3 Kunststoffreplikas hergestellt und hier jeweils der mittlere linke Schneidezahn (11), der linke Eckzahn (13) oder zweite Prämolar (15) entfernt. Die entfernten Kronen wurden über einen Adapter mit einem Kraft/Drehmoment-Sensor des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems verbunden und das entsprechende Patientenmodell so im Messsystem justiert, dass bei aufgesetztem Aligner keine Kräfte und Drehmomente zu messen waren (Neutralposition). Aus dieser Neutralposition heraus wurden Translationen und Rotationen um jeweils ±0,2 mm bzw. ±2° durchgeführt (In/Extrusion, mesio-distal- und oro-vestibulär-Bewegungen; Kippung, Rotation, Torque). Die maximalen Kräfte und Drehmomente wurden für alle 10 Schienen jeden Materials aus den Messkurven extrahiert und die Mittelwerte berechnet.

Ergebnisse

Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Folienmaterialien waren eher gering. Intrudierende Kräfte waren mit bis zu 2,5 N am 5er am größten. Eine Kraftübertagung zur Extrusion war ohne Attachment am 1er und 3er kaum möglich, während beim 5er nahezu symmetrische Verhältnisse vorlagen. Mesio-distale und oro-vestibuläre Kräfte waren nahezu symmetrisch und betrugen zwischen 0,3 N (1er, Duran Plus) und etwa 2,0 N (5er).

Schlussfolgerung

Die Kraftsysteme der untersuchten Alignerfolien unterscheiden sich nur geringfügig. Einzelne Bewegungen sind nach wie vor nur mit Attachments realisierbar. Für einen klinischen Einsatz erscheinen nahezu unsichtbare Aligner sehr gut geeignet, wenn für bestimmte Zahnbewegungen (wie Extrusionen) die Zähne zusätzlich mit Attachments versehen werden.

V101

CAD-Konstruktion, numerische Simulation und additive Fertigung von aktiven kieferorthopädischen Elementen

K. F. Krey[1], M. Wessling[1]
[1]*University Greifswald, Poliklinik für Kieferorthopädie, Greifswald, Deutschland*

Fragestellung

In der kieferorthopädischen Behandlung ist die Applikation von an die individuelle biologische Situation angebrachten Kräften angestrebt. Ziel dieser in vitro-Untersuchung war es, in einem digitalen Workflow aktive kieferorthopädische Elemente zu konstruieren, die Kräfte zu simulieren, mittels 3D-Druck herzustellen und zu messen.

Material und Methode

Es wurde ein Expansionsbogen und elastische Kette in verschiedenen Dimensionen in Autodesk Fusion 360 (Autodesk Inc., CA, USA) konstruiert. An den CAD-Modellen wurden im FEM-Modul jeweils einer Reihe von Aktivierungen simuliert und die auftretenden Kräfte errechnet. Folgend wurden die Elemente mit einem 3D-Drucker aus verschiedenen Materialien (Glykol modifiziertes Polyethylenterephthalat-PETG, Polylactid-PLA, thermoplastisches Polyurethan -TPU) gedruckt. In einer eigens konstruierten Mikrocontroller-gesteuerten Messapparatur wurden nun die zuvor simulierten Verformungen appliziert und die Kräfte gemessen. Zur Fehleranalyse wurden Messreihen mit Präzisionsgewichten mehrfach durchgeführt.

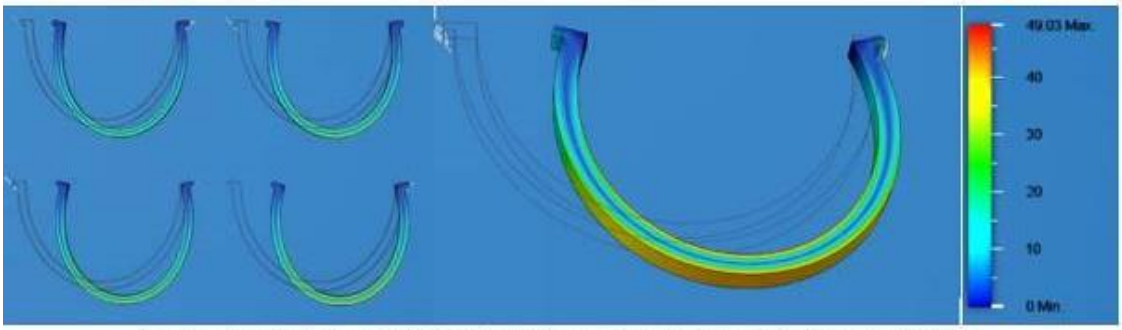
Ergebnis

Es konnte gezeigt werden, dass es möglich ist Verformungen und die auftretenden Kräfte konstruierter Behandlungselemente zu simulieren. Die in vitro gemessenen Kräfte der anhand der CAD-Konstruktionen 3D-gedruckten Elemente zeigten geringe und nicht signifikante Unterschiede zur Simulation. Bei einer Korrelation von 0,988 (PETG-Bögen), 0,995 (PLA-Bögen) sowie 0,980 (TPU-elastische Kette) wurde eine hohe Übereinstimmung von simulierter und gemessener Kraft gefunden. Die Analyse der Methodenfehler der Messapparatur zeigte eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen (95% Konfidenzintervall um Mittelwert von 0,039 N/ Dahlberg-Fehler 0,0138 N).

Schlussfolgerung

In der Kombination einer virtuellen Behandlungsplanung mit der CAD-Konstruktion von 3D-gedruckten aktiven Behandlungselementen könnte es zukünftig möglich sein für die klinische Situation noch besser passgenaue Kräfte zu erzeugen.

Abb. 1



Darstellung eines Ausschnittes der FE-Simulation der Bögen mit Autodesk Fusion, Farbcodierung der Simulation, Spannung gemessen in mPa im Bauteil

Postersession 1 • Bewegungsanalyse I

P1

Übereinstimmung eines IMU-basierten Bewegungssystem mit einem optoelektronischen Bewegungssystem während beidbeiniger Kniebeuge

S. Durstberger[1], K. Widhalm[1], P. Putz[1]
[1]FH Campus Wien, Physiotherapie, Wien, Österreich

Fragestellung

Das Aufheben eines Gegenstandes über die beidbeinige Kniebeuge ist eine essentielle Aktivität des täglichen Lebens. Bezüglich der Bewegungsausführung sind hier im Wesentlichen die Aspekte der muskulären Kontrolle der Wirbelsäule relevant, aber auch die zeitliche Abstimmung der Bewegung der Wirbelsäulensegmente zueinander während der Aufrichtungsbewegung. Mit einem optoelektronischen Bewegungsanalysesystem ist es möglich diese zeitliche Abstimmung genau zu erfassen, jedoch nur unter Laborbedingungen. Mit initialen Messeinheiten (IMU) könnte diese Aktivität des täglichen Lebens auch außerhalb eins Bewegungslabors aufgezeichnet werden. Das Ziel dieser Arbeit war es, die Übereinstimmung ein IMU-basiertes Messsystem mit einem optoelektronischen System als Referenzmethode, während der beidbeinigen Kniebeuge zu vergleichen.

Material und Methode

Bei dieser Studie nahmen 20 gesunde ProbandInnen teil (w:11/m:9; Alter: 30,9±7,34; BMI: 22,91±2,52). Es wurde das Cleveland Clinical Markerset mit zusätzlichen Markern für die Erkennung der Wirbelsäule verwendet. Diese zusätzlichen Marker wurden auf den Processi des ersten (TS01), vierten (TS04), achten(TS08) und zwölften (TS12) Brustwirbels, des dritten (LS03) Lendenwirbels und des ersten (SAC1) Sakralwirbels angebracht. Die IMU-Sensoren (Aktos-t, Myolution) wurden zwischen diesen Markern platziert und bildeten somit die Segmente T01-T04, T04-T08, T08-T12, T12-L03 und L03-SAC1. Des Weiteren wurde jeweils ein IMU-Sensor lateral an beiden Oberschenkel befestigt. Alle 20 ProbandInnen wurden instruiert 14 beidbeinige Kniebeugen durchzuführen und dabei eine 5 kg schwere Kiste aufheben. Die sagittalen Kurvenverläufe wurden mit der Linear Fit Methode verglichen[1]. Die Linear Fit Methode liefert 3 Parameter: a1 ist der Amplitudenskalierungs Faktor, a0 spiegelt den Versatz wieder und R^2 bildet die lineare Beziehung ab. Ist der R^2 Wert größer als 0,5 kann von einer linearen Beziehung ausgegangen werden[1].

Ergebnis

Wie in Tabelle 1 ersichtlich ist die lineare Beziehung zwischen den zwei Systemen bei allen Winkel bis auf T08 über R^2=0,70. Bei T08 zeigt sich mit R^2=0.36 nur eine schwache Übereinstimmung. Der Saklierungsfaktor a1 sollte möglichst nah bei 1 liegen und ist beim linken Hüftwinkel mit 1,26 am geringsten und bei dem Winkel SAC1 mit 0,26 am größten. Der Parameter a0 wird in derselben Einheit wie die Winkelkurven angegeben und sollte im Idealfall 0 betragen. Der Größte positive Versatz zeigt sich bei Winkel L03 mit 26,53° und der größte negative Versatz beim linken Hüftwinkel mit -29,94°. Den geringsten Versatz hat Winkel SAC1 mit 0,29°.

Schlussfolgerung

R^2 ist bei allen Winkel bist auf T08 über 0.7 und somit als akzeptable Übereinstimmung einzustufen. Davon zeigt sich bei den beiden Hüftwinkel mit R^2=0,99 eine hervorragende lineare Beziehung. Das schlechte Abschneiden von T08 könnte durch Muskelbewegungen unterhalb des Sensors und leichtes Kippen des Sensors, verursacht durch die Processi beim Bücken, bedingt worden sein. Die Abweichungen des Parameters a0 resultiert aus der Kalibrierung der IMU-Sensoren. Diese müssen vor jeder Messung für eine Drift Korrektur genullt werden, woraus dieser Offset resultiert. Problematisch sind die Abweichungen bei a1. Das zeigt eine Abweichung des Bewegungsausmaßes zwischen den beiden Systemen an und führt somit zu unterschiedlichen Ergebnissen. Diese Dämpfung oder Verstärkung wird durch Ungenauigkeiten bei der Kalibrierung hervorgerufen. Somit zeigt sich, dass die Systeme grundsätzlich dieselben Winkelverläufe messen, jedoch der Kalibrierungsvorgang der IMUs verbessert werden muss, damit es nur zu akzeptablen Verzerrungen kommt.

References

[1] M. Iosa, A. Cereatti, A. Merlo, I. Campanini, S. Paolucci, A. Cappozzo; Assessment of waveform similarity in clinical gait data: the linear fit method; BioMed Res. Int., 2014 (2014), pp. 1-7

Abb. 1

Tabelle 1: Ausgabe Parameter der Linear Fit Methode für die unterschiedlichen Winkelverläufe

Winkel	a1	a0 [°]	R^2
T04	0,86	-10,31	0,97
T08	0,49	-3,21	0,36
T12	0,76	4,93	0,70
L03	1,44	26,53	0,99
SAC1	0,26	0,27	0,86
Hüfte links	1,26	-29,94	0,99
Hüfte rechts	1,31	-29,34	0,99

a1: Amplitudenskalierungsfaktor, a0: Versatz, R^2: lineare Beziehung

P2

Determinants of functional performance neasures: Chair Stand, 20-Meter and 400-Meter Walk tests

A. Wisser[1,2], S. Petersohn[2], A. G. Culvenor[2,3], W. Wirth[1,2], F. Eckstein[1,2]
[1]*Chondrometrics GmbH, Ainring, Deutschland*
[2]*Paracelsus Medical University Salzburg, Institute for Anatomy, Salzburg, Österreich*
[3]*La Trobe University, School of Allied Health, Melbourne, Australien*

Fragestellung

The assessment of physical function as an objective clinical outcome in osteoarthritis (OA) patients represents an important tool for clinicians and researchers, particularly when evaluating the efficacy of interventions in research or clinical trials. However, the determinants of functional performance measures (FPMs) have not been well characterized. The aim of this study therefore was to identify the dependence of chair stand test (CST), 20-meter and 400-meter walk test results on a) a large set of socio-demographic and clinical parameters, including the "physical activity scale for the elderly" (PASE), the "physical and mental health component summary scale" (PCS-12; MCS-12) of the "short form" (SF-12) questionnaire, as well as measures of isometric knee extensor strength, and b) different levels of knee pain, taking into account the above relationships.

Material und Methode

In a first step, 231 subjects (123 women, 108 men; age 45-79 years) from the Osteoarthritis Initiative (OAI) without radiographic signs of OA (KLG 0) and without pain in the knee and hip were studied. Regression analysis was used to determine the coefficients of determination (r^2) between the 3 FPMs, and those between the 3 FPMs and the variables stated above. Isometric muscle strength was measured using the "Good Strength Chair". Multiple stepwise regression was used to assess which combination of the above variables best explained variability in each FPM. In a second step, the impact of mild knee pain (Numerical Rating Scale = NRS 1 and 2 [score range 0–10]), moderate knee pain (NRS 3 and 4), and non-acceptable knee pain (NRS>4, with 4 being defined as the patient acceptable symptom state = PASS) will be examined in the entire OAI cohort, taking into account the above relationships.

Ergebnis

The walk tests (20m/400m) were more strongly associated with each other (r^2=51%, $p<0.001$) than with the CST (r^2=15% and r^2=21%, respectively, $p<0.001$). Results of all three FPMs did not differ significantly between men and women (t-test, $p\geq0.19$). Among measures of muscle strength, the strongest relationship with FPMs was found for the maximum extensor torque per body weight (MET/BW), specifically for the peak value of both legs (CST: r^2=14%; 20m-walk test: r^2=9%; 400m-walk test: r^2=20%; $p<0.001$). Further, statistically significant associations ($p<0.05$; Abb.1) were detected between the CST, 20m- and 400m-walk test, respectively and: 1) age (r^2=13%, 7%, 14%); 2) the body mass index (BMI) (r^2=2%, 3%, 4%); 3) the PASE (r^2=5%, 5%, 10%); and 4) the PCS-12 (r^2=10%, 9%, 11%), but not with the MCS-12. Multiple regression analysis (Abb. 2) including MET/BW, age, BMI, and PCS-12 explained 24% of the variance of the CST, and 18% and 32% of the 20m- and 400m-walk tests. The analysis concerning the impact of NRS knee pain is currently ongoing.

Schlussfolgerung

In conclusion, the moderate associations observed between walk tests and the chair stand test suggest that these reflect different components of physical function, and that, in elderly subjects without joint pain, performance does not differ between men and women. Further we show that age, BMI, physical health status and knee extensor strength are important determinants of FPM outcomes in subjects without knee and hip pain. In a next step, the impact of different levels of knee pain on functional performance will be studied, taking into account the above relationships.

Abb. 1: Coefficient of determination (r^2) for the three FPMs and age, BMI, Physical Activity Scale for the Elderly (PASE) and physical and mental health component summary scale (PCS-12; MCS-12), (*$p\leq0.05$, **$p\leq0.01$, ***$p\leq0.001$).

Abb. 2: R^2 values of the multiple stepwise regression adjusted for the number of predictors in the model (R^2 adjusted). Results for the three FPMs and variables having a significant relation to the FPMs are shown. The maximum extensor torque per body weight for both legs is denoted as "MET/BW".

Abb. 1

		Age	BMI	PASE	PCS-12	MCS-12
Chair	All	r^2=12.7%***	r^2=1.8%*	r^2=4.7%***	r^2=10.4%***	r^2=1.4%
Stand	Men	r^2=14.7%***	r^2=0.3%	r^2=1.1%	r^2=17.7%***	r^2=1.4%
Test	Women	r^2=11.2%***	r^2=5.7%**	r^2=10.4%***	r^2=5.8%**	r^2=1.6%
20m	All	r^2=7.3%***	r^2=3%**	r^2=4.9%***	r^2=8.5%***	r^2=1.6%
Walk	Men	r^2=2.9%	r^2=3.9%*	r^2=1.6%	r^2=12.4%***	r^2=1.9%
Test	Women	r^2=13.1%***	r^2=2.6%	r^2=12.3%***	r^2=5.8%**	r^2=1.3%
400m	All	r^2=14%***	r^2=3.6%**	r^2=9.8%***	r^2=11%***	r^2=2.2%*
Walk	Men	r^2=5.2%*	r^2=5.5%*	r^2=5.6%**	r^2=16.7%***	r^2=3.4%
Test	Women	r^2=25.8%***	r^2=4.6%*	r^2=13.9%***	r^2=7%**	r^2=1.6%

Abb. 2

	Chair stand test		20m-walk test		400m-walk test	
	Entered Variables	**R^2 adjusted**	**Entered Variables**	**R^2 adjusted**	**Entered Variables**	**R^2 adjusted**
All	MET/BW	13.7%	MET/BW	9%	MET/BW	20.3%
	+age	20%	+PCS-12	14.3%	+PCS-12	25.9%
	+PCS-12	24.3%	+age	16%	+age	29.9%
			+BMI	17.6%	+BMI	31.7%
Men	MET/BW	18.8%	MET/BW	11.8%	MET/BW	16.7%
	+PCS-12	27.9%	+PCS-12	18.2%	+PCS-12	25.4%
	+age	31.6%				
Women	age	10.9%	PASE	12.8%	MET/BW	25.8%
	+BMI	15.8%	+age	16.6%	+age	36.2%

P3

Untersuchung der Einflüsse einer Knieorthese auf die Gelenkkette der Unteren Extremität mittels Inertialsensorsystem

H. L. Siebers[1], J. Pinz[1], J. Eschweiler[1], M. Betsch[1], M. Tingart[1], B. Rath[1]
[1]Uniklinik RWTH Aachen, Klinik für Orthopädie, Aachen, Deutschland

Fragestellung

Gonarthrose ist eine häufige Ursache für körperliche Beeinträchtigungen im Alter [4]. Bei der Gonarthrose kommt es zu einer irreparablen Schädigung des Gelenkknorpels, was zu Schmerzen und Funktionseinschränkungen führt. Man unterscheidet zwischen einer medialen (Innenseite des Kniegelenks) und lateralen Gonarthrose (Knieaußenseite). Varus-/ Valgus-Knieorthesen können als konservative Behandlungsmethode eingesetzt werden, um durch eine Kraftumverteilung die betroffene Gelenkpartie (medial oder lateral) zu entlasten [1]. Eine ganzheitliche Betrachtung der unteren Gelenkkette zeigt, dass eine Orthese nicht nur selektiv das betroffene Kniegelenk beeinflusst. Im Rahmen dieser Studie wurde untersucht, inwieweit die benachbarten Gelenke bzw. die gesamte Bewegung der Unteren Extremität in der Sagittalebene durch die Knieorthese beeinflusst wurden.

Material und Methode

Es wurde das Gangbild von 17 Probanden, die mit einer Orthese (medi M.4 s) rechts versorgt wurden, mithilfe eines Inertialsensorsystems (MyoMotion, Noraxon U.S.A. Inc.) analysiert. Jeweils 6 Messungen je Proband wurden durchgeführt: ohne Orthese, in Neutralstellung und jeweils mit einer zweistufigen Valgus- und Varusausrichtung der Orthese. Gemessen wurden jeweils die Hüft-, Knie- und Sprunggelenkswinkel.

Hierzu wurden zuerst paarweise die Ergebnisse der physiologischen Gangbilder mit denen beim Tragen der neutralen Orthese verglichen (mittels gepaartem t-Test bzw. mittels Wilcoxon-Test bei Nicht-Normalverteilung). Weiterhin wurde eine Varianzanalyse (parametrische Form bzw. nicht-parametrischer Friedman-Test) der Ergebnisse bei unterschiedlichen Ortheseneinstellungen durchgeführt. Die statistischen Analysen wurden mit SPSS (Version 25, IBM) durchgeführt.

Ergebnis

Durch die Knieorthese kommt es zu einer Reduktion der maximalen Hüftflexion sowie zu einer Zunahme der maximalen Hüftextension beider Beine (Abb. 1). Die verschiedenen Ortheseneinstellungen zeigen keine signifikanten Unterschiede. Die Kniebewegung wird in der Sagittalebene durch die Orthese lediglich ipsilateral beeinflusst. Physiologisch zeigt sich eine signifikant höhere maximale Knieflexion im Verglich zur Neutralstellung der Orthese. Zudem ist die Reduktion der maximalen Knieflexion durch eine Varusstellung signifikant größer als bei einer Valgusstellung (Abb. 2). Die Orthese führt außerdem zu einer signifikanten Reduktion der Knieextension, die durch Varus- und Valgusausrichtungen wieder signifikant steigt (Abb. 2).

Die Analyse der Sprunggelenkswinkel ergab keine eindeutigen Ergebnisse.

Schlussfolgerung

Studien zur biomechanische Wirkung der Orthese fokussieren sich primär auf die Analyse des betroffenen Kniegelenks in der Frontalebene [1, 3] . Hier wurde die Effektivität von Knieorthesen in Bezug auf die Schmerzreduktion bestätigt [2, 3]. Wir konnten im Rahmen unserer Studie zum Bewegungsverhalten in der Sagittalebene zeigen, dass eine Knieorthese ebenfalls einen Einfluss auf die angrenzenden Gelenke und weitere Bewegungsebenen hat. Die veränderte Bewegung des Kniegelenks wird durch die Orthese selbst hervorgerufen. Im Gegensatz dazu lassen die Beeinflussungen in den Hüftgelenken auf eine veränderte Beinachsen und/ oder eine akute Schonhaltung schließen.

Fazit: Die Studie zeigt, wie wichtig eine ganzheitliche Betrachtung der jeweiligen Gelenkkette ist. Wir konnten feststellen, dass es im Rahmen unserer Untersuchung durch die Orthese zu signifikanten Veränderung der maximalen Flexions- und Extensionswerte im ipsilateralen Knie und in beiden Hüftgelenken kommt.

References

[1] Arazpour M et al (2014). Prosthetics and Orthotics International 38(5)
[2] Gohal C et al (2018). Sports Health
[3] Jones RK et al (2013). Gait & Posture 37(3)
[4] Woolf AD, Pfleger B (2003). Bulletin of the World Health Organization 81(9)

Abb. 1: Beeinflussung der Hüftbewegung in der Sagittalebene durch die Knieorthese

Abb. 2: Beeinflussung der Kniebewegung in der Sagittalebene durch die Knieorthese

Abb. 1

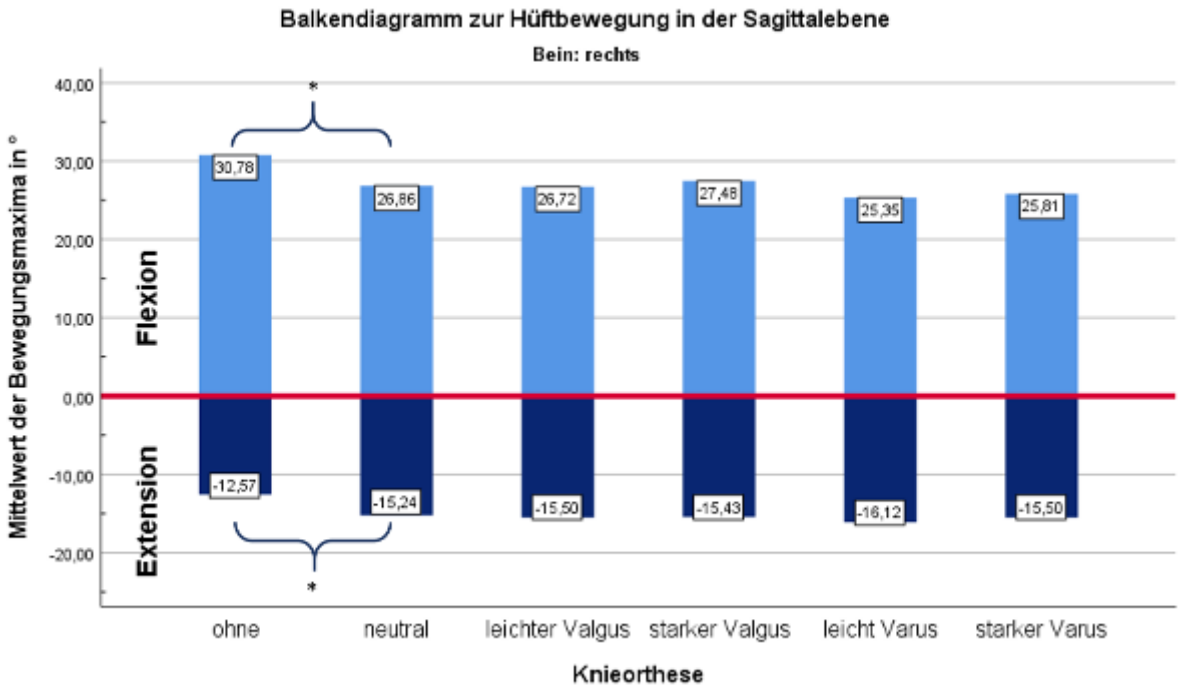
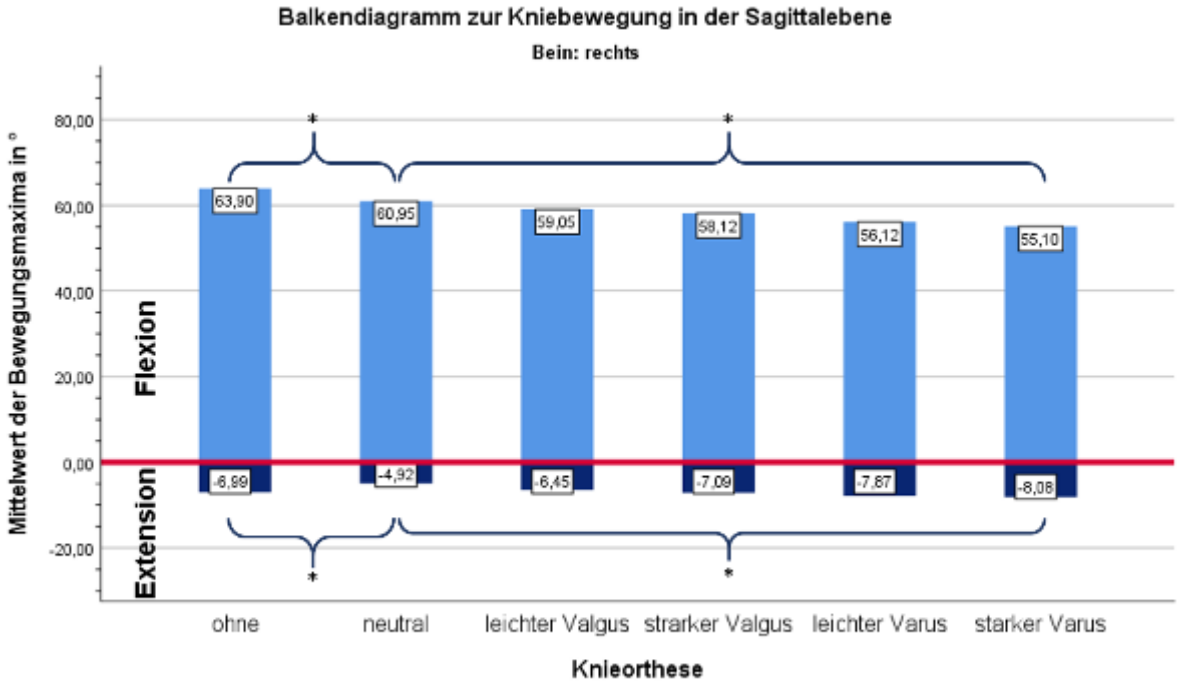


Abb. 2



P4

Von der Klinik ins häusliche Umfeld – IMU-basierte Gangalgorithmen im Test

C. Hansen[1], E. Warmerdam[1], M. H. Pham[1], G. Schmidt[1,2], W. Maetzler[1]
[1]Christian-Albrechts Universität, Neurologie, Kiel, Deutschland
[2]Christian-Albrechts Universität, Technische Fakultät "Digital Signal Processing and System Theory"""", Kiel, Deutschland

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

P5

Der Einfluss verschiedener Bewegungsanlayseverfahren auf die kinematischen Daten am Beispiel transfemoraler Prothetik

S. Amin[1], G. Schreyer[1], A. K. Hoemme[1]
[1]*Institut für Messtechnik und Biomechanik, Dortmund, Deutschland*

Fragestellung

Die vorliegende Studie befasst sich mit der Frage nach dem Unterschied zwischen verschiedenen Bewegungsanalyseverfahren. Hintergrund dieser Thematik ist die aktuelle Diskussion über die "Usability" und die "Genauigkeit" verschiedener - vor allem optisch-basierter - Bewegungsanalyseverfahren.

Material und Methode

Die Untersuchung setzt sich aus insgesamt zwei Messreihen zusammen.

Für die erste Messreihe wurde das Gangbild eines transfemoral amputierten Probanden mit Hilfe von vier verschiedenen Bewegungsanalyseverfahren aufgezeichnet: Vicon (Vicon Motion System, Oxford Metrics Group, Oxford, GB), Contemplas (Version TEMPLO 2018.1.154; Contemplas, Kempten Deutschland), Dartfish (Freiburg, Schweiz) und Coach's Eye (TechSmith, Okemos, Michigan, USA). Die Erfassung der Bewegung erfolgte dabei sowohl mit als auch ohne Markerplatzierung am Probanden. Für ein größtmögliches Maß an Vergleichbarkeit wurde das Gangbild simultan mit dem 3D- und den 2D-Bewegungsanalysesystemen aufgezeichnet.

Anschließend wurden die erhobenen Datensätze im Rahmen der zweiten Messreihe von 10 Probanden (Orthopädietechniker/-innen) mit Hilfe der verschiedenen 2D-Bewegungsanalyseverfahren (Contemplas, Coach's Eye und Dartfish) ausgewertet. Zunächst wurden die Datensätze ohne Markerplatzierung für die Analyse herangezogen, danach folgten die Datensätze mit Markerplatzierung. Die Analyse der 3D-Daten erfolgte lediglich durch die Testleitung, da diese als Referenzwerte zur Diskussion der 2D-Ergebnisse herangezogen werden sollten.

Die Auswertung setzte sich aus der Bestimmung der Beckenkippung und des Kniewinkels zu jeweils drei Zeitpunkten des Gangzyklus zusammen.

Die Bestimmung der Beckenkippung erfolgte aus der frontalen Ansicht zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes, der mittleren Standphase und dem Moment der Zehenablösung. Der Winkel zur Bestimmung der Beckenkippung wurde über die zwei vorderen Spinen und den Mittelpunkt der Patella des Referenzbeines aufgespannt. Zur Bestimmung des Kniewinkels wurde ein Winkel über die Markerpunkte an Trochanter, lateralem Condylus sowie lateralem Malleolus des Referenzbeines aufgespannt. Die Analyse erfolgte in der sagittalen Ansicht und zu den Zeitpunkten des initialen Bodenkontaktes, der mittleren Standphase und der initialen Schwungphase.

Die Verarbeitung der erhobenen Datensätze erfolgte mit einem selbst geschriebenen MATLAB-Skript (TheMathWorks Inc., Natrick, Massachusetts, USA).

Ergebnis

Für die Auswertung wurden die mit den verschiedenen 2D-Bewegunganalyseverfahren ausgewerteten Daten in Boxplots aufgetragen. Die Ergebnisse der 3D-Bewegungsanalyse wurden als Referenzwert zu diesen in Bezug gesetzt.

Die Auswertung der Daten zeigte, dass die Ergebnisse der 2D-Analysesoftware erkennbar von den Ergebnissen der beiden Applikationen, als auch von den Ergebnissen der 3D-Messung, abwichen. Dies nahmen die auswertenden Probanden anders war: Sie empfanden die Analyse mit der 2D-Analysesoftware als deutlich präziser als mit den Applikationen. Die Ergebnisse der beiden Applikationen untereinander waren vergleichbar, aber auch hier kam es nur punktuell zu Übereinstimmungen mit den 3D-Daten.

Schlussfolgerung:

Insgesamt zeigten die Messungen der Beckenkippung in der frontalen Ansicht, dass diese Ebene sich nicht ausreichend gut eignet, um kinematische Daten qualitativ zu analysieren. Die 2D-Analyse des Kniewinkels in der sagittalen Ebene zeigte hingegen ähnliche Ergebnisse wie die 3D-Analyse.

P6

Are vertical ground reaction forces associated with hip joint contact forces?

S. Alves[1], P. C. Raffalt[1], P. Damm[1], A. Bender[1], G. N. Duda[1], A. N. Agres[1]
[1]*Julius Wolff Institute, Charité Universitätsmedizin Berlin , Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Vertical ground reaction forces (vGRF) have been evaluated in total hip replacement (THR) patients" gait to quantify their functional recovery [1]. However, it remains unclear if vGRF collected at the foot are related to local hip contact forces (HCF), which is relevant to understand the longitudinal recovery of hip joint function post-surgery. The aim of this study was to investigate the association between HCF and vGRF at 3, 6 and 12 months after THR in patients with telemetric hip implants [2].

Material und Methode

Retrospectively, HCF and vGRF data were extracted from 3-9 gait trials in which 8 THR patients (2 females and 6 males, BMI 29.8 ± 4.7 kg/m2 and age 56.9 ± 6.2 years at surgery date) walked at a self-selected speed. HCFs were collected using an instrumented hip implant [2] and vGRF were collected using 2 force platforms. Both signals were collected synchronously. Mean HCF and vGRF curves during the stance phase were calculated using modified dynamic time warping [3]. First and second peak force magnitudes, impulse, loading rate and unloading rate were calculated for HCF and vGRF. The average loading rate was calculated as the first peak force magnitude divided by the time to first peak force magnitude [4]. The average unloading rate was calculated as the second peak force magnitude divided by the time from second peak force magnitude to the end of the stance phase. Linear correlation analysis was performed with HCF as the dependent variable and vGRF as t he independent variable.

Ergebnis

Figure 1 – vGRF vs HCF for loading rate (left) and impulse (right) for 6 and 12 months. Linear fits illustrate correlations at 6 months and 12 months for loading rate and impulse.

Significant associations between HCF and vGRF were observed for loading rate and impulse, at 6 ($p = 0.006$) and 12 ($p = 0.039$) months following THR, respectively. No associations were found for first, second peak force magnitudes and unloading rate ($p > 0.05$), for any of the time points analyzed. Mean (±SD) loading rate values at 3, 6 and 12 months following THR for HCF are 872.5 (149.1), 851.7 (206.6) and 1036.1 (190.3) respectively, whereas for vGRF are 446.7 (83.6), 454.7 (132.7) and 593.9 (78.6) respectively. Mean (±SD) impulse values at 3, 6 and 12 months following THR for HCF are 158.8 (16.3), 153.7 (17.5) and 143.3 (15.1) respectively, whereas for vGRF are 60.3 (4.9), 59.2 (5.4) and 56.4 (5.2) respectively.

Schlussfolgerung

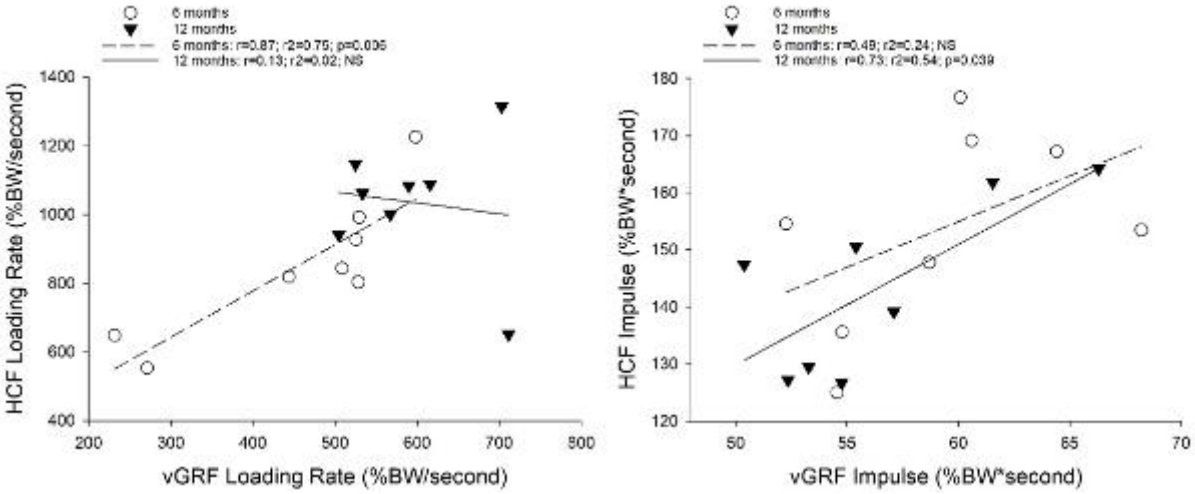
This study support that vGRF are associated with HCF when analyzing the loading rate and the impulse. However, loading rate is only significant at 6 months following THR whereas impulse is significant at 12 months. These findings point towards that a single vGRF calculated variable may not be representative of HCF at all points after THR.

Therefore, when analyzing HCF by means of vGRF, the loading rate should be used at a short-term following surgery, while impulse should be used when analyzing at a long-term follow up.

References

[1] McCrory et al 2001 GaitPost 14 p104
[2] Damm et al 2010 Med Eng Phys 32 p95
[3] Bender et al 2012 Comp Meth Biomech Biom Eng 15 p761
[4] Pamukoff et al 2016 Clin Biomech 33 p61

Abb. 1


6 months
12 months
6 months: r=0.87; r2=0.75; p=0.005
12 months: r=0.13; r2=0.02; NS
HCF Loading Rate (%BW/second)
vGRF Loading Rate (%BW/second)
6 months
12 months
6 months: r=0.49; r2=0.24; NS
12 months: r=0.73; r2=0.54; p=0.039
HCF Impulse (%BW*second)
vGRF Impulse (%BW*second)

P7

Reliability of a mobile device to track the sagittal lumbar spine posture during activities of daily living

B. Horsak[1], E. Matousek[1], E. Schwärzler[1], C. Schwab[1]
[1]*Fachhochschule St. Pölten, St. Pölten, Österreich*

Fragestellung

Low back pain (LBP) is a leading cause of disability resulting in high socio-economic costs due to increased sick leave, decreased work performance and well-being. To aid LBP management, the continuous monitoring of the lumbar spine movement during an entire day is essential and recently became achievable by the ongoing miniaturization of sensor technologies. However, to serve as a valuable tool, knowledge about the reliability of such technologies is necessary. This study evaluated the reliability of a new prototype device (Figure 1), which can track spinal curvature during an entire day.

Material und Methode

16 healthy participants were equipped with the device and performed different tasks on two separate test days: three sets of maximum lumbar spine flexion and extension (movement tasks) and a standardized activity of daily living testing course. This course consisted of standing quietly, sitting down on a chair and getting up, walking, lifting a box from the ground and placing it at another location. The device was used to track the remained duration (in % of the entire duration) in four lumbar posture groups (max. flexion, flexion, neutral, and extension) during the course and tracked flexion/extension angles (°) for the movement tasks as well. Intrasession and test-retest reliability were analyzed using the standard error of measurement (SEM).

Ergebnis

Results are presented in Figure 2.

Schlussfolgerung

Intrasession SEMs ascertain a good level of reliability. The test-retest error-margins for identifying the four posture groups during the test course indicate similar good reliability values with error-margins below 5%. However, the device seems limited in tracking the true angular flexion/extension, here errors ranged between 5 and 10°. Nonetheless, the good reliability in tracking posture patterns combined with an ultra-flat sensor design (2.5mm) and the ability to record data for ~24h make this device well-suited to aid LBP management in clinical practice.

Abb. 1

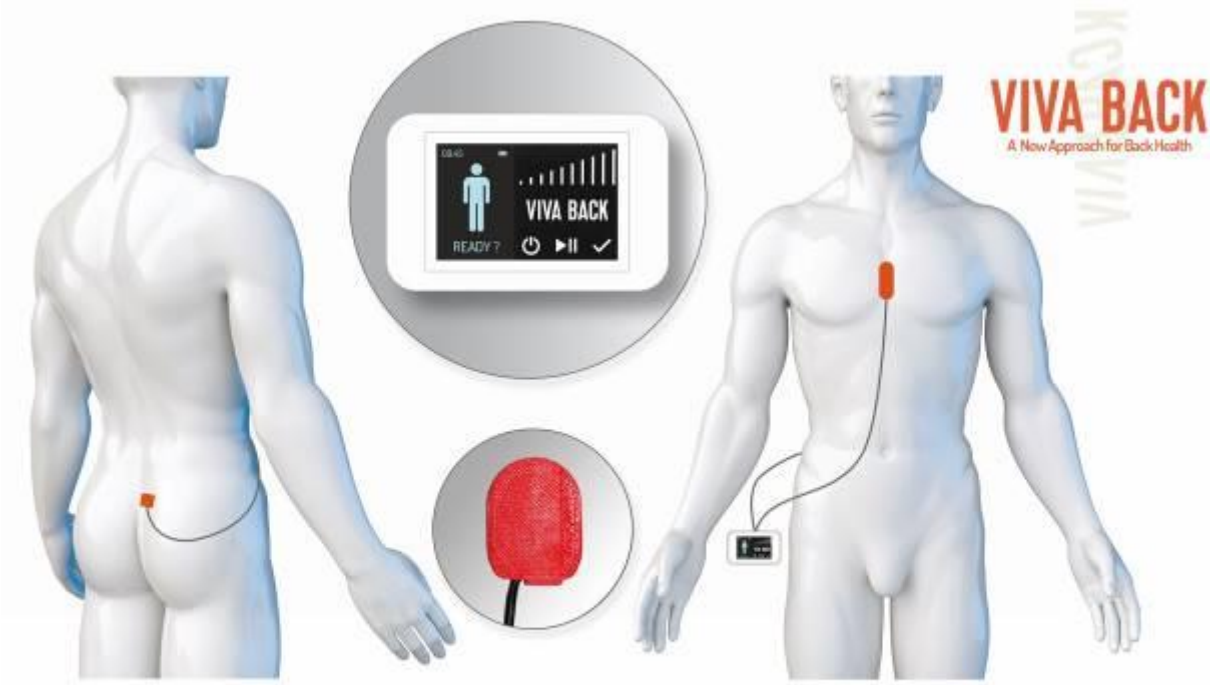


Figure 1. The VivaBack device consists of a matchbox-sized recording device with a touch screen and two ultra-flat acceleration sensors placed at the sacrum and the sternum, both sampled each at 20Hz.

Abb. 2

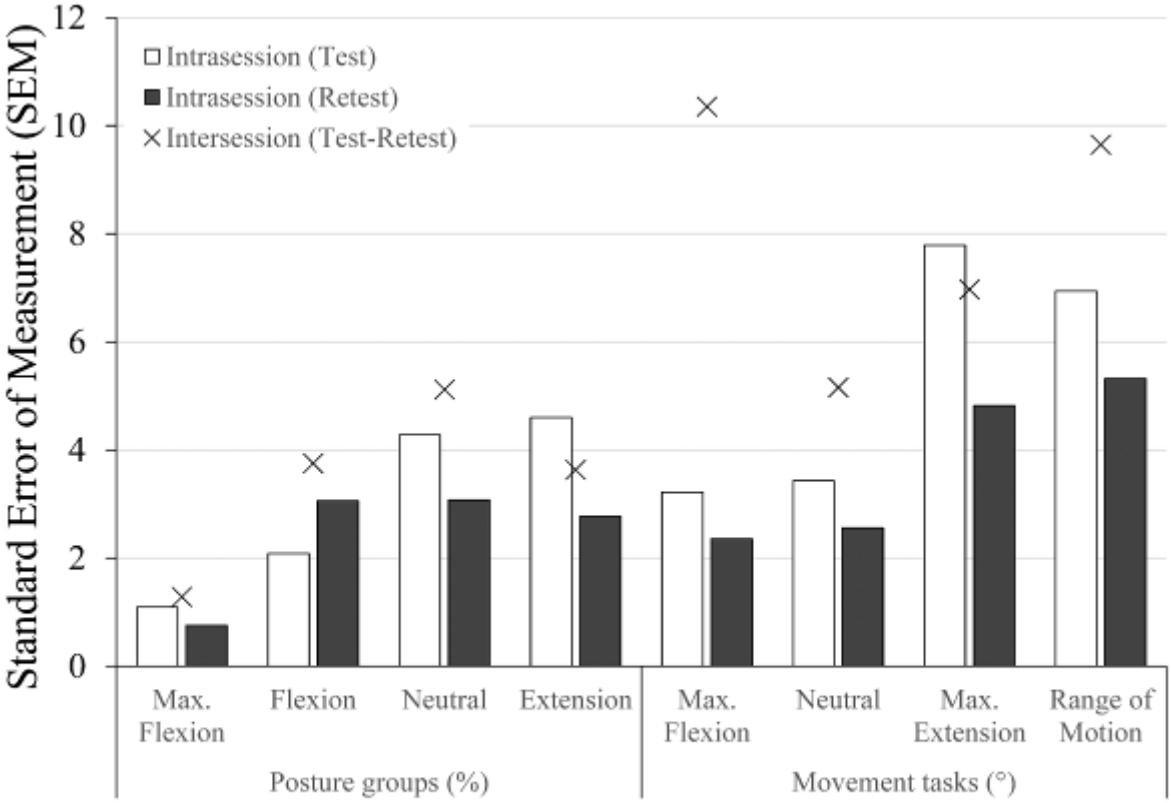


Figure 2. Standard Error of Measurement (SEM) results for each test day (intrasession analysis) and between both test days (test-retest analysis).

P8

Does a total knee arthroplasty design with a lateral pivot lead to a correspondent knee joint kinematic?

P. Moewis[1], H. Hommel[2], A. Trepczynski[1], L. Krahl[1], G. N. Duda[1]
[1]*Julius Wolff Institut, Charité – Universitätsmedizin Berlin , Berlin, Deutschland*
[2]*Krankenhaus Märkisch Oderland, Wriezen, Deutschland*

Fragestellung

Despite improvements in total knee arthroplasty (TKA), a relevant number of patients remain unsatisfied [1]. Due to variations in surgical techniques, more specific if the cruciate ligaments can be retained or not, ligament balancing impacts intra-articular mobility. It is known that in absence of the anterior cruciate ligament, the center of rotation is altered and a substantially higher variance in kinematic patterns have been reported [2, 3]. To overcome this, designs with a high congruency in the lateral compartment have been proposed. The purpose of this study was therefore to analyze the influence of a lateral pivot TKA design on the in-vivo knee joint kinematic as well to the corresponding clinical data.

Material und Methode

Retrospective study design. 10 Patients with a lateral pivot TKA design were included. Single plane fluoroscopic analysis was performed to analyze dynamic tibio-femoral motion during loaded and unloaded activities at 24 months after index surgery. All patients answered the questionnaires KSS, FJS and HFKS.

Ergebnis

The analysis of the lateral and medial distal points during flexion-extension showed that the lateral condyle remained relative stationary with little rollback up to 4.0mm at maximum flexion. The medial condyle translated anteriorly during the whole flexion cycle. During the weight-bearing lunge, the lateral condyle showed a higher extent of roll back, while the medial condyle remained almost stationary (Figure 1). Regarding the clinical questionnaires, good passive flexion as well as a high subject"s satisfaction with the prosthesis was observed, although inhomogeneity in the FJS was evidenced.

Figure 1: Mean and standard deviations of the medial and lateral distal points anterior-posterior translation during unloaded flexion-extension and weight-bearing lunge.

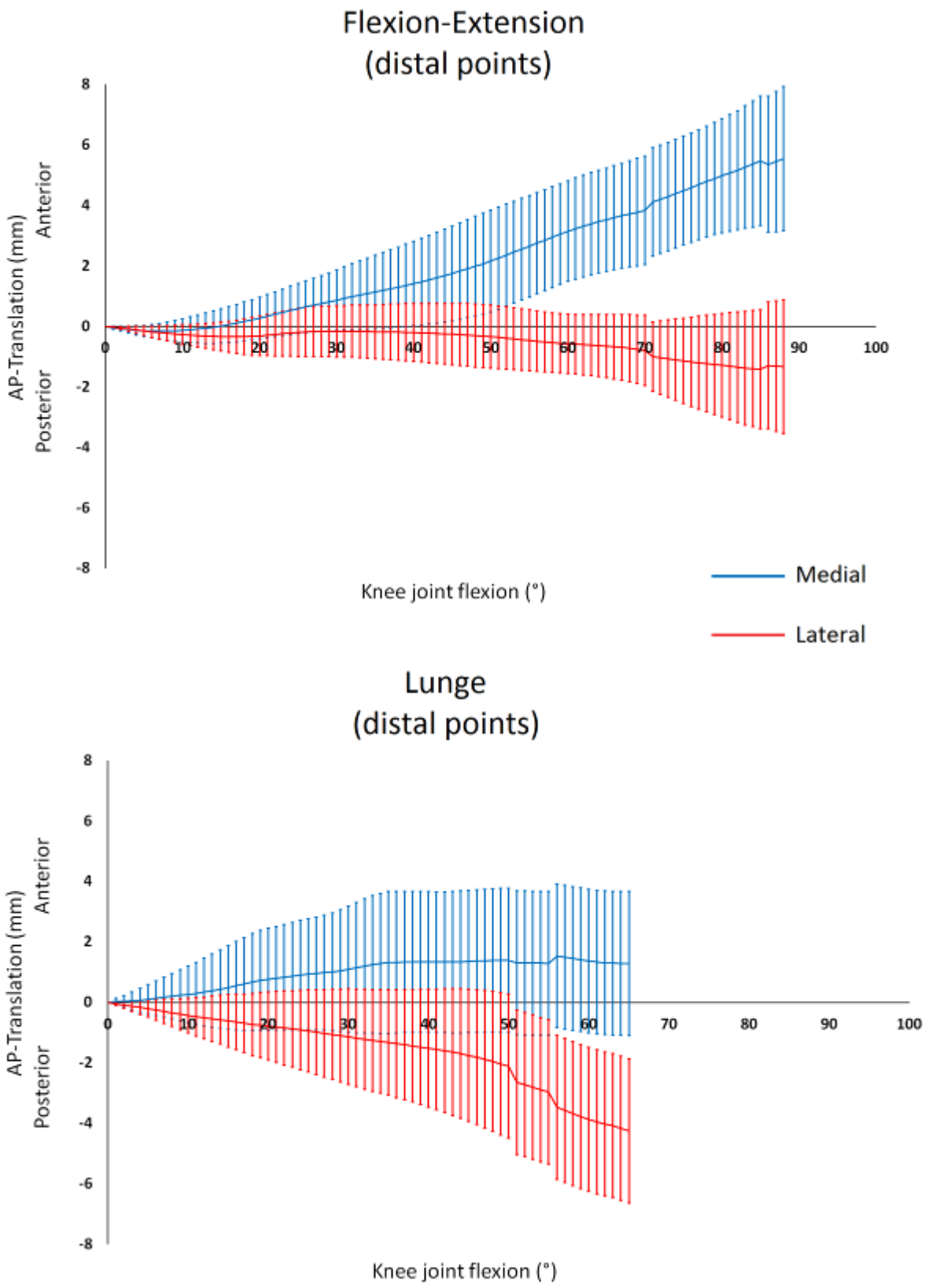
Schlussfolgerung

At 2 years post-operative, the results showed a design driven knee joint kinematics with a clear lateral pivot during the unloaded activity and a change to a medial pivot and a higher lateral roll-back during the weight-bearing conditions revealing the impact of load and muscle force. However, the question remains if the changed kinematic with a lateral design can be considered as physiological considering the actual knowledge of native knee joint kinematics.

References

[1] Maratt et al. JoA, 2015
[2] Harman et al. Adv Orthop, 2014
[3] Morgan et al. J Am Acad Orthop Surg, 2005

Abb. 1


Flexion-Extension
(distal points)
AP-Translation (mm)
Anterior
Posterior
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
Knee joint flexion (°)
Medial
Lateral
Lunge
(distal points)
AP-Translation (mm)
Anterior
Posterior
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
Knee joint flexion (°)

P9

Eine erweiterte Datenerhebung zur Anthropometrie der Hand für die Dimensionierung multiartikulierender Prothesenhände

A. Kettenbach[1], K. Katharina[1], B. Fleischer-Lück[1], H. Windhagen[2], E. Jakubowitz[1]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland*
[2]*Medizinische Hochschule Hannover, Orthopädische Klinik Annastift, Hannover, Deutschland*

Fragestellung

Für eine möglichst naturgetreue Dimensionierung multiartikulierender Handprothesen ist es essenziell, die anthropometrischen Daten der Hand einer möglichst großen Bevölkerung zu kennen. In der DIN-Norm 33402-2 [1] werden zwar Perzentile der Körpermaße für 18 – 65 Jährige angegeben, eine Nutzung dieser für die Dimensionierung von Handprothesen ist allerdings begrenzt möglich, da ihr lediglich Flächenmaße der Finger sowie gelenkübergreifende Längenmaße zu entnehmen sind. Bei doppelt Armamputierten ist es nicht möglich die Handprothesengröße in Bezug zu übrigen Körpermaßen auszuwählen. Zur Schließung dieser Datenlücke wurden die Maße der Fingersegmente in Bezug zur Körpergröße und Armlänge untersucht. Zudem wurde die Stichprobe durch Kinder und Jugendliche ergänzt, sodass hier eine Konfektionierung von Handmodulen möglich wird. Zur Einordnung der Daten wurden diese mit existierenden Handprothesen verglichen.

Material und Methode

Nach einer Fallzahlplanung auf Basis anderer anthropometrischer Studien [2, 3] wurden 500 Probanden (160 Frauen, 90 Männer, 160 Mädchen, 90 Jungen) eingeschlossen. Zur Erfassung der Handmaße wurden beide Hände mit einem Scanner (Typ Eva, Artec3D, Luxemburg) digitalisiert. Die resultierenden 3D-Handmodelle wurden mittels einer dafür entwickelten Software (MATLAB R2017a, MathWork, Natick, USA; Abb.1) ausgemessen. Neben der Handlänge, -breite und –dicke wurden die dreidimensionalen Maße aller Fingersegmente erfasst, sodass insgesamt 45 Maße (Abb.2) erhoben wurden.

Ergebnis

Der Vergleich mit den Daten der DIN-Norm zu Körpergröße, Handbreite und -länge zeigte, dass die Körper innerhalb der Perzentile für Männer und Frauen in der vorliegenden Studie im Mittel 5cm größer sind. Bei Frauen und Mädchen zeigten sich grundsätzlich schmalere Fingersegmente als bei Männern und Jungen. Ferner zeigten die resultierenden Regressionsgeraden zum Verhältnis von Handlänge zu Handbreite sowohl Ähnlichkeiten zwischen Frauen und Mädchen, als auch zwischen Männern und Jungen, sodass auch hier ein geschlechtsspezifischer Unterschied vermutet werden kann. Beim Vergleich der Datensätze mit den Maßen multiartikulierender Handprothesen zeigte sich, dass die Handlängen des 5. bis 95. Perzentils der Männer selbst durch die größte Prothesenhand nicht erreicht werden können. Gleiches gilt für das 95. Perzentil der Handlänge und Handbreite der hier erfassten Frauenhände. Ein Vergleich zwischen verfügbaren Prothesen mit den Handmaßen von Kindern war nicht möglich, da es keine entsprechende Konfektionierung gibt. Bei der Betrachtung des Verhältnisses zwischen Handlänge und Handbreite zeigte sich, dass dieses bei aktuellen Prothesenhänden meist schmaler als bei der erfassten Stichprobe ist.

Schlussfolgerung

Im Vergleich zu den Werten der durchschnittlichen Handgröße von Männern sind die verfügbaren Handprothesen deutlich unterdimensioniert, sodass es sinnvoll erscheint, die Konfektion Prothesenhände unter Einbeziehung kosmetischer Aspekte neu zu entwickeln. Darüber hinaus wäre für weibliche Patienten eine schmalere Prothesenhand im Verhältnis zur Handlänge zu entwickeln, bzw. auszuwählen. Mit dem hier vorgestellten Datensatz ist es erstmals möglich, die Prothesenhandgröße von doppelt Amputierten auf Basis seiner anderen Körpermaße zu ermitteln. Da die betrachtete Stichprobe unterschiedliche Verhältnisse zwischen Handlänge und Handbreite aufzeigten, ist es ratsam, die Konfektionierung zukünftiger Handprothesen nach den hier ermittelten Perzentilen und getrennt sowohl nach Frauen und Männern, als auch nach Mädchen und Jungen vorzunehmen.

Acknowledgements

Die Arbeit wurde durch die Europäische Kommission im Rahmen von H2020 "SoftPro" (Nr. 688857) gefördert.

Literatur

[1] DIN 33402-2 (2005): Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 2: Werte
[2] Garrett, J (1971) The Adult Human Hand: Some Anthropometric and Biomechanical Considerations. *Human factors,* 13, 117-131.
[3] Greiner T (1991) Hand Anthropometry of U.S. Army Personnel. *Security*, ADA244533.

Abb. 1

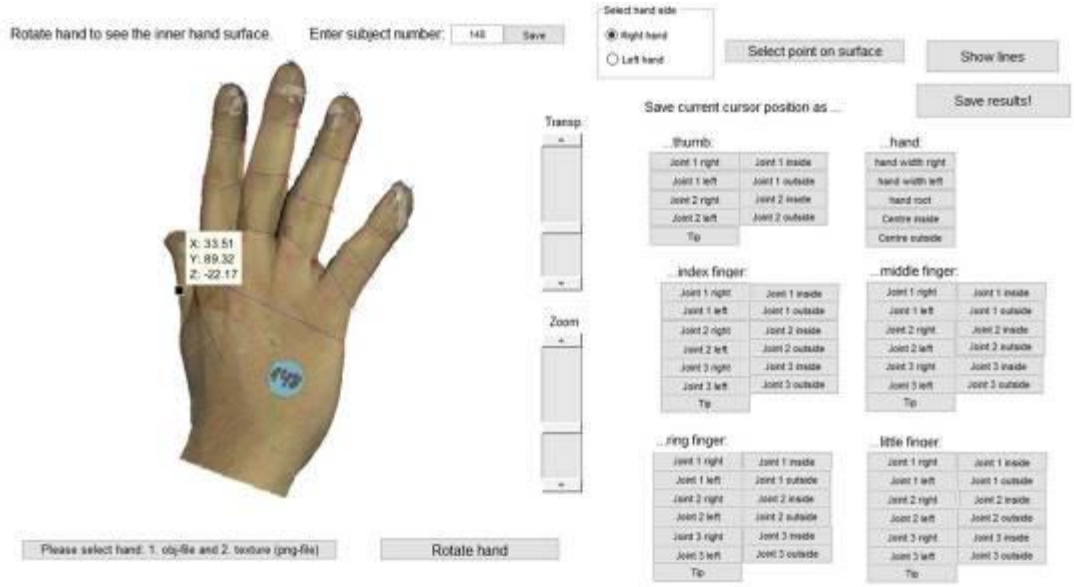


Abb.1: Entwickelte Software für 3D-Messungen der gescannten Handmodelle

Abb. 2

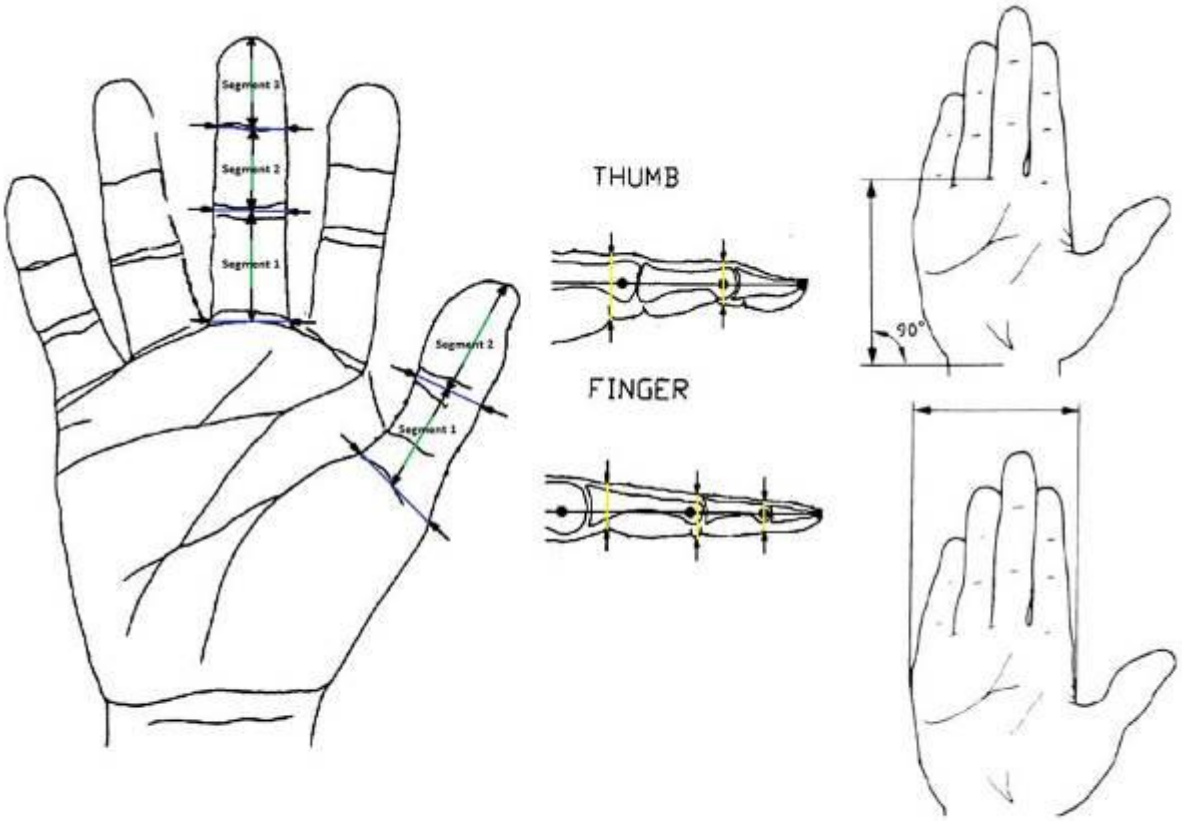


Abb. 2: Gemessene Handmaße, einschließlich Segmentlänge, -breite, -dicke, Handflächenlänge und -breite

P10

Generierung und Charakterisierung von Abriebpartikeln aus Gelenkspacer-Implantaten auf Polyurethan-Basis mit unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung

J. Hembus[1], L. Roessler[1], C. Zietz[1], A. Jonitz-Heincke[1], R. Bader[1]
[1]Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie, OUK, Universitätsmedizin Rostock, AG Experimentelle Biomechanik, Rostock, Deutschland

Fragestellung

Die Implantation eines künstlichen Kniegelenks stellt einen invasiven Eingriff zur Behandlung von fortgeschrittener Kniegelenksarthrose dar. Ein minimalinvasiver Zwischenschritt könnte das Einsetzen eines Gelenkspacers mit viskoelastischen Eigenschaften darstellen. Dazu sollen verschiedene Polyurethan-Materialien charakterisiert werden und diese hinsichtlich ihrer biomechanischen und zellbiologischen Eignung untersucht werden. Hierbei ist die tribologische Charakterisierung und die Analyse der Abriebpartikel aus Gelenkspacer-Implantatproben ein wesentlicher Gegenstand in der präklinischen Testung.

Material und Methode

Für die Herstellung der Abriebpartikel wurden unterschiedlich zusammengesetzte thermoplastische Polycarbonaturethan (TPCU)-Proben, bereitgestellt von der Hochschule Reutlingen (Kutuzova et al. 2017, 2018), in einem Roll-Gleit-Prüfstand (Goebel et al. 2012) in Anlehnung an die ISO 14243-1 dynamisch belastet. Das Prüfmedium Kälberserum (Biochrom GmbH, mit 20 g/l Proteinkonzentration, 5,85 g/l EDTA, 1,85 g/l Natriumazid) wurde alle 0,5 Millionen Zyklen gewechselt und anschließend gelagert. Für die Isolation der generierten Abriebpartikel aus dem Prüfmedium wurde das etablierte Protokoll nach Niedzwiecki et al. (2000) modifiziert, um die PU-Partikel nicht zu zerstören. Die verdauten Medien wurden im Anschluss auf Polycarbonatfilter mit einer Porengröße von 0,05 µm (Pieper Filter GmbH) vakuumfiltriert und die Abriebpartikel mittels Rasterelektronenmikroskopie untersucht. Die Partikelanalyse erfolgte anschließend nach der ASTM-F1887 mittels der Software Leica Q Win hinsichtlich Partikelanzahl, Größe und Morphologie an zwei unterschiedlichen TPCU-Materialkonfigurationen.

Ergebnis

In der Studie wurde der Ablauf des Säureverdaus nach Niedzwiecki et al. (2000) hinsichtlich der Inkubationszeiten und Temperaturen geändert. Ein Säureverdau über 48 h bei Raumtemperatur führte zu einer erfolgreichen Partikelisolierung, d.h. es lagen TPCU-Partikel ohne Proteinreste auf den Filtern vor. Im Vergleich zu Material 2 wies das Material 1 eine vierfach erhöhte Partikelanzahl auf. Die Partikelgröße beider Materialien betrug überwiegend 0,05 bis 0,2 µm (Abbildung 1).

Schlussfolgerung

Die Generierung und nachfolgende Charakterisierung von Abriebpartikeln aus Implantaten auf PU-Basis ist mit dem hier beschriebenen Verfahren möglich. Für die abschließende präklinische Beurteilung der Polyurethan-Spacer-Implantate wird weiterführend deren Verschleißverhalten evaluiert und die biologische Eignung der Materialien bzw. der Abriebpartikel untersucht.

Referenzen

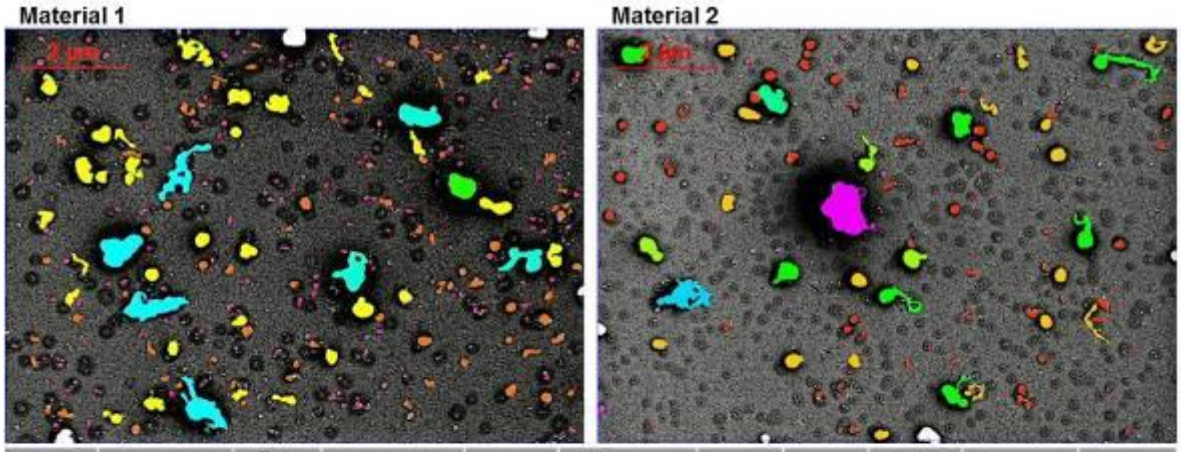
L. Kutuzova, K. Athanasopulu, M. Schneider, A. Kandelbauer, R. Kemkemer, und G. Lorenz, "In vitro bio-stability screening of novel implantable polyurethane elastomers", Gruyter, Bd. Current Directions in Biomedical Engineering, Nr. 4, S. 35 – 538, 2018.

L. Kutuzova, O. Rain, R. Koslik, und G. Lorenz, "Biostable polyurethane materials for chondral implants: in-situ monitoring of polyurethane polymerization", Biomed Eng– Biomed Tech, Bd. 62, S. 168, 2017.

P. Goebel, C. Zietz, R. Bieck, D. Kluess, und R. Bader, "A novel method for tribological evaluation of bearing materials in total knee replacements". Walter de Gruyter, 2012.

S. Niedzwiecki, C. Klapperich, J. Short, S. Jani, M. Ries, und L. Pruitt, "Comparison of three joint simulator wear debris isolation techniques: Acid digestion, base digestion, and enzyme cleavage", J. Biomed. Mater. Res., Bd. 56, Nr. 2, S. 245–249, Aug. 2001.

Abb. 1



	Detektierte Gesamtanzahl	Det. Anzahl / Bild	Dichte in 1/mm²	Fläche in %	Äquiv.Kreis-durchm. In µm	Länge in µm	Breite in µm	Rundheit	Länge/Breite Verhältnis	Fläche in µm²
Material 1	**1138,5 ±193,53**	**227,5 ±38,76**	**2.363.902,85 ±401.660,89**	**6,88 ±0,57**	0,15 ±0,01	0,22 ±0,02	0,12 ±0,01	1,74 ±0,02	**1,93 ±0,08**	0,03 ±0,00
Material 2	380,5 ±64,36	76,25 ±12,99	790.486,05 ±133.716,17	3,07 ±0,36	**0,18 ±0,01**	**0,27 ±0,03**	**0,16 ±0,01**	1,73 ±0,05	1,77 ±0,03	**0,04 ±0,01**

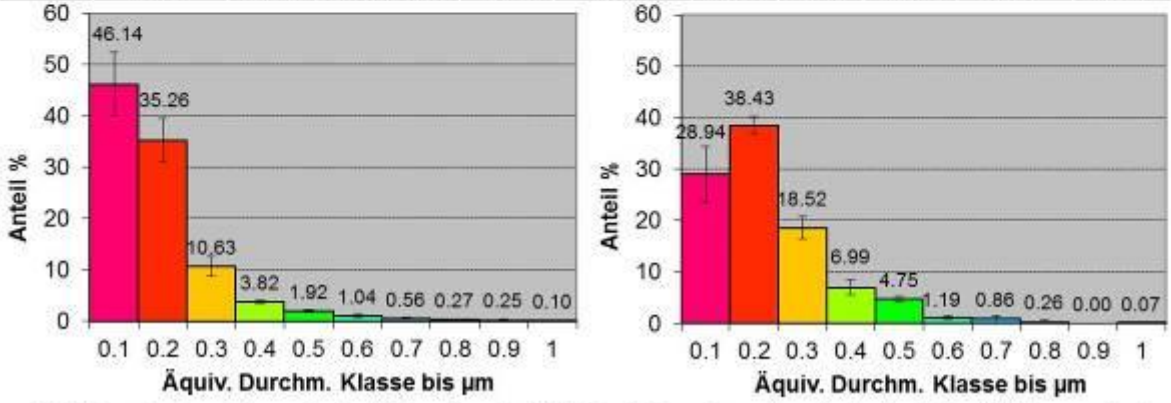


Abbildung 1.: Ergebnisse der Partikelanalyse, beide Materialien zeigen eine äquivalente Partikelform, wobei Material 1 (links) deutliche kleinere und eine höhere Anzahl von Abriebpartikeln zeigt als Material 2 (rechts)

P11

Polyurethane-based bone surrogates provide authentic onlay graft fixation torques for surgical training

M. Hollensteiner[1,2], P. Augat[2], D. Fürst[1], F. Schrödl[3], B. Esterer[1], S. Gabauer[1], A. Schrempf[1]
[1]Upper Austria University of Applied Sciences, ReSSL - Research Group for Surgical Simulators Linz, Linz, Österreich
[2]Paracelsus Medical University Salzburg and BG Unfallklinik Murnau, Institute of Biomechanics, Murnau, Deutschland
[3]Paracelsus Medical University Salzburg, Institute for Anatomy, Salzburg, Österreich

Fragestellung

To restore the lost height of the alveolar ridge after tooth-loss, onlay graft bone augmentation is a standard practice [1]. Therefore, parietal "split thickness" grafts are sandwiched and used to bridge the bony defect by means of small screws [2] (see Fig 1). A solid education of surgeons is essential to avoid harm to the patient (e.g. to preserve nerves under the gum). In earlier studies, a simulator for cranial graft-lift training was developed [3], which shall be expanded by an artificial jaw to train the augmentation of lifted implants. The acceptance of simulators as an educational opportunity is growing [4]. Their validated haptic feedback improves learning [5] and consequently minimizes the risk for the patient [6]. Therefore, synthetic bones for onlay graft screw placement with realistic haptics for the screw application training were evaluated and validated against human specimens.

Material und Methode

Polyurethane based bone surrogate composites, enriched with varying amounts of calcium-based mineral fillers and blowing agents, were developed and were validated for screw placement in comparison to human parietal bone specimens. For that, screws were automatically inserted into pre-drilled bones samples using a customized testbench (see Fig 2). The slope of the screw-insertion torques was measured and analyzed.

Ergebnis

The slope of the screw insertion torques of the human reference bones was 24.1±5.9 Nm/m. Synthetic bones, validated for drilling, milling and sawing from an earlier study [3], achieved significantly lower torques (16.1±1.6 Nm/m, p=0.001 and11.9±2.2 Nm/m, p=0.001, respectively) than the human reference. Two newly developed material compositions (75% mineral filler with 0.75% blowing agent and 100% mineral filler with 1.00% blowing agent) revealed results comparable with human bone (24.4±4.3 Nm/m, p=0.893 and 23.3±4.7 Nm/m, p=0.795, respectively).

Schlussfolgerung

In conclusion, our findings suggest that, two synthetic bone surrogates mimicking the mechanical properties of an onlay bone graft screw fixation and thus, are capable of mimicking real bone tissue in our simulator for the education of novice surgeons.

Fig 1: Augmentation of an onlay block graft in the alveolar ridge of the maxilla. The fixation of the three sandwiched grafts from the cranium was performed with screws.

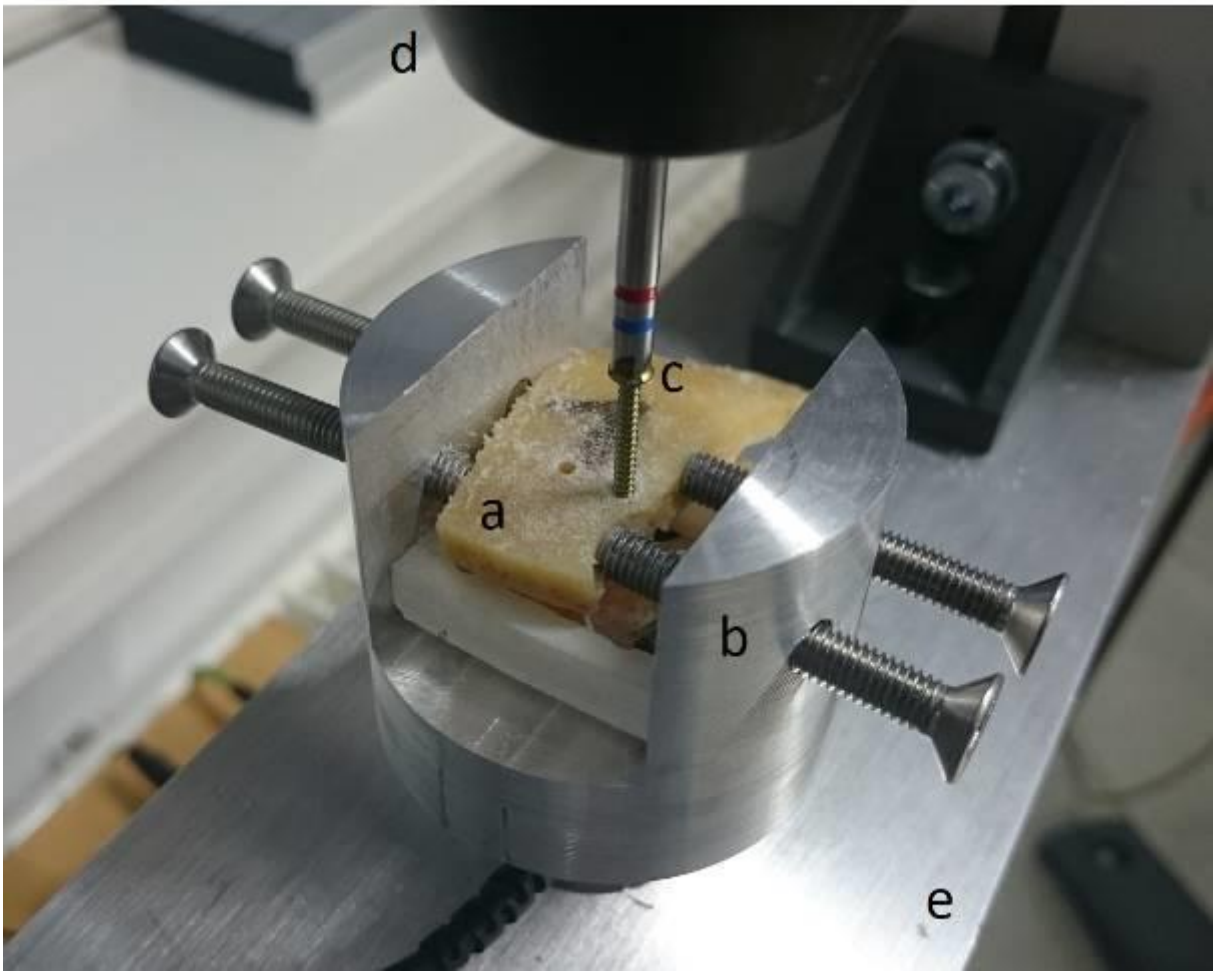
Fig 2: Measurement setup for screw torque measurement (a.. specimen, b.. clamping system with 6 DOF sensor underneath, c.. screw fixed on turnscrew, d.. drillchuck, e.. pulley-block)

References

[1] Smolka W., Bosshardt D. D., Mericske-Stern R., Iizuka T., 2006. Reconstruction of the severely atrophic mandible using calvarial split bone grafts for implant-supported oral rehabilitation. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics. 101, 35-42.
[2] McAllister B. S., Haghighat K., 2007. Bone augmentation techniques. Journal of periodontology. 78, 377-396.
[3] Hollensteiner M., Fürst D., Augat P., Schrödl F., Esterer B., Gabauer S., Hunger S., Malek M., Stephan D., Schrempf A., Characterization of an artificial skull cap for cranio-maxillofacial surgery training, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 29:135, 2018.
[4] Rosen K., 2008. The history of medical simulation, JCritCare. 23, 157-166.
[5] Botden S. M. B. I., Torab F., Buzink S. N., Jakimowicz J. J., 2008. The importance of haptic feedback in laparoscopic suturing training and the additive value of virtual reality simulation. Surgical endoscopy. 22, 1214-1222.
[6] Singh H., Kalani M., Acosta-Torres S., El Ahmadieh T. Y., Loya J., Ganju A.,2013. History of simulation in medicine: from resusci annie to the ann myers medical center. Neurosurgery. 73, 9-14.

Abb. 1

Abb. 2



P12

Biomechanical aspects responsible for thrombus formation on non-stented biological heart valve prosthesis

C. Dittfeld[1], K. Plötze[1], A. Jannasch[1], K. Matschke[1], U. Kappert[1]

[1]Dresden Universitiy of Technology, Faculty of Medicine Carl Gustav Carus, Department of Cardiac Surgery, Herzzentrum Dresden, Dresden, Deutschland

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

P13

Entwicklung und FEM-Analyse eines zementfreien Hüftkurzschaftes-Prototyps

T. Harz[1], A. Stiller[1], C. A. Fonseca Ulloa[1], M. Rickert[1], A. Jahnke[1]
[1]Justus-Liebig Universität, Labor für Biomechanik, Gießen, Deutschland

Fragestellung

Die FEM-Analyse ist ein bewährtes Verfahren, um präklinische Aussagen über die Verformbarkeit, die Stabilität als auch einen möglichen Einfluss von Implantaten auf die Knochenumbauprozesse und somit die Auswirkung auf die Osteointegration dieser zu treffen. Da aktuelle Hüftkurzschaftprothesen aufgrund ihrer geringen Elastizität das Femur dennoch deutlich aussteifen, wurde im Rahmen dieser FEM-Studie ein neuartiges Schaftdesign entworfen und analysiert.

Material und Methode

Bei dem untersuchten Prototypen handelt es sich um einen zementfreien und schenkelhalserhaltenden Hüftkurzschaft aus einer Titan-Legierung mit einem innovativen Verankerungsdesign und entsprechenden OP-Instrumentarium, welches ebenfalls einen innovativen Charakter besitzt. Es wurden verschiedene Prothesendesigns, die hinsichtlich ihrer Schaftgeometrie auf einem etablierten Schaftsystem basieren, unter Verwendung einer CAD-Software konstruiert und auf ihre Verformbarkeit gemäß ISO 7206-4:2010 belastet und miteinander verglichen. Für den Vergleich der Prothesen wurden verschiedene Punkte auf ihre Verschiebung hin betrachtet.

Ergebnis

Es zeigte sich eine deutliche Verbesserung der elastischen Verformbarkeit der entwickelten Schäfte aufgrund des neuartigen Schaftdesign bei ausreichender Stabilität. Auch zeigt das entwickelte Operationsbesteck ein innovatives Präparationsverfahren, was den Erhalt der Spongiosa maximieren würde und eine sofortige Torsionsstabilität des neuen Hüftkurzschaftes nach sich ziehen würde.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse unserer Analysen zeigen, dass das neuartige Schaftdesign durchaus funktioniert und die elastische Verformbarkeit des Femurs erhöhen würde. Das sogenannte "stress-shielding" , was durch eine unphysiologische Lasteinleitung und einen rigiden Schaft entsteht, könnte mit dem neuen Prothesensystem herabgesetzt werden und für eine bessere und schnellere Osteointegration des Implantats sorgen. Zusätzlich könnte durch die elastischere Verformbarkeit die Standzeit des Prothesensystems erhöht werden.

P14

Comparison of tactile properties of liver tissue and potential 3D printing materials via macroindentation

S. J. Estermann[1,2], C. Müller-Guttenbrunn[1], D. Pahr[1,3], A. Reisinger[1]
[1]Karl Landsteiner Privatuniversität für Gesundheitswissenschaften, Fachbereich Biomechanik, Krems an der Donau, Österreich
[2]Austrian Center for Medical Innovation and Technology, Wiener Neustadt, Österreich
[3]Technische Universität, Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik, Wien, Österreich

Fragestellung

The production of anatomical models, made of materials that accurately represent the mechanical properties of the actual biological tissue, has been a long-standing goal in material sciences and biomedical engineering. Accurate patient-specific replicas of organs would be beneficial for presurgical planning, while standardized models are an essential tool in research and teaching. Especially extremely soft tissues, e.g. liver or other internal organs, pose a challenge, demanding innovative manufacturing processes, such as additive manufacturing.

Material und Methode

The aim of this study was to establish a method for identifying mechanical parameters that represent the tactile properties - the way a material feels to touch - of liver tissue, in order to compare these with the properties of artificial materials that could possibly be used in 3D printing (Shore A 13 silicone pure and with different silicone oil concentrations, gelatin, and a soft commercially available 3D printed polymer). For this reason, a steel ball of 15 mm diameter was utilized to approximate a fingertip, which indented the samples with a similar load protocol as a human palpating the material would. The experiments were load driven up to 5 N and conducted as a quasi-static loading-unloading sequence, with additional measurements of the surface hardness of the materials. Thus, the identified parameters included contact stiffness S of the unloading curve, overall equivalent spring stiffness k, and Shore 00 Hardness H.

Ergebnis und Schlussfolgerung

A score for each artificial material was calculated, signifying how well the properties corresponded to liver. Thus, it was found that the tested silicone with a 30% volume fraction of silicone oil was best suited for representing tactile properties of liver tissue. The 3D printed polymer, on the other hand, scored the lowest in this ranking.

Abb. 1

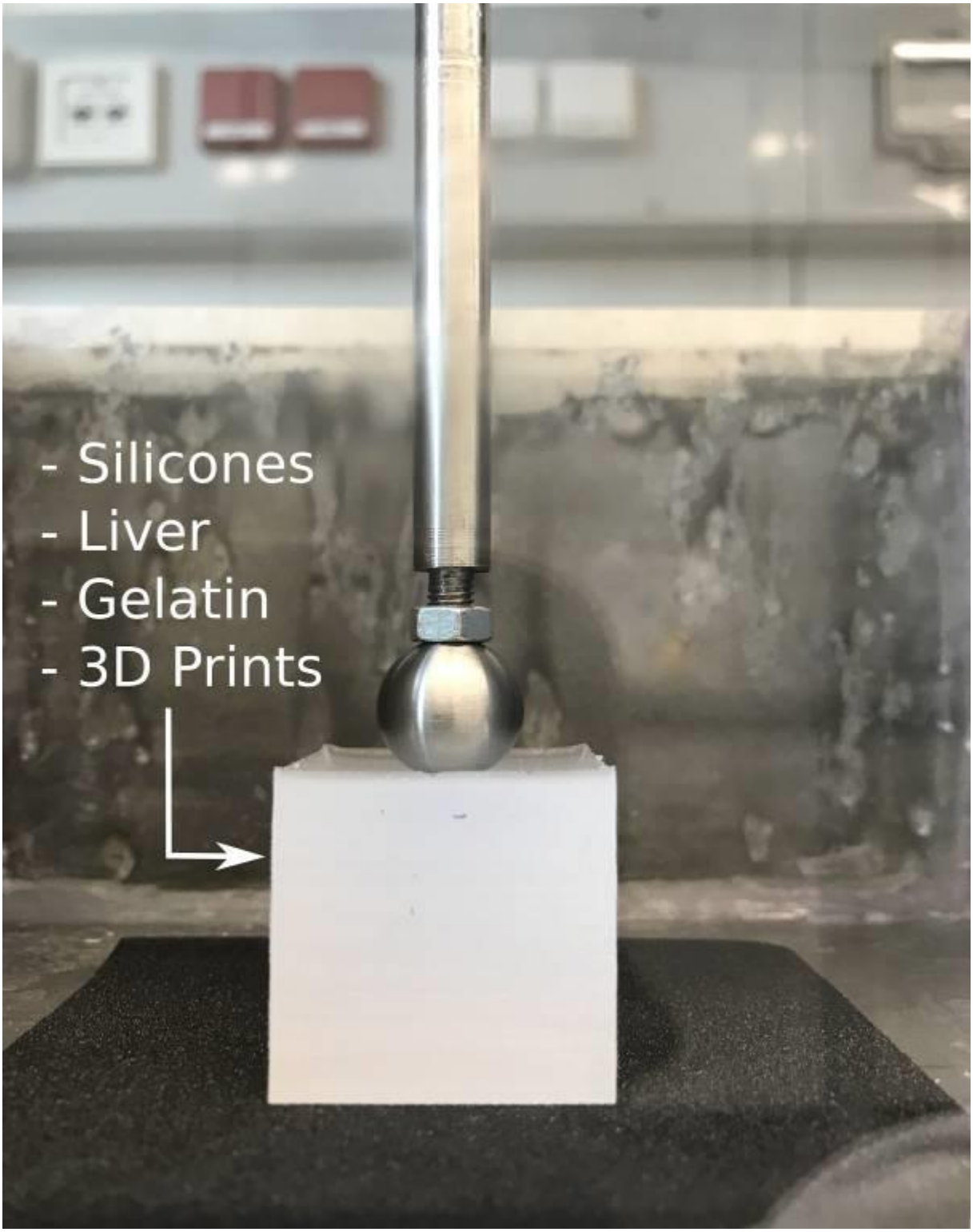
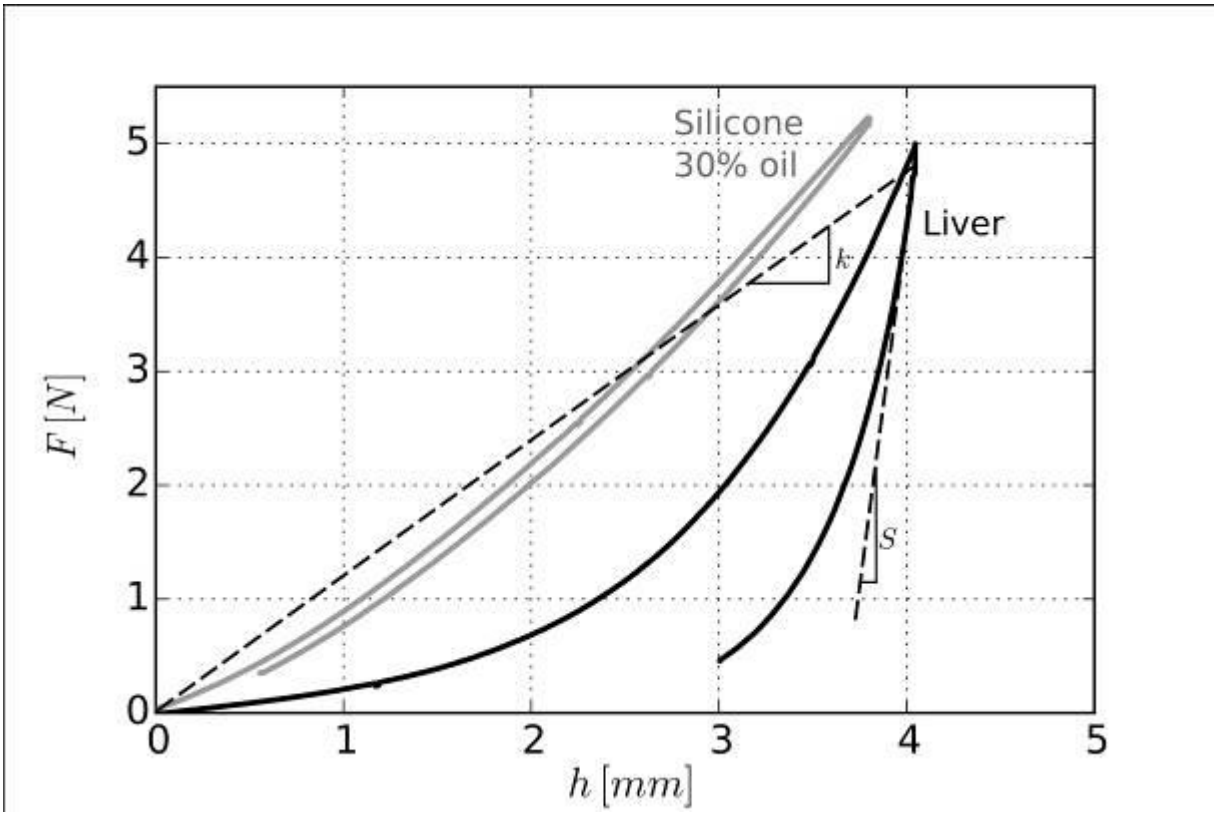


Abb. 2



P15

The shock-absorbing news about meniscus

A. Seitz[1], L. Wächter[1], A. Ignatius[1], L. Dürselen[1]
[1]*Ulm University Medical Centre, Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics, Ulm, Deutschland*

Achtung: Text enthält math. Formeln! Bitte für Export den Originaltext aus Original Word nehmen!

Fragestellung

A frequently assigned biomechanical function of the meniscus is shock absorption, which was eviscerated in 2011 by Adams et al. The aim of this study was to investigate the meniscus as an essential integrant of the knee joint regarding its shock absorbing function.

Material und Methode

Six porcine knee joints were mounted in 45° knee flexion in a validated drop tower setup (Fig. 1) which allowed application of impact of 3.54J (2.1kg at 17.2cm). The loss factor (η) was used to interpret the damping behavior of the meniscus. For viscoelastic materials it can be assumed, that $\eta = 2D\,|\sqrt{1-D^2}|$, where D is the damping factor and calculated by $D = \frac{\Lambda}{\sqrt{4\pi^2+\Lambda^2}}$, with Λ as the logarithmic decrement. Λ can be determined by two consecutively measured maxima x_n, x_{n+1}: $\Lambda = \ln(\frac{x_n}{x_{n+1}})$. Five different meniscus states (intact, radial tear, medial posterior root avulsion, medial meniscectomy, complete meniscectomy) were investigated. η was statistically elaborated using a Friedman-test followed by post-hoc Wilcoxon testing when applicable. p=0.05 was considered significant and p-value Bonferroni correction was applied where necessary.

Ergebnis

Friedman testing revealed a difference in η (Fig. 2, p=.002): Except for the root avulsion state (-15%, p=.12) the loss factor decreased significantly (p<.046) by a maximum of -68% for the total meniscectomy state (p=.028) compared to the intact state. The loss factor of the complete meniscectomy state was always statistically lower (p=.028) than those of any other state.

Schlussfolgerung

This biomechanical study implicates that the meniscus acts as a shock absorber in the knee joint under impact loads. The findings may have an impact on the rehabilitation of young, meniscectomized patients who want to return to sports. Consequently, such patients are exposed to critical loads at the articular cartilage, especially when performing sports like basketball, volleyball or other activities where recurring impact loads are transmitted via the knee joint surfaces.

Abb. 1

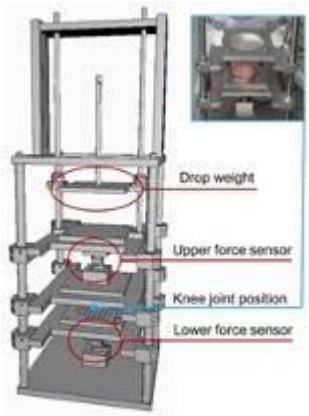


Fig. 1: Drop tower test setup with a drop weight of 2.1kg at aa drop height of 0.17cm. The photo shows a porcine knee joint which is embedded between the upper and lower force sensors.

Abb. 2

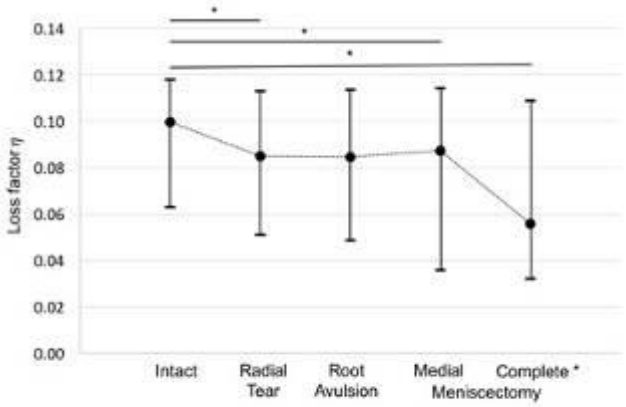


Fig. 2: Minimum, median and maximum loss factor (η) values compared at the five meniscus states: intact, radial tear, posterior root avulsion, medial meniscectomy and complete meniscectomy. The complete meniscectomy state (E) was statistically lower compared to the other states. The dotted line indicate the progression of η. *p ≤ 0.05, n=6

P16

Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Probenpräparationsmethoden auf die mechanischen Eigenschaften humanen Tractus Iliotibialis

B. Fischer[1], S. Kurz[1], A. Höch[1]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Die Ermittlung von Eigenschaften und Materialparametern humanen Weichgewebes ist aktueller Gegenstand der Forschung. Der Ausgangszustand von Geweben im Vorfeld der mechanischen Gewebecharakterisierung ist von hoher Wichtigkeit. Oft werden Gewebe zuvor tiefgefroren, um flexibler in der Handhabe und Probenvorbereitung zu sein. Jedoch ist der Einfluss des Tiefgefrierens auf die mechanischen Eigenschaften von zellfreien Geweben des Bindegewebes nur unzureichend erforscht. Eine Gewebeschwächung und Schäden der Struktur durch Eiskristallbildung sind dabei wahrscheinlich von signifikantem Einfluss. Die Untersuchung des Einflusses von Gefrierprozessen auf die mechanischen Eigenschaften, sowie die Hemmung dieser durch Zugabe von Gefrierschutzmedien der Zellkultur wie Dimethylsulfoxid (DMSO) zu den Gewebeproben im Vorfeld des Einfrierprozesses sind Gegenstand dieser Arbeit.

Material und Methode

Frische Proben von humanem Tractus iliotibialis wurden von Körperspendern entnommen. Jede Tractusprobe wurde longitudinal entlang der parallelfasrigen Hauptkollagenfasserrichtung in vier Streifen geschnitten. Jeder Streifen wurde anschließend im Vorfeld der Testung unterschiedlich präpariert:

1. Frische Probe
2. Auslagerung in physiologischer Salzlösung; anschließend Einfrieren (fresh-frozen)
3. Auslagerung in physiologischer Salzlösung mit 1 m% DMSO; anschließend Einfrieren (fresh-frozen)
4. Auslagerung in physiologischer Salzlösung mit 10 m% DMSO; anschließend Einfrieren (fresh-frozen)

Das Einfrieren der Probenvarianten 2-4 erfolgte nach einer definierten Abkühlkurve. Nach dem ebenfalls protokollierten Auftauen wurden die Proben mittig zwischen zwei Aluminiumplatten geklemmt und die überstehenden Randbereiche, die den späteren Klemmbereich bildeten, in Aceton dehydriert (20 min). Mit den Frischproben (1) wurde ebenso verfahren. Anschließend erfolgte die partielle Plastinierung der Klemmbereiche mit einem Zweikomponenten-Polyurethanharz-Keramik-Komposit. Dazu wurden, um das Einspannverhalten zu verbessern, Buchenholzplättchen in den Plastinationsprozess eingebunden. Nach Aushärten des Kompositmaterial-Gewebe-Holz-Verbundes wurden die Aluminiumplatten, welche den Prüfbereich der Proben vor Infiltration durch Aceton und Harz schützen, entfernt und sofort getestet. Alle Proben wurden mittels einer uniaxialen Zugprüfanlage bis zur Zerstörung gedehnt und die relevanten Materialparameter aufgenommen. Die Auswertung und Analyse erfolgten mit Microsoft Excel.

Ergebnis

Das verwendete, modifizierte Verfahren zur partiellen Plastination erwies sich als sehr gut geeignet zur Einbettung von Tractus iliotibialis – Proben. Bei fast allen Proben konnte Schlupf vermieden werden und die Proben bis zur gewünschten Zerstörung gedehnt werden. Materialversagen trat bei Zugkräften zwischen 80 und 600 N auf, wobei dieses sich nicht durch klare Risskanten äußerte, sondern durch ein kaskadenartig-stufenweises Reißen einzelner Kollagenfaserbündel erfolgte. Es wurde ein signifikanter Festigkeitsverlust zwischen den Probenzuständen (1) "frisch" und (4) "10 m% DMSO, fresh-frozen" festgestellt, ebenso wie zwischen den Probenzuständen (2) "fresh-frozen" und (4) "10 m% DMSO, fresh-frozen".

Schlussfolgerung

Entgegen den Erwartungen waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Festigkeiten der Zustände (1) "frisch" und (2) "fresh-frozen" feststellbar. Eine mögliche Ursache hierfür könnte in der verwendeten, langsamen Abkühlkurve liegen, welche gegebenenfalls die Entstehung von Eiskristallen im Gewebe gehemmt hat. Ebenso könnte die Zellfreiheit der Gewebe ursächlich sein, da somit kaum lokal begrenzte, Wasser beinhaltende Areale in den Gewebeproben vorlagen, die bei Kristallbildung als Rissinitiator hätten dienen können. Der hohe Festigkeitsabfall bei Proben, welche mit 10 m% DMSO modifiziert im Zustand "fresh-frozen" vorlagen, könnte in der spezifischen Wirkung von DMSO liegen, Quervernetzungen in Kollagen aufzuspalten und somit negativ die Zugfestigkeit zu beeinflussen.

P17

Damage and crack propagation in lamellar bone

H. Razi[1], J. Predan[2], O. Kolednik[3], P. Fratzl[1]
[1]*Max Planck Institute of Colloids and Interfaces, Biomaterials, Potsdam, Deutschland*
[2]*University of Maribor, Faculty of Mechanical Engineering, Maribor, Slowenien*
[3]*Erich Schmid Institute of Materials Science, Austrian Academy of Sciences, Leoben, Österreich*

Fragestellung

Bone, like many other natural materials, is a fiber composite consisting of collagen fibers reinforced with calcium carbonate crystals. The mineralized fibrous composite bone has been studied at different levels of its hierarchy at length. At micro-level, the geometrical arrangement of the collagen fibers in many mammalian bones are shown to follow twisted plywood or, as referred to, Bouligand patterns (1-4). Twisted plywood structure refers to spiral stacking of fibrous layers (lamellae) with progressive rotation in the fiber direction with respect to the one in the preceding plane. It has been proposed that bone by using plywood arrangement in its mineralized composite yields a remarkably higher fracture resistance than those of its constituents alone. During growth and healing, woven bone is initially deposited with relatively a random fiber arrangement resembling a homogeneous material. In a much slower process then, plywood-like lamellar bone is being laid supposedly to improve the material"s fracture properties. Most relevant study to this notion has been performed in human femur and has reported up to two orders of magnitude larger crack extension energy in direction perpendicular to the fibers than parallel to them (5). Material properties in fiber direction have been shown to strongly differ from that of the perpendicular to the fiber direction (6). We have shown in previous works that these spatial material property variations may lead to an increase in fracture toughness (7-8). In the current study, we would like to examine this hypothesis in detail.

Material und Methode

We study the fracture behavior in human lamellar bone using a finite element model for predicting damage evolution and failure in tensile specimens with and without notches. The material is considered as a multilayered structure where the (homogeneous) properties of each individual layer were characterized by its fiber orientation. The model assumes that a critical plastic strain is required to initiate damage in an individual layer; damage evolution is controlled by a specific fracture surface energy. These data, as well as the conventional elastic and plastic material properties are deduced from previous experimental data (5-6). The behavior of lamellar bone with a twisted plywood structure is compared to that of a structure with constant material properties that were homogenized throughout the specimen, similar to woven bone.

Ergebnis und Schlussfolgerung

The results show that the multilayered inhomogeneous structure has much higher fracture toughness than the homogenized material. In addition, the fracture strain in the tensile test is higher (for un-notched specimens). We observed that a pre-existing crack cannot simply propagate through lamellar bone. Instead, damage proceeds by nucleating new cracks in front of the crack tip, leading to energy dissipation without real progress of the crack tip. This study proves the hypothesis that bone toughness is strikingly enhanced merely by the geometrical arrangement at its micro-level and motivates us to further investigate individual contribution of these geometrical specifications in bone toughness which then have a direct impact on devising of new bio-inspired tough materials.

References

1 Bouligand 1972
2 Guilard-Guille 1998
3 Wagner and Weiner 1998
4 Wagermeier et al. 2006
5 Seto et al. 2008
6 Peterlik et al. 2006
7 Fratzl et al 2007
8 Fischer et al. 2017

P18

Die Verteilung des Bindegewebes im Menschen

H. Stark[1]
[1]*Zoologie und Evolutionsbiologie, Jena, Deutschland*

Fragestellung

Warum interessiert uns das kollagene Bindegewebe speziell? An vorangegangen Rekonstruktion der Muskulatur sind immer wieder Lücken zwischen den einzelnen Muskelfaszikeln zu erkennen (Hesse et al. 2017, Nyakatura & Stark 2015, Stark et al. 2013, Stark et al. 2011). Im Körper gibt es jedoch keine Lücken, sondern sie sind, wie oben erwähnt, mit Bindegewebe oder Flüssigkeiten ausgefüllt. Die Kenntnis über die Verteilung und die Zusammensetzung ist dabei entscheidend für die Berechnung von Simulationen. Erst dadurch lassen sich Kräfteübertragungen, auch zum Beispiel zwischen den Muskeln, korrekt abbilden. Aktuelle Modelle nehmen hier noch eine Gleichverteilung des Bindegewebes im Körper an, was aber schon einfache anatomische Zeichnungen widerlegen.

Material und Methode

Auf der makroskopischen Ebene nutzten wir den vorhandenen Datensatz eines männlichen Körperspenders (38 Jahre) des Visible Human Project® (VHP) unter Verwendung von digitaler Bildverarbeitung, um die kollagenhaltigen Strukturen zu rekonstruieren. Mit einer spezifischen Einfärbung des Bindegewebes konnten wir dieses kontrastieren und selektieren (Stark et al. 2017). Basierend darauf konnten wir in einem ersten Schritt ein topografisches Modell erstellen und weiter auswerten. Uns interessierte hierbei die Verteilung, Dicke und Ausrichtung des Bindegewebes an den verschiedenen Stellen im Körper. Für die Dichte- und Dickenmessung nutzten wir das freie Tool imageXd (Heiko Stark, Jena, Germany, URL: https://starkrats.de). Mit ihm konnte quantitativ die Verteilung des Bindegewebes im Körper bestimmt werden. Für die Bestimmung der Faserausrichtung nutzten wir hingegen eine neue Technik. Diese wurde eigentlich für eine muskuläre Fragestellung entwickelt, jedoch ist sie generell auf alle faserigen Strukturen anwendbar (Kupczik et al. 2015, Dickinson et al. 2018). Diese Methode soll unter Verwendung von ImageXd, auch mit dem schon von uns erstelltem Modell angewendet werden.

Ergebnisse und Schlussfolgerungen

In der Rekonstruktion der kollagenen Bindegewebestrukturen sind die größeren strukturellen Verbindungen und die feinen Verästelungen zu sehen. Somit lassen sich die Zusammenhänge auch organübergreifend darstellen und auswerten. Insbesondere lassen sich die faszialen Ketten untersuchen. Die Verteilung der Bindegewebestrukturen soll dann in einem zweiten Schritt in ein biomechanisches Modell überführt werden.

Für die gemessenen Dicken ist es nicht verwunderlich, dass an den Gelenken die höchsten Werte gefunden wurden. Hier müssen die Gelenke gehalten und geführt werden. Zudem fallen auch die hohen Werte am Thorax auf. Dazu muss man sich nur vor Augen führen, dass er als zentraler Punkt für die Kraftübertragung zwischen den Armen und Beinen sowie untereinander eine wichtige Rolle spielt. Des Weiteren sind hier viele wichtige Organe verankert und müssen stabil gehalten werden.

Noch ist aber einiges an Forschung notwendig, die vorhandenen Daten in ein biomechanisches Modell zu überführen. Dies betrifft insbesondere die Helligkeitsartefakte in der Schnittserie und die Ausrichtungsartefakte. Für uns ist besonders die Biomechanik auf verschiedenen Ebenen (mikro bis makro) von Interesse, da sie durch die anisotropen hyperelastischen Materialeigenschaften des Kollagens bestimmt werden, welche letztendlich auf den eingangs erwähnten Ebenen modifiziert werden.

P19

Elucidating the Biomechanics and Functional Role of the Horn Shark Dorsal Fin

L. Guiducci[1], M. Dean[2], P. Fratzl[2]
[1]*Cluster of Excellence of Humboldt-Universität of Berlin, Image Knowledge Gestaltung, Berlin, Deutschland*
[2]*Max Planck Institute for Colloids and Interfaces, Biomaterials, Golm, Potsdam, Deutschland*

Durophagous fishes (that is fishes that feed on shells or other hard preys) have specialized dental apparati. Among these the horn shark (*Heterodontus francisci*) stands out for a very particular arrangement of its jaws, with two teeth growing through the back of its cranium and protruding from the dorsal fins as highly mineralized spines. The horn shark uses these spines as a defense weapon against bigger predator sharks. When it is swallowed by a predator, the dorsal spines puncture the predator's palate, who is forced to spit its prey out. Although the mineralized spines are believed to be subjected to heavy compression loads they don't break. Despite the feeding habits and jaw biomechanics of the horn shark have been studied extendedly (1), little is known about the biomechanics of these spines. Aim of this contribution is to elucidate the biomechanics of the dorsal spines and fins of the horn shark. The anatomy and mineral composition of the spines have been reconstructed through microCT. The spines are tapered and possess a bilobed cross-section. Mineral density analysis reveals a bilayered structure with increasing mineral density from the peripheral to the core areas. We use our experimental data to build an anatomically accurate three-dimensional model of the spines and assume a spatial distribution of the mechanical properties of the spines' mineralized tissue. Together with maximum biting force data of predators sharks we built a finite element model with which we can assess the maximum loading and stress distributions in the spine. Moreover by comparing the mineralised cartilage density obtained by the microCT with a mineral distribution calculated through a numerical optimization method we try to elucidate the functional role of the spines anatomical and microstructural features. In more detail we discuss to which extent the spines and the fins are optimized to resist catastrophic failure by minimizing apical bending, root compression, tip deflection, or by shielding the stresses at the spine/fin interface. We believe that this study can not only shed light on the biomechanics of the horn shark spines, but also indicates a complementary research methodology for phylogenetic and ontogenetic studies of animal mineralized tissues.

References

1) Huber, D. R., Eason, T. G., Hueter, R. E., & Motta, P. J. (2005). Analysis of the bite force and mechanical design of the feeding mechanism of the durophagous horn shark Heterodontus francisci. *Journal of Experimental Biology*, *208*(18), 3553-3571.

Die Abbildung wird auf Wunsch des Autors nicht veröffentlicht.

P20

Numerische Simulation zur Evaluierung von drei Ansätzen zur chirurgisch gestützten Gaumennahterweiterung in Kombination mit unterschiedlichen knochengetragenen Distraktoren

S. Raith[1], A. Modabber[1], K. Kniha[1], F. Peters[1], T. Steiner[1], F. Hölzle[1], M. Wolf[2], S. C. Möhlhenrich[1,2]
[1]Universitätsklinikum Aachen, Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Aachen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Aachen, Kieferorthopädie, Aachen, Deutschland

Fragestellung
Die chirurgisch assistierte Gaumennahterweiterung (CA-GNE) ist eine etablierte Behandlung zur Korrektur des transversalen Engstandes des Oberkiefers. Ziel der vorgestellten Studie war es, unterschiedliche Konzepte für die CA-GNE mittels FEM-Simulation zu analysieren und zu bewerten.

Material und Methode
Die FEM-Modelle des knöchernen Mittelgesichts wurden basierend auf CT-Bilddaten erstellt, wobei eine Unterteilung zwischen kortikalem und spongiösem Knochen berücksichtigt wurde. Insgesamt wurden sechs unterschiedliche Varianten für die CA-GNE erstellt und Simulationen der mechanischen Beanspruchungen durchgeführt: Eine mediane Osteotomie (Typ 1), eine mediane Osteotomie in Kombination mit lateralen palatinalen Osteotomien (Typ 2) und schließlich zusätzlich zu den vorherigen Osteotomien eine pterygo-maxilläre Trennung (Typ 3). All diese Varianten wurden jeweils mit palatinaler Krafteinleitung (Typen 1P, 2P, 3P) oder alveolaren Krafteinleitungen (Typen 1A, 2A, 3A) distrahiert, um eine transversale Aufweitung von 1,0 mm zu erreichen. Die Verteilung der von-Mises-Spannungen und die Deformationen wurden ausgewertet.

Ergebnis
Die größten Spannungen traten bei den Typen 1P und 1A auf, gefolgt von den Typen 2P und 2A, die geringsten bei den Typen 3P und 3A. Die Verschiebung nahm entgegensetzt zu. Die palatinalen Knochenkräfte (Typ 1P, 2P und 3P) führten zu höheren Spannungsverteilungen im Mittelgesicht und im Oberkiefer, jedoch zu einer stärker parallel verlaufenden Ausdehnung im Vergleich zu den alveolaren Kräften (Typ 1A, 2A und 3A). Die größten knöchernen Verschiebungen traten an der mittleren Naht in allen Modellen anterior auf.

Schlussfolgerung
Eine stärkere Schwächung der Knochensäulen des Gesichtsskeletts und die Verwendung von palatinalen Kräften führen zu einer Abnahme der auftretenden Spannungen in den knöchernen Strukturen des Mittelgesichtes und zu einer nahezu parallelen Querdehnung des Oberkiefers.

Abb. 1

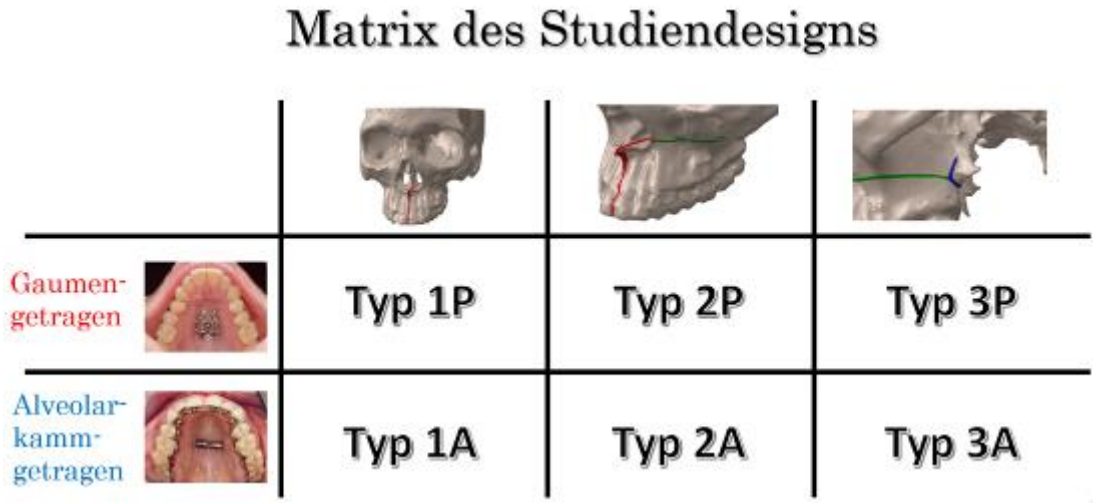
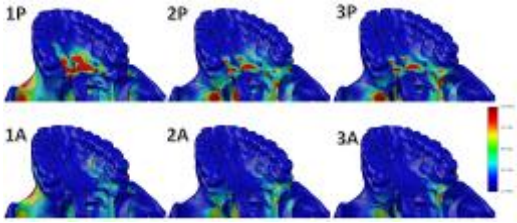

Matrix des Studiendesigns
Gaumen-
getragen
Alveolar-
kamm-
getragen
Typ 1P
Typ 2P
Typ 3P
Typ 1A
Typ 2A
Typ 3A

Abb. 2


1P
2P
3P
1A
2A
3A

P21

Biomechanical evaluation of endocrown retained bridge designs made from zirconia using finite element analysis

I. shahin[1]
[1]*The British University of Egypt, Fixed Prosthodontics, Cairo, Ägypten*

Fragestellung

Evaluation of the biomechanical behavior and reliability of endocrown retained bridge made from zirconia as a new approach in fixed prosthodontics.

Material und Methode

Three designs of endocrown retained bridge were made to restore missing upper first molar using Mimics 15.01 and 3-matic 7.01 (Materialize NV) after scanning sound freshly extracted upper second premolar and second molar by high resolution cone beam CT (Planmeca Promax 3D Mid, Planmeca OY, Finland) with the endodontic mode. First design is a bridge retained with endocrown on both abutments. Second design is a bridge retained with an endocrown on the second molar and with a full coverage retainer on the second premolar. Third design is a bridge retained with an endocrown on the second premolar and with a full coverage retainer on the second molar. The containing bone was created as cylinder and then the volume of roots of the abutments was subtracted from the bone volume to create a space for roots. The three models are exported as STL files to the finite element analysis software ANSYS Workbench 14 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) and applying of forces simulating the oral masticatory forces was done2. All materials were assumed to be homogenous, isotropic, and linearly elastic and their mechanical properties to be set up to the finite element package. Von Mises stress was measured over the bridge, bone and teeth.

Ergebnis

For the three designs, Von Mises stresses over bone were within the physiological limits 4.84, 4.41 and 4.67 MPa on order. Von Mises stresses over teeth were 114.12, 57.05 and 52.22 MPa on order. Von Mises stresses over the bridge were 51.58, 81.86 and 112.01 on order

Schlussfolgerung

Within the limitations of our study the following could be concluded, zirconia presented high stresses on teeth and low stresses over the bridge that provide high bearing capacity and longevity. The endocrown retained bridge at both abutments showed the maximum stresses on teeth.

Clinical significance: Endocrown retained bridge showed to be a reliable and conservative clinical approach in restoration missing teeth, however further in vitro studies and clinical trials are needed to support the clinical use of endocrown retained bridges as a conservative prosthetic solution.

P22

Entwicklung eines Messaufbaus zur dynamischen *in vitro* Analyse von enossalen Dentalimplantaten unter wechselnder Belastung

J. P. Fischer[1], F. Henkel[2], T. Barth[3], S. Löffler[2], S. Schleifenbaum[1]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]Universität Leipzig / Institut für Anatomie, Leipzig, Deutschland
[3]BAG DENTALE Leipzig, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Entscheidend für eine erfolgreiche Einheilung von sofortbelasteten enossalen Dentalimplantaten ist die Primärstabilität in den ersten Wochen nach der Implantation. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Versuchsstandes, der zyklische Mahlbewegungen unter Okklusion der Zähne nachbildet und die Dentalimplantate weitestgehend physiologisch belastet. Durch die Erfassung der Mikrobewegungen zwischen der Zahnkrone und dem knöchernen Umfeld sollen Aussagen über die Primärstabilität der Dentalimplantate getroffen werden.

Material und Methode

Die Dentalimplantate werden nach zahnärztlichen OP-Standards in einen künstlichen Kieferknochen eingebracht, der sowohl kortikale als auch spongiöse Knochenanteile nachbildet. Die versorgten künstlichen Kieferknochen werden in einer auf feststehenden Wellen horizontal gelagerten Einbettwanne definiert ausgerichtet und mit einem Gießharz fixiert. Ein axial gelagerter Prüfkopf mit kugelförmiger Spitze leitet eine konstante Prüfkraft von 25 N senkrecht über die Zahnkrone ein und bildet so eine mittlere Kaukraft des stomatognaten Gegenspielers der prothetischen Implantatversorgung nach. Angetrieben durch einen Elektromotor mit Exzentergetriebe wird der in der Einbettwanne fixierte Kieferknochen mit einer Frequenz von 1 Hz zyklisch quer zur eingeleiteten Prüfkraft in bukkal-lingualer Richtung bewegt. Auf diese Weise wird das Dentalimplantat wechselnd außermittig belastet (siehe Abb. 1).

Abb. 1: Schematische Darstellung des Versuchsstandes

Die resultierenden Mikrobewegungen zwischen der Zahnkrone und dem knöchernen Umfeld werden über einen Zeitraum von 10.000 Zyklen (Simulation der kritischen ersten zwei postoperativen Wochen) betrachtet und mithilfe eines optischen Bildkorrelationssystems zu definierten Zeitpunkten ausgewertet. Synchron zum optischen Bildkorrelationssystem werden die Reaktionskräfte über eine in den Prüfkopf integrierte 6-DOF-Kraftmessdose erfasst. Anschließend erfolgt eine deskriptive und statistische Auswertung der Mikrobewegungen und Reaktionskräfte in Abhängigkeit von der Zyklenzahl.

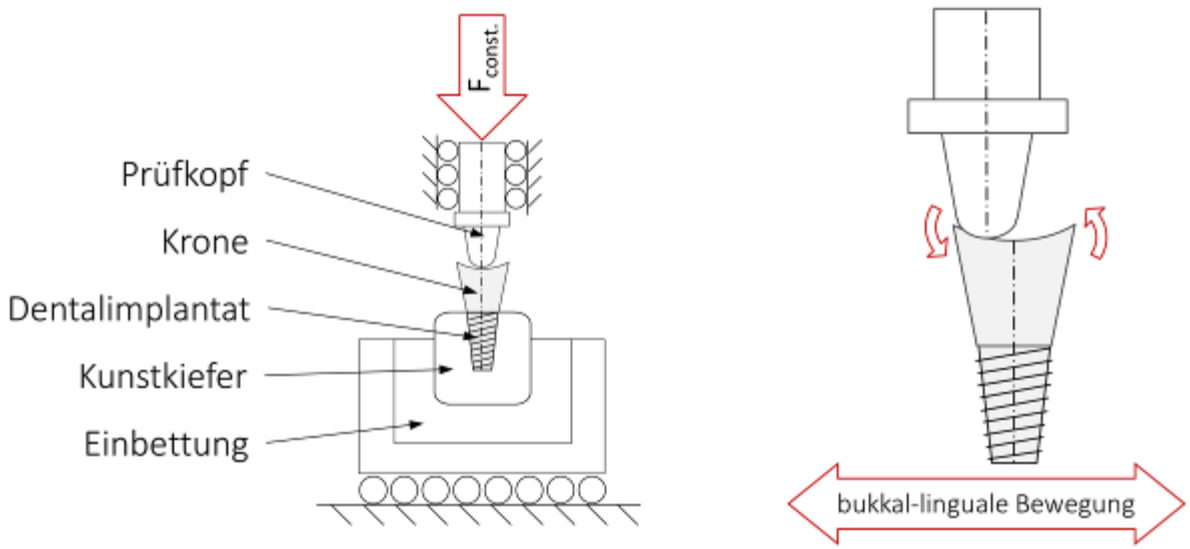
Ergebnis

In den Versuchen am künstlichen Kieferknochen konnte die Funktionsfähigkeit des Versuchsstandes nachgewiesen werden. Als Maß für die Auslockerung der Dentalimplantate dient die Differenz der Relativbewegungen zwischen dem Dentalimplantat und dem knöchernen Umfeld während der Belastungszyklen zu Beginn und Ende des Versuchs. Die Auslockerung im betrachteten Kunstknochen unterliegt einer großen Streuung. Grundsätzlich zeigt sich die größte Auslockerung in der postoperativen Frühphase.

Schlussfolgerung

Durch eine qualitative und quantitative Beschreibung des zeitlichen Auslockerungsverhaltens der Dentalimplantate ist es möglich, diverse Typen von Dentalimplantaten zu vergleichen und Rückschlüsse auf deren Primärstabilität zu ziehen. Im Folgenden soll der entwickelte Versuchsstand genutzt werden, um Implantatsysteme am humanen Spenderknochen zu testen.

Abb. 1


F const.
Prüfkopf
Krone
Dentalimplantat
Kunstkiefer
Einbettung
bukkal-linguale Bewegung

P23

Micro-Mobility of dental implants during Osseointegration: A finite element study

S. Celik[1], L. Keilig[1], I. Hasan[1], C. Bourauel [1]
[1]Universität Bonn, Endowed Chair of Oral Technology, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Bone quality is known as an essential factor on the success of implant insertion for dental implant treatment. The stiffness of the bone plays an important key role in the treatment, and the stiffness is influenced by the density and the geometry of the trabecular bone structure. With the ability of bone to adapt to the mechanical loading situation, the geometry of the bone changes over time. This holds especially for the initial healing phase, in which the implant reaches osseointegration. The goal of this study was to investigate the change of the implant stability in the different phases of osseointegration while taking into account the ongoing bone remodelling processes.

Material und Methode

For simulation processes two-dimensional (2D) finite element (FE) models were used which consist of the dental implant with cortical and trabecular bone parts with and without osseointegration. The bone remodelling theory from Li et al. [1] was used in this study. 100 N axial loading was applied to the implant at 20° from its long axis. Young's modulus of 18 GPa for cortical bone, 300 MPa for trabecular bone, and 110 GPa for the implant were used. Three different osseointegration phases were considered in this study to simulate the bone healing. Phase 1 was immediately after implant insertion to two weeks and consisted of connective tissue (CT). Phase 2 was after two months and included connective tissue (CT), soft callus (SOC), and intermediate stiffness callus (MSC). Phase 3 was after four months and consisted of soft callus (SOC), intermediate stiffness callus (MSC), and stiff callus (SC). In the FE model, the healing region was represented by three layers of elements surrounding the implant. To investigate the influence of the thickness of this area, the thickness of the layers was varied from 0.1 mm to 0.3 mm.

Two consecutive steps were performed. In a first step, we started with a homogenous bone (including the predefined "healing region" around the implant), and run the remodelling algorithm until the bone reached a steady state. This was done to obtain a stable bone density distribution as a starting point for the following mobility analysis. In the following second step, we assigned material parameters to the "healing tissue layers" corresponding to the above mentioned different healing phases, and the bone remodelling algorithm was restarted with these reassigned material parameters. During the second step, the implant deflection upon a load of 100 N in an angle of 20° was determined, and its change during remodelling was recorded.

Ergebnis

All FE simulations are presented after 300 iterations. To compare all phases for implant movement, phase 1 had the maximum displacement compared to the other phases. Comparing the thicknesses from all phases, displacement decreased with thickness. Using the 0.1 mm thickness model in the early phase as a reference, the horizontal and vertical mobility increased by 35 % and 18 %, respectively, in the 0.3 mm thickness model in the same healing phase. With ongoing healing, the later healing stages showed a reduced mobility. Compared to the first healing stage, the vertical mobility was reduced by 11 % in the second stage, and by 16% in the third stage.

Schlussfolgerung

The implant stability is the important factor for a long-term implant treatment. This study how the implant mobility and in turn the implant stability changes with different osseointegration phases and different layers around dental implant during the bone remodeling simulation. These results, later on, will be compared with the clinical results. In the future, the same boundary conditions will be applied to the three dimensional FE models.

References

[1] Li et al., Dent Mater, 23:1073-1078, 2007

P24

Spectroscopic and chromatographic study of a nano-filled bulk fill composite

T. Elshazly[1,2], D. El-Korashy[2], D. Sherief[2], C. Bourauel[1]
[1]Bonn Universität, Oralmedizinische Technologie, Bonn, Deutschland
[2]Ain-Shams University, Biomaterial, Cairo, Ägypten

Fragestellung

The purpose of this study was to evaluate the polymerization efficiency of a new bulk fill composite based on matrix modification of a conventional nanofilled composite. The degree of conversion (DC%) and the monomer elution were investigated at three different curing times.

Material und Methode

A "bulk-fill packable" composite (3M ESPE, Filtek One Bulk Fill Restorative, Seefeld, Germany) (FB) and a "conventional nanofilled paste-like" composite (3M ESPE, Filtek Supreme XTE, Seefeld, Germany) (FS) (control) were used. Cylindrical specimens (d=3 mm, h=5 mm) were prepared using Teflon split-mold, with different packing techniques (bulk and incremental) and different curing times (20, 30, and 40 s). Degree of conversion (n=5) was measured for each experimental condition, after 24 h dry storage at 37 ºC, at the bottom surface of the sample using ATR-FTIR. Monomer elution (n=9) was measured for each experimental condition, specimens were prepared and then immersed immediately after curing in 1 ml 75% methanol. The concentrations of Bis-GMA, UDMA, TEGDMA and HEMA were determined after 24 h (n=3), 7 days (n=3) and one month (n=3) by using high performance liquid chromatography (HPLC). The data was analyzed using two ways ANOVA, one-way ANOVA, bonferroni post hoc test and Tukey"s post hoc test. The significance level was set at $P \leq 0.05$ for all tests.

Ergebnis

No significant difference was found in DC% between Filtek Bulk-Bulk (FB-B) (39.07±6.39 %) and Filtek Supreme (FS) (38.85±3.65 %) despite the difference in the method of packing, while DC% was significantly higher for Filtek Bulk Fill-Incremental (FB-I) (46.63±5.04 %). For FB, increasing curing time significantly increased DC%. However, increasing curing time showed no significant effect on the elution of monomers. Total monomer elution was significantly detected larger from FS (9.81±1.23 µg/mg) than FB-B (5.06±1.83 µg/mg). The elution quantity and rate varied significantly between different monomers. HEMA was the most elutable monomer. The total release of HEMA was significantly higher from FS (34.49±10.08 µg/mg) than FB-B (14.60±2.13 µg/mg), and its release was increasing significantly with time. UDMA elution showed no significant difference from different material. TEGDMA was the least eluted monomer from all tested material. TEGDMA showed significantly higher release from FB-I (0.18±0.14 µg/mg) than FB-B (0.13±0.03 µg/mg), however, Bis-GMA showed the opposite, and released from FB-B (1.58±0.39 µg/mg) than FB-I (1.32±0.26 µg/mg).

Schlussfolgerung

Within the limitations of this study, degree of conversion of FB is comparable to that of FS. Longer curing time increased degree of conversion of FB. FB showed significant lower amount of monomer elution than FS.

Clinical significance: Investigated bulk-fill composite can obtain sufficient polymerization properties when it is packed in one step up to 5 mm depth with 30 s curing time.

P25

Kopplung MKS / FEM zur Bereitstellung von Kaukräften aus der MKS als Randbedingungen für FEM-Analysen am humanen Unterkiefermodell

C. Voigt[1], C. Rickert[1,2], C. Oefner[1,2], D. Kruber[3], S. Schoenfelder[2], T. Hierl[3,4]
[1]Universität Leipzig, Medizinische Fakultät, Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, ZESBO - Zentrum zur Erforschung der Stütz- und Bewegungsorgane, Leipzig, Deutschland
[2]HTWK Leipzig, Fakultät Maschinenbau und Energietechnik, Leipzig, Deutschland
[3]Universität Leipzig, Medizinische Fakultät, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Leipzig, Deutschland
[4]Helios Vogtland-Klinikum Plauen, Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie/Plastische Operationen, Plauen, Deutschland

Fragestellung

Bei Unterkiefer-Rekonstruktionen treten in der klinischen Praxis immer wieder Komplikationen, wie Schraubenlockerungen und Brüche von Osteosyntheseplatten, auf. Die am Unterkiefer wirkenden Kräfte werden seit über hundert Jahren systematisch erforscht. Jedoch können viele biomechanische Fragestellungen, insbesondere des Knochen-Implantat-Verbundes, auf experimentellem Wege bis heute nicht zufriedenstellend beantwortet werden. Moderne Simulationsprogramme eignen sich wiederum hervorragend zur Analyse komplexer Belastungssituationen. Ziel der Arbeit ist die Bereitstellung von Muskelkräften aus der Mehrkörpersimulation (MKS) als Randbedingungen für die Finite-Elemente(FE)-Simulation.

Material und Methode

Ein in der MKS-Software AnyBody erstelltes Unterkiefermodell aus der Literatur wurde anhand von statistisch-anatomischen Daten abgeändert. Dazu stand ein auf 23 individuellen CT-Scans basierender gemittelter CT-Datensatz zur Verfügung. Anschließend wurden ein Bewegungszyklus "Kauen" aus der Literatur (AnyBody Repository) simuliert, der Zeitpunkt der maximalen Belastung des Kiefers identifiziert, die Koordinaten transformiert und die X-, Y- und Z-Komponenten der relevanten Muskelkräfte im Textformat an die FE-Software Ansys übergeben. Die Definition der Muskelangriffsflächen am FE-Modell erfolgte analog zum MKS-Modell in AnyBody.

Ergebnis

Im Ergebnis stehen die Angriffspunkte, Kraftbeträge und Wirkungsrichtungen der am Kauvorgang beteiligten Muskeln für die FE-Simulation zur Verfügung. Beispielhaft werden die Kraftverlaufsdiagramme der wichtigsten Kaumuskeln Musculus masseter und Musculus temporalis dargestellt.

Schlussfolgerung

Der hier beschriebene Lastansatz stützt sich auf die Annahme, dass sich am Unterkiefer ein Gleichgewicht zwischen der Beißkraft und den entsprechenden Muskel- und Gelenkkräften einstellt. Das FE-Modell und der Lastfall kann für zukünftige Analysen der auftretenden Belastungen an Osteosyntheseimplantaten genutzt werden.

P26

Variability of foot strike characteristics in runners with different self-reported running-related injuries

P. C. Raffalt[1], M. Neutzner[1], T. Neitmann[1], A. N. Agres[1], G. N. Duda[1]
[1]*Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration - , Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

While traditional kinematic and kinetic based motion analysis requires advanced and expensive laboratory equipment, the use of pressure plate instrumented treadmills can easy provide accessible information of the foot strike characteristics during locomotion. Such assessments could be relevant for analyses, rehabilitation and prevention of running injuries. While running-related overuse injuries have been linked to the level of lower limb coordination variability [1,2], it is unknown if similar links exist between lower limb injuries and foot strike variability. The present study investigated the variability in foot strike characteristics in runners with self-reported running-related injuries. We hypothesized that injured runners would exhibit a different amount of variability in their foot strike characteristics compared to healthy runners.

Material und Methode

Eighty-three recreational runners with self-reported running-related injuries and twenty-five non-injured runners were included in the study (Table 1). The injured participants were divided into three groups, depending on the location of the reported injury (hip group n=12, knee group n=25 and ankle group n=46) (Table 1). All participants completed three minutes running on a pressure plate instrumented treadmill at their self-selected running speed and data from 140 consecutive steps were extracted. From the time series, mean and coefficient of variation of contact time, peak vertical ground reaction force, total impulse and step time were calculated. Additionally, the variation of center of pressure trajectory was calculated. To investigate the effect of group on the scalar variables, a one-way ANOVA was applied with a Holm-Sidak post-hoc test. Statistical parametric mapping (SPM) was applied to investigate the effect of group on the variation of center of pressure trajectory. Level of significance was set at 5%.

Ergebnis

No differences were observed between groups in the mean and coefficient of variation of the investigated scalar variables. The variation of center of pressure trajectory was significantly lower in the injured groups compared to the non-injured group (Figure 1).

Schlussfolgerung

In conclusion, the present study observed that recreational runners with self-reported injuries had lower variation in the center of pressure trajectories compared to uninjured runners. This confirms our hypothesis and supports an elaboration of the theory proposed by Hamill and colleagues to include the variation in center of pressure trajectory in the link between coordination variability and running injuries. However, it reamains unknown if this lower variation is a consequent of the injured state or a mechanism causing the injuries.

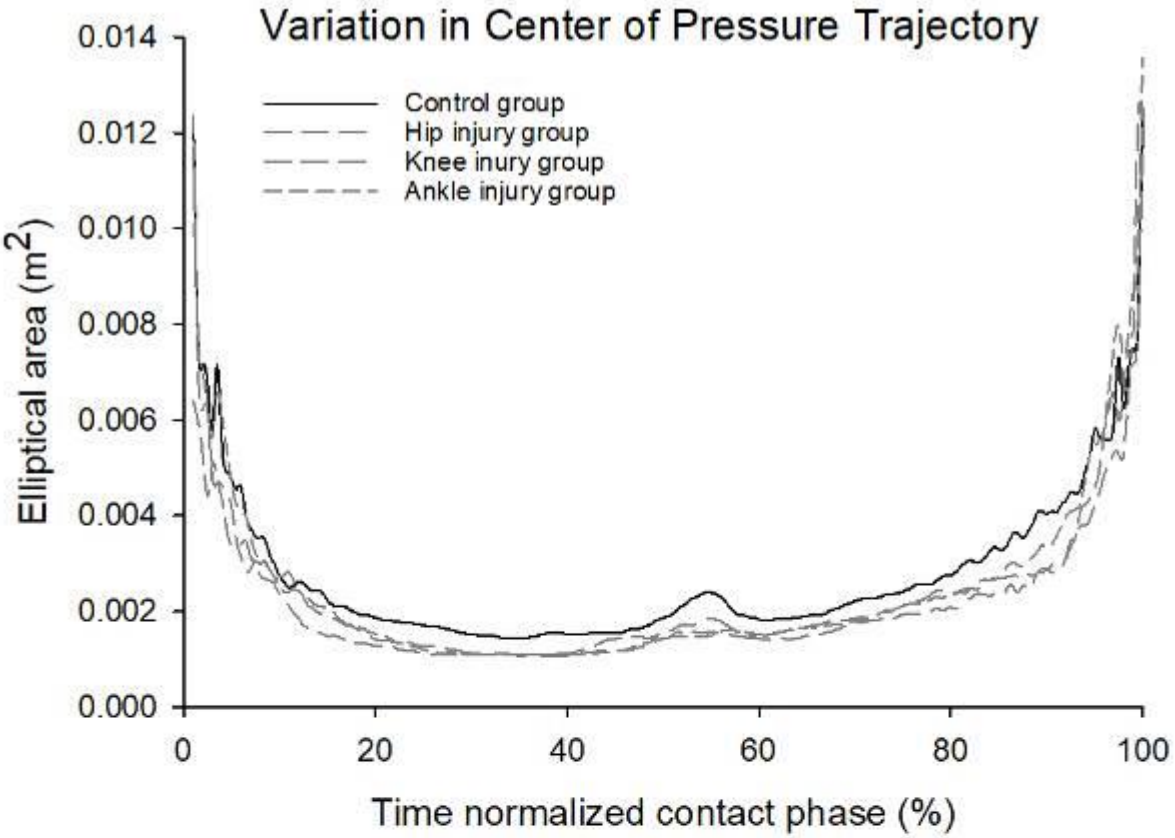
References

[1] Heiderscheit et al.,(2002), *J Appl Biomech*.,18p110-121.
[2] Hamil et al.,(1999), *Clin Biomech.,*14p297-308.

Figure 1**:** Top graph: The variation of center of pressure plotted as a function of the time-normalized contact phase for the uninjured control group and the three injured groups. Bottom graph: SPM analysis of the overall effect of group on the variation of center of pressure. SPM{F} above the dashed line (F*) indicates a significant effect of group.

Table 1: Number of participants (M=males, F=females) and mean and standard deviation of age, body mass, body height, investigated running speed, normal training volume, normal training pace for the four groups. NB: When tested with a one-way ANOVA, no significant group differences were observed.

Abb. 1


Variation in Center of Pressure Trajectory
Control group
Hip injury group
Knee inury group
Ankle injury group
Elliptical area (m2)
0.014
0.012
0.010
0.008
0.006
0.004
0.002
0.000
0
20
40
60
80
100
Time normalized contact phase (%)

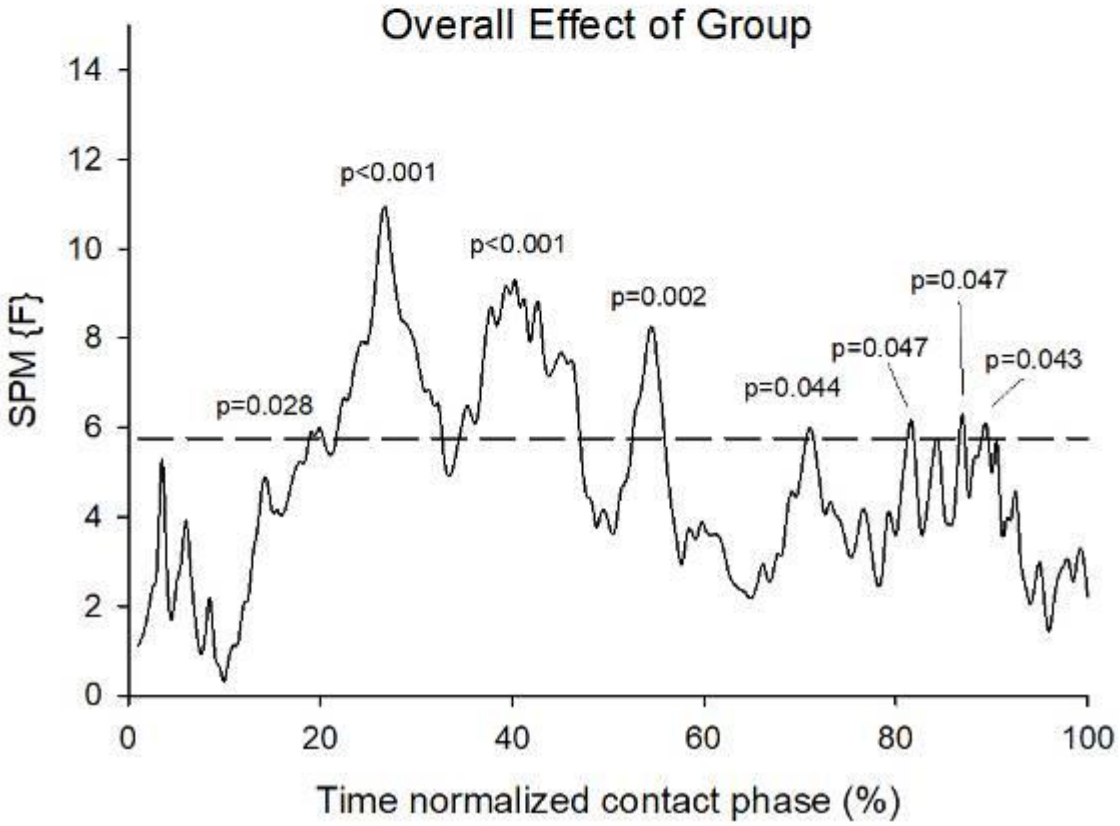

Overall Effect of Group
SPM {F}
14
12
10
8
6
4
2
0
p<0.001
p<0.001
p=0.002
p=0.028
p=0.044
p=0.047
p=0.047
p=0.043
0
20
40
60
80
100
Time normalized contact phase (%)

Abb. 2

Table 1: Number of participants (M=males, F=females) and mean and standard deviation of age, body mass, body height, investigated running speed, normal training volume, normal training pace for the four groups. NB: When tested with a one-way ANOVA, no significant group differences were observed.

	Control group	Hip injury group	Knee injury group	Ankle injury group
Number (M/F)	25 (10/15)	12 (7/5)	25 (15/10)	46 (34/12)
Age (years)	32.5 ± 13.4	42.6 ± 12.0	38.7 ± 9.2	34.4 ± 11.5
Body mass (kg)	65.6 ± 13.3	71.2 ± 10.2	72.1 ± 12.3	73.7 ± 13.0
Body height (m)	1.73 ± 0.09	1.76 ± 0.07	1.77 ± 0.10	1.78 ± 0.09
Speed (km/h)	10.6 ± 1.0	10.8 ± 1.4	10.6 ± 1.0	10.5 ± 1.3
Training volume (km/week)	32.6 ± 14.6	37.2 ± 23.1	30.5 ± 26.4	38.3 ± 30.9
Training pace (min:sec/km)	5:40 ± 0:39	5:39 ± 1:03	5:48 ± 0:32	5:27 ± 0:35

P27

The effect of bracing on ankle kinematics during simulated sprain: a repeated-measures, double-blind, placebo-controlled study

A. N. Agres[1], M. Chrysanthou[1], P. C. Raffalt[1]
[1]*Julius Wolff Institute - Charité Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland*

Fragestellung

Lateral ankle sprain (LAS) is the most common sports injury [1]. To prevent reinjury, external braces aim to restrict ankle inversion. Yet studies that test their efficacy do not account for the possible placebo effect of brace application. This study assessed the protective effect of an active ankle brace, accounting for a possible placebo effect. We hypothesized that both active and placebo braces would reduce inversion compared to unbraced conditions during simulated sprain.

Material und Methode

Participants with previous LAS (7 females, 9 males) performed sudden inversion drop tests. Kinematics of the affected limb were assessed in three conditions (active bracing, passive placebo bracing, unbraced) on two days. Participants and investigators were blinded to the brace type tested. The effect of bracing on kinematics was assessed using repeated-measures analysis of variance using statistical parametric mapping [2].

Ergebnis

Active bracing reduced inversion angles compared to unbraced at 65-150ms after initial drop (Fig. 1). No significant differences were found between the passive placebo brace and unbraced conditions. Furthermore, no differences were found in an interday comparison of unbraced conditions.

Schlussfolgerung

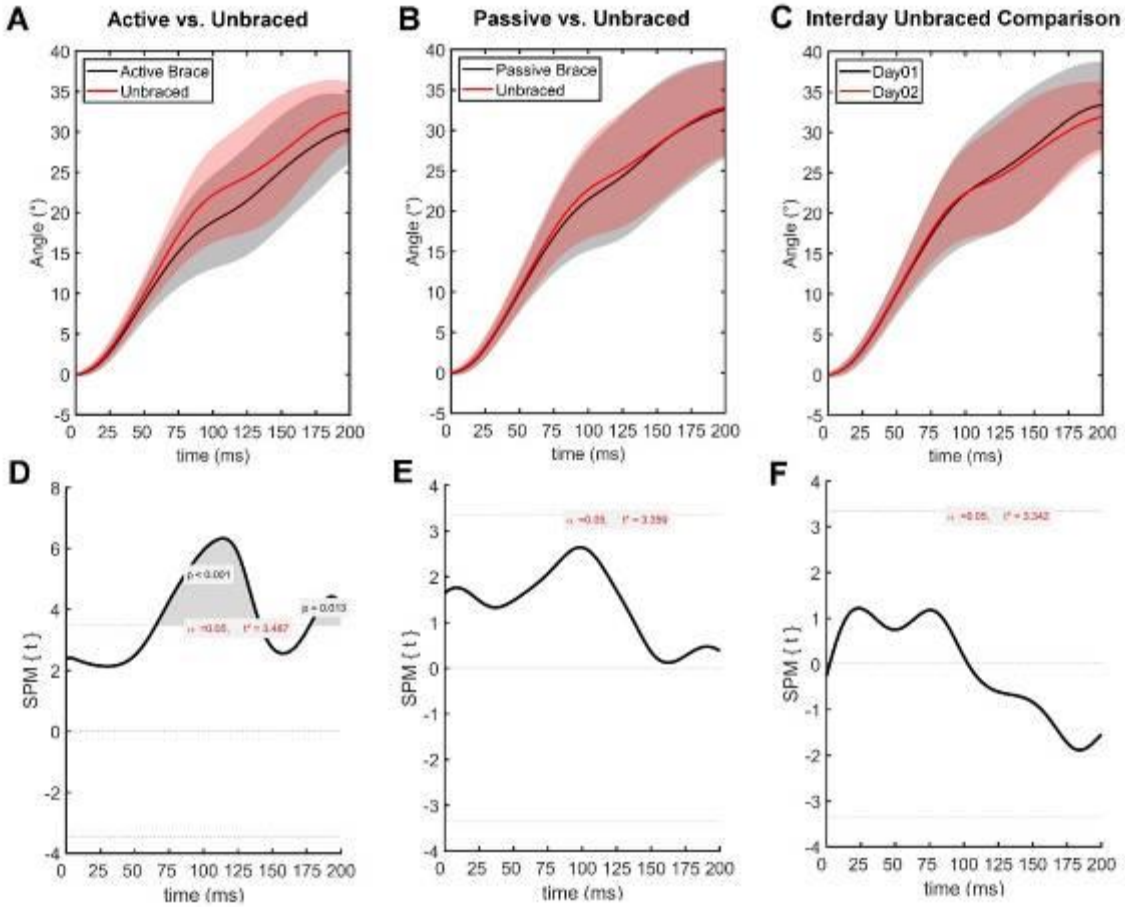
During simulated sprain, only active bracing limited inversion in LAS participants versus unbraced conditions. These results do not indicate a placebo effect of bracing and that any protective effect is not due to device placement. To our knowledge, this is the first work accounting for a placebo effect when testing external braces.

References:

[1] Liu SH, Nguyen TM. Curr Opin Rheumatol 199;11:132-137.
[2] Pataky TC. J Biomech 2010;43(10):1976-82.

Figure 1. Mean (±SD) ankle inversion angles (A-C) and SPM t-tests (D-F). Active bracing angles were lower than the unbraced (A) with significance between 65-150 and 170-200ms after initial fall (D, grey area). Passive placebo bracing vs. unbraced (B&E) and interday unbraced conditions (C&F) were similar.

Abb. 1


A
Active vs. Unbraced
Active Brace
Unbraced
Angle (°)
time (ms)
B
Passive vs. Unbraced
Passive Brace
Unbraced
Angle (°)
time (ms)
C
Interday Unbraced Comparison
Day01
Day02
Angle (°)
time (ms)
D
SPM { t }
time (ms)
E
SPM { t }
time (ms)
F
SPM { t }
time (ms)

P28

Messstand zur Quantifizierung der Torsionssteifigkeit von Sportschuhen

T. Stief[1], M. Güttes[1], N. Krug[1], M. Reiser[1]
[1]Institut für Sportwissenschaft, Justus-Liebig-Universität Gießen, Neuromotor Behavior Laboratory - NemoLab, Gießen, Deutschland

Betrachtet man die Bewegungsmuster beim Fußball, so fällt auf, dass bei z.B. bei abrupten Richtungswechseln große Torsionsbewegungen mit teils hohen Winkelgeschwindigkeiten an den Fußgelenken auftreten, die mit hohen Beanspruchungen verbunden sind. Wird ein physiologisches Maß überschritten, können Überbeanspruchungen die Folge sein. Fußballschuhe sollen u.a. Schutz vor Fehlbelastungen bieten und Torsionsbewegungen, wie Pronation und Supination, kontrolliert ermöglichen. Diese Ziele können durch eine optimale Torsionssteifigkeit der Schuhe unterstützt werden. Um diesen Parameter zu quantifizieren, wurde ein Messstand entwickelt, mit dem Schuhe mechanisch tordiert und die Torsionssteifigkeit ermittelt werden kann. Der Messstand besteht aus einer ortsfesten Befestigung (Abb. 1: 1) für den Rückfußbereich der Schuhe, einer um die Längsachse drehbaren Einheit mit Einspannung für den Vorfußbereich (Abb. 1: 2). Unter Einspannung der zu testenden Schuhe werden mittels Kraftaufnehmer und Drehpotentiometer die erforderlichen Parameter gemessen. In ersten Tests zur Überprüfung des Messverfahrens wurden von zwei Paar Fußballschuhen die Torsionsmomente in unterschiedlichen Torsionswinkeln erfasst und die entsprechenden Regressionen bestimmt. Hierzu wurden die Schuhe jeweils abgestuft von 10° bis 90° (in 10° Schritten) proniert und supiniert. Die Messungen zeigen, dass mit dem Messstand die Torsionssteifigkeit über große Winkelbereiche quantifiziert werden kann. Die Ergebnisse, die das Verhältnis von Torsionswinkel zu Torsionsmoment widerspiegeln, sind in Tab. 1 dargestellt. Die beide getesteten Fußballschuhe weisen deutlich unterschiedliche Torsionssteifigkeiten auf. Zudem ist der Widerstand gegen die Verdrehung in Pronations- und Supinationsrichtung unterschiedlich. Der Messstand ermöglicht auch die Erfassung der Torsionssteifigkeit anderer Schuhtypen. Bis zum Kongress werden weitere Ergebnisse u.a. zur Validität und Reliabilität des Messverfahrens vorliegen.

Abb. 1

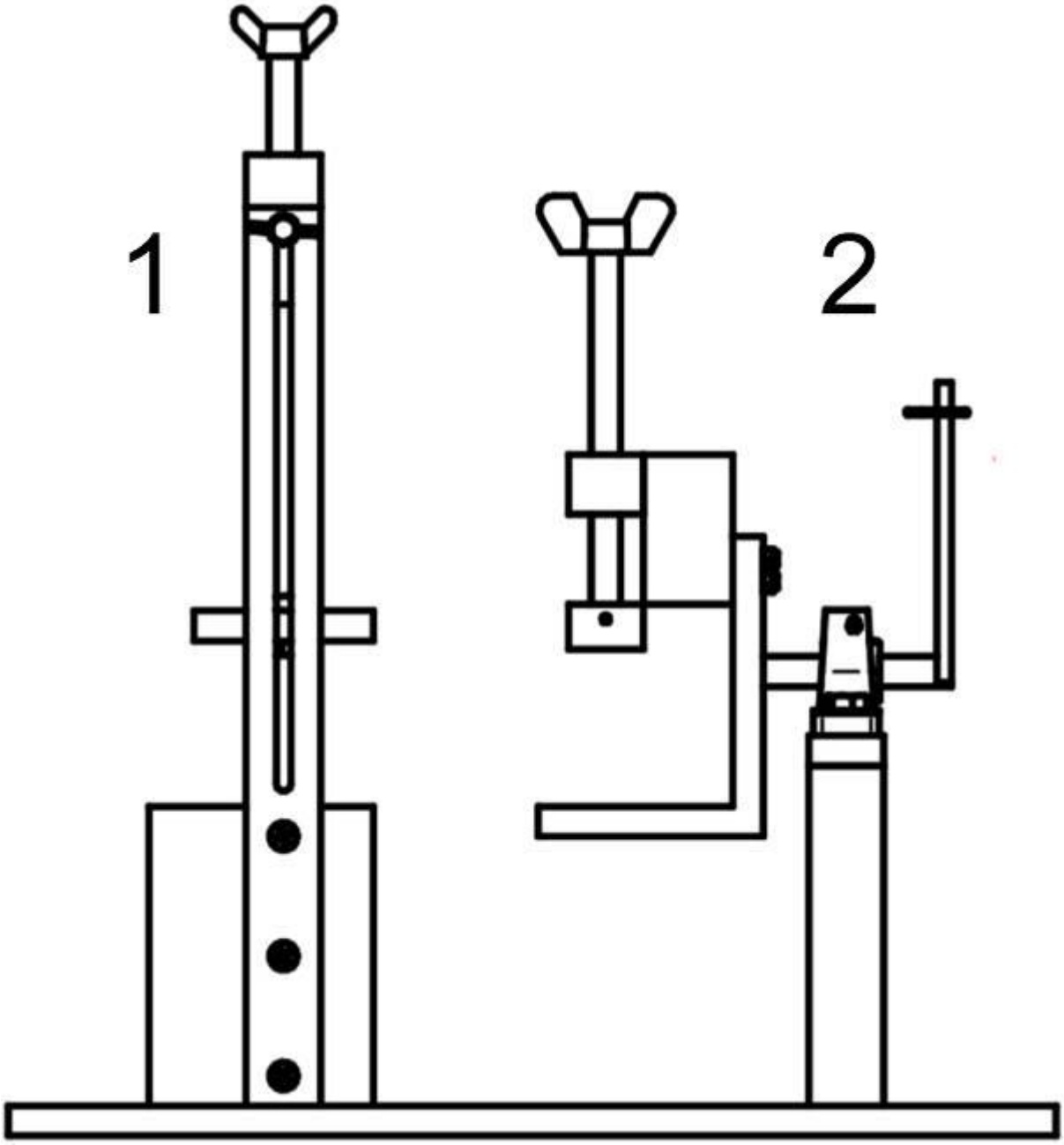


Abb. 2

	Schuhbedingung	
Torsionsrichtung	Schuh 0 (s0)	Schuh 1 (s1)
Supination	$f(x)=-2,92+0,25x+0,01x^2$ ($R^2=0,95$)	$f(x)=-1,04+0,05x$ ($R^2=0,98$)
Pronation	$f(x)=-4,63+0,35x+0,01x^2$ ($R^2=0,95$)	$f(x)=-0,77+0,03x$ ($R^2=0,97$)

P29

Präzisionsanalyse eines IMU-basierten Verfahrens zur Bestimmung von Gelenkachsen

S. Schlechtweg[1], W. Alt[1]
[1]*Universität Stuttgart, Biomechanik und Sportbiologie, Stuttgart, Deutschland*

Fragestellung

Zur Gelenkachsenbestimmung wurden verschiedene Verfahren entwickelt. Es liegt die Vermutung zugrunde, dass es, insbesondere am Sprunggelenk, zwischen der anatomischen Lage der Gelenkachsen und Überlastungen einen Zusammenhang geben könnte (Alt, 2001). Ziel ist es ein neues, ökonomischeres Konzept auf Präzision zu überprüfen.

Material und Methode

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

Ergebnis

Der RMSE bei 48 gültigen Versuchen ergab einen Fehlerindikator von 0.67°. Die mittlere Abweichung gegenüber dem Referenzsystem ist mit 0.04° marginal. Der ICC der Daten aus beiden Systemen ergab ein r=0.99.

Schlussfolgerung

Die Rotationsachse konnte auch bei zufälliger Applikation der Sensoren mit hoher Genauigkeit dargestellt werden. Im nächsten Schritt soll das Verfahren zur Bestimmung der unteren Sprunggekenkachse angepasst werden.

References

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

Abb. 1: Schematische zeichnung des Messaufbaus

Abb. 2: Vergleich beider Verfahren zur Achsbestimmung.

Abb. 1

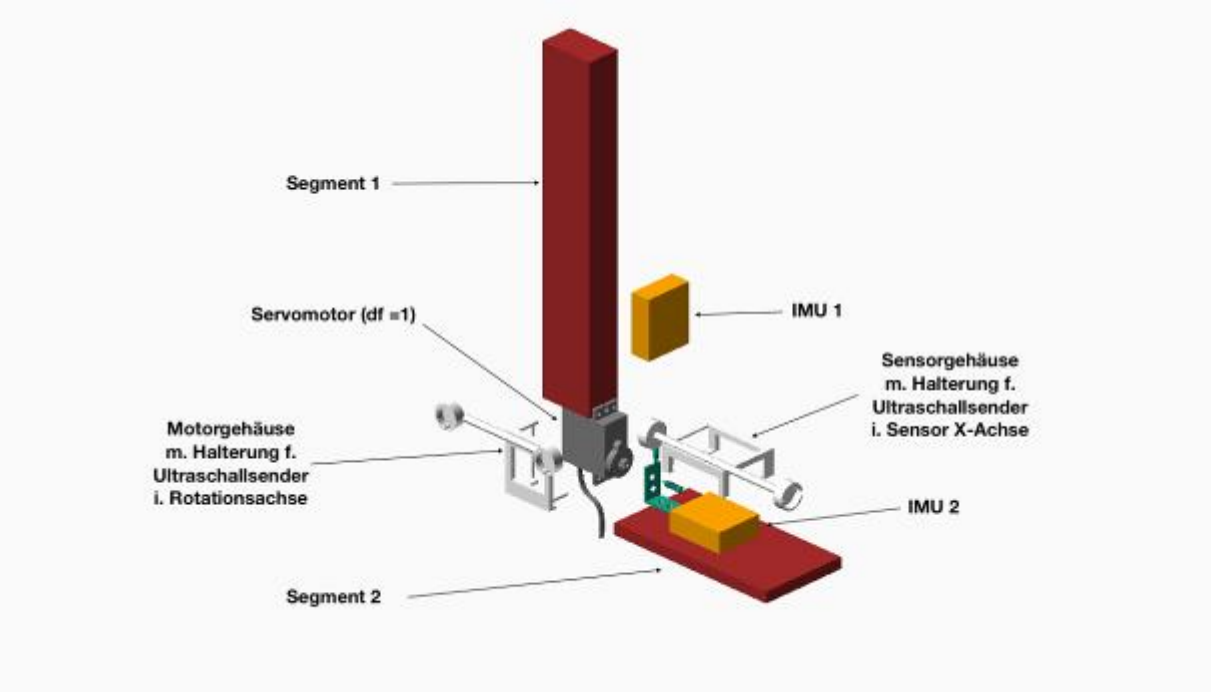
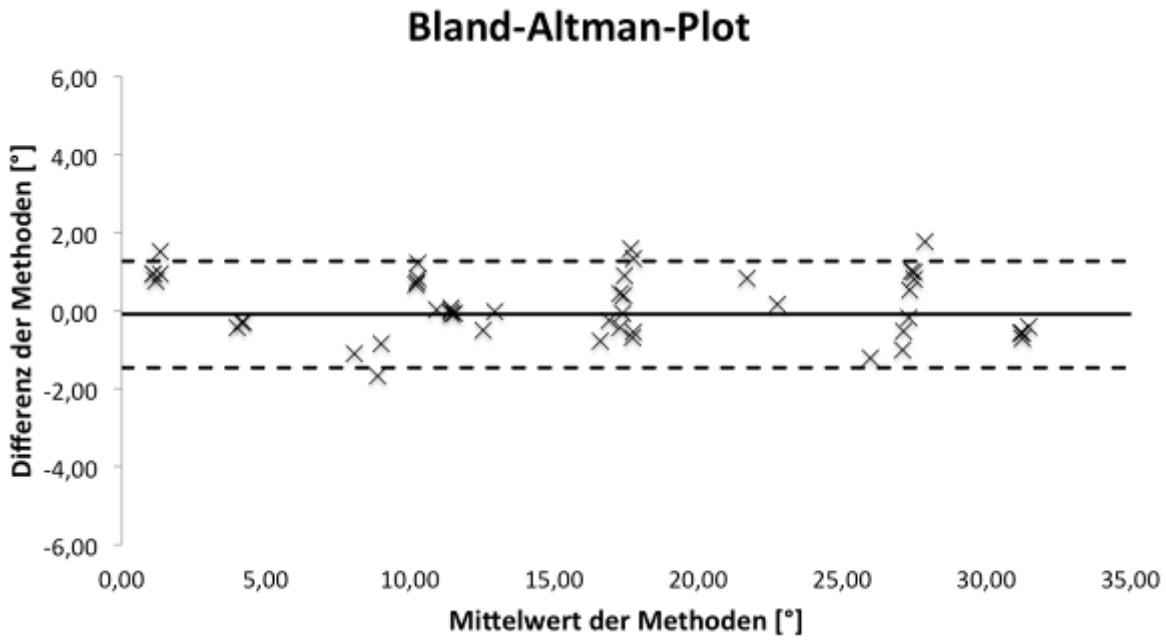

Segment 1
Servomotor (df =1)
IMU 1
Sensorgehäuse
m. Halterung f.
Ultraschallsender
i. Sensor X-Achse
Motorgehäuse
m. Halterung f.
Ultraschallsender
i. Rotationsachse
IMU 2
Segment 2

Abb. 2


Bland-Altman-Plot
6,00
4,00
2,00
0,00
-2,00
-4,00
-6,00
Differenz der Methoden [°]
0,00
5,00
10,00
15,00
20,00
25,00
30,00
35,00
Mittelwert der Methoden [°]

P30

Improved gait classification of ground reaction force measurements by means of random forest classifiers of jerk data

J. Burdack[1], F. Horst[1], W. Schöllhorn[1]
[1]*Institut für Sportwissenschaft Mainz, Trainings- und Bewegungswissenschaft, Mainz, Deutschland*

Fragestellung

In clinical gait analysis, several approaches based on machine learning have been published in recent years to help clinicians categories specific gait patterns into clinically relevant groups. [HF1] The majority of machine learning applications used kinematic and kinetic data derived from three-dimensional gait analysis (3DGA). Disadvantages of such measurement systems are the relatively time-consuming data acquisition, the need for well-trained personnel and high maintenance costs. Hence, such analysis tools are often not suitable for daily use in clinical practice [1]. A practicable alternative is the analysis of human walking using force plates, which, however, showed significantly lower prediction accuracies [2,3]. Therefore, this study aims to improve the prediction accuracy of classification of gait patterns using machine learning by comparing different input signals (e.g., the ground reaction force, their first temporal derivative (jerk) and different filter cut-off frequencies).

Material und Methode

The raw data was obtained from the study of Horst et al. [3] on intra-individual changes of gait patterns in different time-scales. The ground reaction force (GRF) and their first derivative (jerk) were classified using support vector machines (SVM) and random forest classifiers (RFC). In addition, we compared the effect of different Butterworth- filter cut-off frequencies [1 Hz, 2 Hz, ..., 100 Hz] on the prediction accuracy of both classifiers.

Ergebnis und Schlussfolgerung

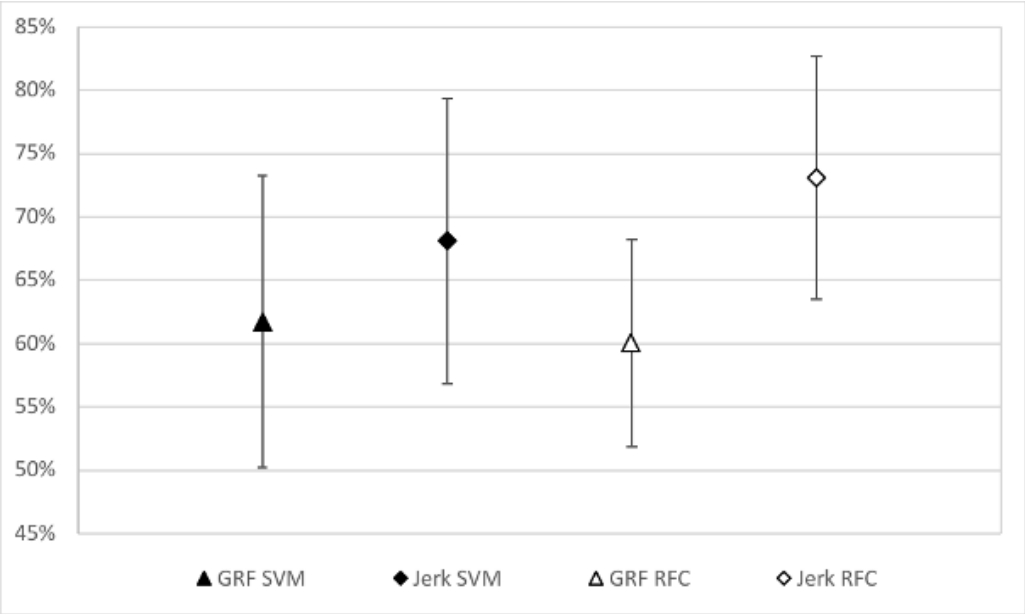
The prediction accuracy could be improved from 61.0 ± 9.0% (using GRF and SVM) [3] to 73.0 ± 9.6% (using Jerk and RFC) in the present study. Filtering was profitable for the classification of gait patterns of the first derivative of the GRF. The results found can help to make clinical gait analysis more practicable, efficient and cost-effective.

Fig. 1. Prediction accuracy of GRF and Jerk Data using SVM und RFC.

References

[1] Slijepcivic et al. IEEE JBHI. 2017;22(5):1653-61.
[2] Schöllhorn et al. Gait Posture. 2002;15(2):180-6.
[3] Horst et al. PLoS ONE. 2017;12(6):e0179738.

Abb. 1



P31

Vergleich zweier Versorgungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes anhand von PROMs und funktioneller Kriterien im kurzfristigen Nachuntersuchungszeitraum - eine prospektiv randomisierte Studie

F. Layher[1], K. Sander[1], L. Bischoff[2], K. Borz[2], G. Matziolis[2], S. Pietsch[2]
[1]Waldkliniken Eisenberg, Professur für Orthopädie des Universitätsklinikums Jena, Biomechanik, Eisenberg, Deutschland
[2]Waldkliniken Eisenberg, Professur für Orthopädie des Universitätsklinikums Jena, Eisenberg, Deutschland

Fragestellung

Zu den häufigsten Knieverletzungen (Sport, Freizeit, Alltag) zählt die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB). Neben der etablierten Behandlungsmethode der VKB-Plastik mittels Harmstringsehnen kommt in den letzten Jahren die s.g. Dynamische Intraligamentäre Stabilisierung (Ligamys®) zur Anwendung. Auf dem Weg zur "Wiederkehr in den Alltag/Sport" (RTA/RTS) werden mehrere Phasen der Heilung durchlaufen. Diese Phasen zu bewerten und dabei die kurzfristigen Ergebnisse beider Methoden miteinander zu vergleichen ist Ziel dieser Studie.

Material und Methode

In einer prospektiv randomisierten Studie (Blockrandomisierung) wurden 37 Patienten mit einer akuten Verletzung des VKB eingeschlossen. Dabei erhielten 18 Patienten (14 M, 4 F) eine VKB-Plastik (Sehnentechnik – Gruppe 1) und 19 Patienten (12 M, 7 F) wurden mittels Ligamys®-Technik (Gruppe 2) behandelt. Hinsichtlich Alter (29,6 ± 8,1 J), BMI (25,1 ± 4,5) und Nachuntersuchungszeitraum (6,4 ± 0,7 M) unterschieden sich beide Gruppen nicht. Ebenso zeigten beide Gruppen die gleiche Häufigkeit an Verletzungsursachen (Gruppe 1/2: Sport+Freizeit = 14/15, Alltag+Arbeit = 4/4). Im Vergleich zu den präoperativ erhobenen Daten wurden zu standardisierten Nachuntersuchungszeitpunkten (6 W, 12 W, 6 M) klinische Scores (Tegner, Lysholm, IKDC) sowie die subjektive Patientenzufriedenheit mit einem VAS-Score ermittelt. Zusätzlich wurden nach 6 M funktionelle Tests (instrumentelle Ganganalyse, Sprungtests u.a.) durchgeführt.

Ergebnis

Bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt 6 M traten in keiner Gruppe Komplikationen auf. Erst im weiteren postoperativen Verlauf fanden sich in Gruppe 1 eine Reruptur und ein Markraumödem, in Gruppe 2 zwei Rerupturen und ein Narbenabszess. In fünf Fällen musste die Metallhülse des Implantates aufgrund eines Materialkonfliktes entfernt werden. Die klinischen Scores stiegen im postoperativen Verlauf kontinuierlich an. Ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Patientengruppen fand sich zu keinem Zeitpunkt. Während bzgl. des IKDC-Scores nach 6 M kein signifikanter Unterschied mehr zum Ausgangsbefund nachweisbar war, erreichte die Gruppe 1 beim Tegner- ($p = 0{,}010$) und beim Lysholm-Scores ($p = 0{,}016$) noch nicht das präoperative Ausgangsniveau, in Gruppe 2 war dies lediglich schwach signifikant beim Tegner-Score ($p = 0{,}048$) der Fall. Insgesamt nahm die subjektive Patientenzufriedenheit konform in beiden Gruppen kontinuierlich zu.

Die Messwerte der Ganganalyse zeigten nur in wenigen Parametern geringfügige Vorteile von Gruppe 2. Die einbeinigen Sprungtests offenbarten jedoch in beiden Gruppen z.T. gravierende funktionelle Defizite der operierten gegenüber der gesunden Seite. Zwischen den Gruppen konnte aber nur hinsichtlich des frontalen Kniewinkels ein signifikanter Unterschied gefunden werden (Valguswinkel in Gruppe 2 ca. 6° größer als in Gruppe 1). Bzgl. des ROM in der Landungsphase (Valgisierung) unterschieden sich die Gruppen nicht.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend ist festzustellen, dass in der Gruppenaussage das Outcome beider OP-Methoden vergleichbar ist mit leichten Vorteilen der Ligamys®-Patienten. In der Einzelbetrachtung fanden sich aber in beiden Gruppen Patienten, die hinsichtlich klinischer Scores als auch funktioneller Parameter unter dem Gruppendurchschnitt lagen. Somit sind unter dem Gesichtspunkt des zügigen RTA/RTS neben standardisierten postoperativen Behandlungsmethoden Konzepte notwendig, die auf die individuellen Gegebenheiten zugeschnitten sind.

P32

Multi-functional test-setup to characterize the mechanical properties of human hair

A. Hegner[1], M. Jebabli[1], Y. Achour[1], N. Miah[1], A. Huß[1], G. Benderoth[1]
[1]*Frankfurt University of Applied Sciences, Informatik und Ingenieurwissenschaften, Frankfurt am Main, Deutschland*

Literature shows that simulations of beard shaving processes are based on an insufficient data basis concerning the material properties of human hair. Thus the validity of in most cases simplified simulations are questionable.

In order to obtain suitable properties to analyse cutting processes by their cutting forces the mechanical properties of human beard hair needs to be tested in a specific testing setup. This setup has a modular structure in order to perform various load scenarios with controlled boundary conditions. The scenarios include cutting and bending of a beard hair and a uniaxial tensile test according to the ASTM D 3379 standard. The setup is controlled by a NI CompactRio system.

Central Unit of the test setup is a linear guidance consists of a ball screw driven by a fine stepper motor. The nut is attached to a dovetail guide slide where the force transducer (nominal load 1 N) is mounted. Path measurements are done by a high-resolution laser triangulation sensor.

Imaging is realized by a digital microscope in order to control the geometrical deformation of the test specimen a digital microscope is included. Temperature and humidity is controlled by a climate chamber where the testing setup is placed.

The test specimen are attached to the setup by bearings allowing different media for the specimen to be imbedded.

By conducting specific experiments, it is possible, to identify elastic material properties of hairs as well as viscoelastic once. Furthermore, simulation results can be tested and such verified by conducting specific test scenarios according to the simulation.

P33

Die Richtung der interfragmentären Bewegung steuert die Gewebedifferenzierung im Knochenregenerat

L. Claes[1,2], N. Meyers[1], S. Reitmaier[2], S. Klose[1], J. Schülke[1], A. Ignatius[1]
[1]Universität Ulm, Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland
[2]Universität Berlin, Julius-Wolff-Institut, Berlin, Deutschland

Fragestellung

Die Methode der Kallusdistraktion ist häufig mit Komplikationen verbunden, die vermutlich aus einer unzureichenden Stabilisierung der Fragmente resultieren. In Ringfixateuren treten unter äußeren Kräften und Muskelkräften erhebliche interfragmentäre Bewegungen in axialer Druck- und Zugrichtung, sowie in Scherrichtung auf. In dieser Studie wurde daher die Hypothese getestet, dass die Bewegungsrichtung die Revaskularisierung und Knochenneubildung nach vorhergehender Kallusdistraktion beeinflusst.

Material und Methode

Ein neues System zur lateralen Kallusdistraktion mit nachfolgender zyklischer Applikation von Druck-, Zug- und Scherbewegungen im Regeneratbereich wurde entwickelt und an der Tibia von Schafen implantiert (Abb.1). Während der Distraktion wurde eine Titanplatte orthogonal zweimal täglich 0.275 mm von der Tibiaoberfläche distrahiert bis eine Distanz von 5.5 mm erreicht war. 7 Tage danach wurde das Knochenregenerat zyklisch mit 120 Bewegungen pro Tag stimuliert. Die Stimulationsamplitude betrug 0,6 mm in der Kompressions- (D) und Zuggruppe (Z) und 1 mm in der Schergruppe (S). Nach 7 Wochen wurden die Tibien histologisch auf Gefäßneubildung und Gewebedifferenzierung analysiert.

Ergebnis

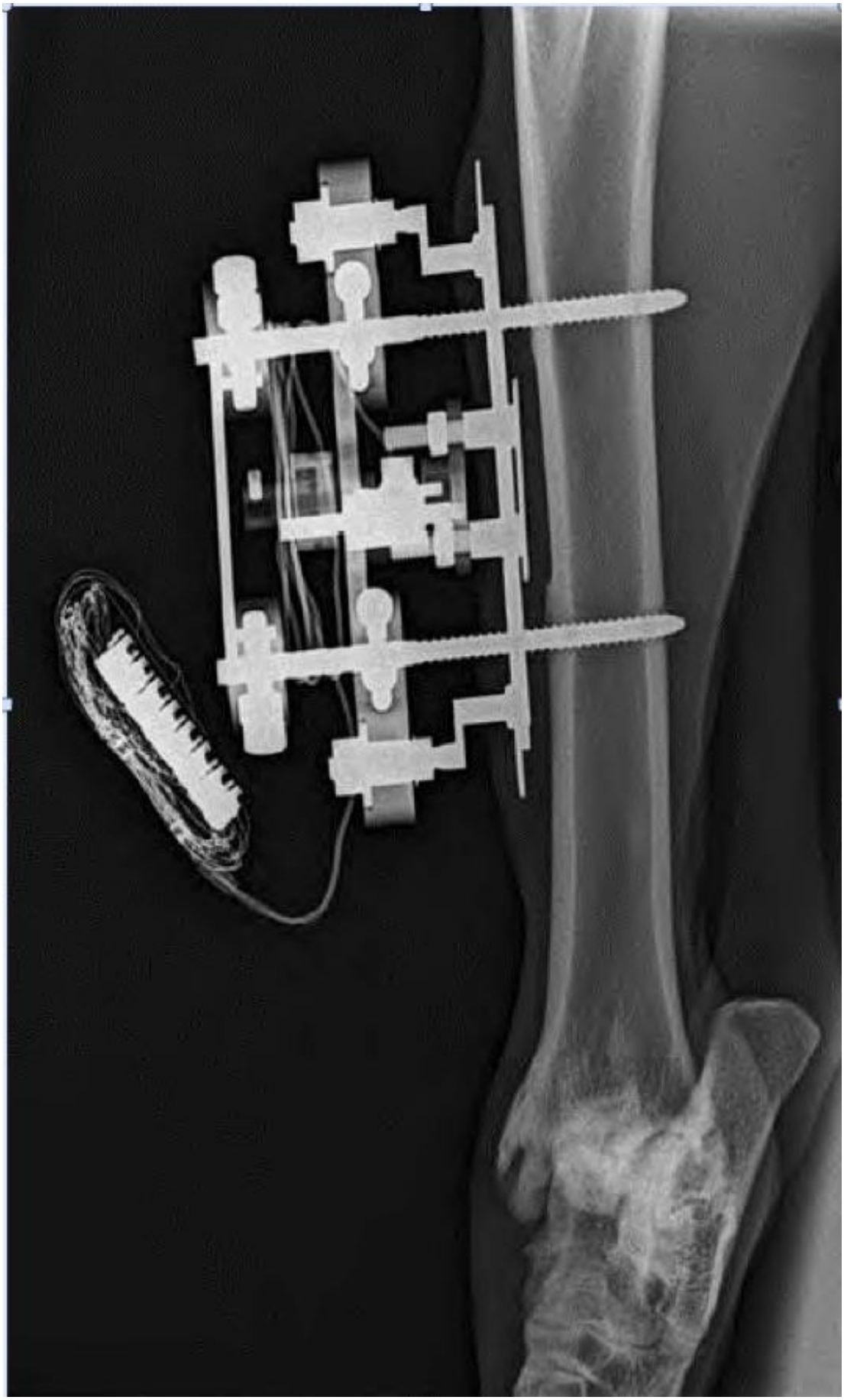
Das Regenerat zeigte eine signifikant höhere Gefäßneubildung (4,6 ± 1,6%) in Gruppe D als in den Gruppen Z (1,2 ± 0,4%) und S (1,0 ± 0,5%) ($p < 0.01$). Die Knochenmenge war signifikant höher in Gruppe C (25,6 ± 13,0%) als in Gruppe Z (13,5 ± 4,9%) und Gruppe S (14,0 ± 10,7%) ($p < 0.05$).

Schlussfolgerung

Die Knochenneubildung und Neovaskularisierung von Geweberegeneraten ist beeinflusst durch die Richtung der interfragmentären Bewegung und wird am besten durch moderate axiale Kompressionen stimuliert.

Abb.1: Stimulationssystem

Abb. 1



P34

Entwicklung einer neuen Stimulationseinheit zur Untersuchung des Einflusses der Mechanostimulation auf trägerfreie 3D-Osteoblastenkulturen

C. Micheler[1], F. Charitou[1], P. Foehr[1], J. J. Lang[1], J. Tübel[1], R. Burgkart[1]
[1]Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, München, Deutschland

Fragestellung

Zur Wiederherstellung traumatisierter Knochen ist das Verständnis bezüglich Knochenmetabolismus in der regenerativen Medizin essentiell. Dabei sind vor allem die Mechanismen und Einflüsse der Mechanotransduktion auf das Knochenwachstum noch nicht ausreichend erfasst. Zur Untersuchung dieser Vorgänge wurden in einer Pilotstudie dreidimensionale Osteoblastenkulturen mittels eines neu entwickelten Stimulationssystems mechanisch stimuliert. Ziel dieser Pilotstudie ist die Einführung des Stimulationsystems als standardisierte Kultivierungsmethode für die Mechanostimulation.

Material und Methode

Untersucht wurden sechs trägerfreie 3D-Konstrukte aus humanen primären Osteoblasten (hOB), die bereits als 3D-Zellkultur über 52 Wochen statisch kultiviert wurden. Die dabei entstandenen Histoide bestehen aus einem kugelförmigen Kern (d = 5-10 mm), der über die extrazelluläre Matrix locker zusammengehalten wird. Für die mechanische Stimulation der Histoide wurde eine mechatronische, vollständig automatisierte Stimulationseinheit entwickelt, deren Komponenten mit Hilfe von Fused Filament Fabrication gefertigt wurden. Eine zyklisch aufgebrachte Kompression der Histoide erfolgte über eine exzentrisch angesteuerte Stempeleinheit, die über eine Linearführung positioniert wurde. Die Histoide befanden sich während der Stimulation in einer sterilen Probenkammer mit einer zugeführten 5%-igen CO2-Atmosphäre und Dulbecco's Modified Eagle Medium, das über eine integrierte Medienwechselvorrichtung gewechselt wurde. Das Stimulationssystem wurde während des Versuchs im Wärmeschrank (37°C) für optimale Umgebungsbedingungen untergebracht. Die Mechanostimulation erfolgte angelehnt an Ng et al. [1] und basierend auf einer Vorstudie über einen Zeitraum von 14 Tagen mit einer Stimulationszeit von 3 h pro Tag, einer Belastungsfrequenz von 1 Hz und einer Deformation von 25%. Zur Beurteilung der Einflüsse der Mechanostimulation auf das Zellverhalten sowie der Anwendbarkeit der Kultivierungsmethode wurden immunhistochemische Untersuchungen von wichtigen Bestandteilen der extrazellulären Matrix und Markern der osteogenen Differenzierung durchgeführt und das Apoptoseverhalten mittels in situ Nick-Translation analysiert.

Ergebnis

Die Sterilität sowie die Funktionsfähigkeit des realisierten Stimulationssystems konnten mit Hilfe der durchgeführten Langzeitversuche erfolgreich bestätigt werden.

Anhand der immunhistochemischen Untersuchungen der sechs stimulierten sowie der sechs statisch kultivierten Kontrollproben konnten zelluläre Unterschiede in der Expression von Matrixproteinen wie Kollagen Typ I, Osteocalcin (siehe Abb. Osteocalcinfaerbung) sowie Markern der osteogenen Differenzierung wie der alkalischen Phosphatase (ALP) und des runt-related transcription factors 2 (RUNX2) nachgewiesen werden, die auf einen Einfluss auf die osteogene Differenzierung durch die erfolgte Mechanostimulation hindeuten. Zudem konnte keine erhöhte Apoptoserate beobachtet werden.

Schlussfolgerung

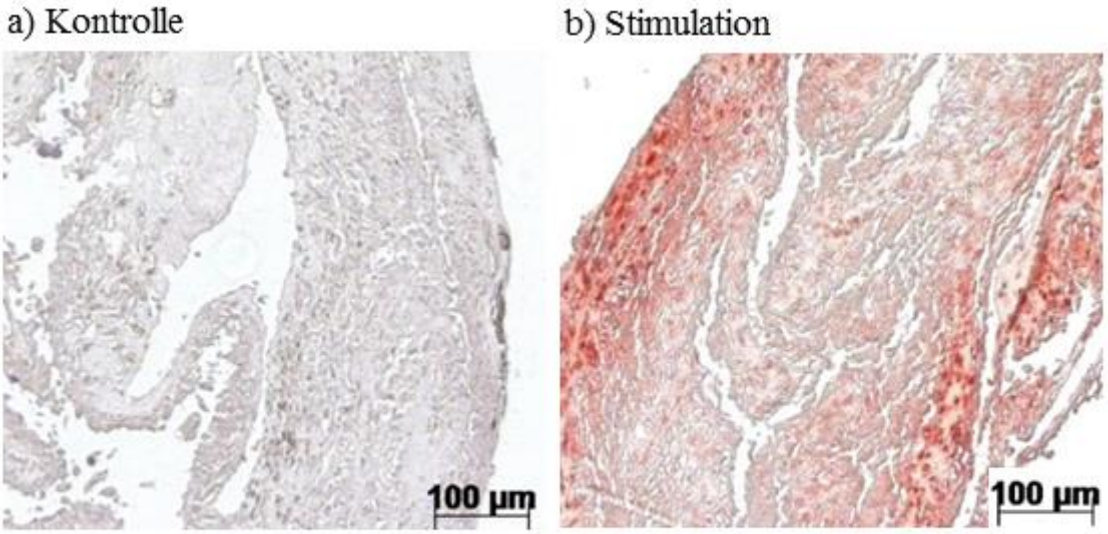
Die Stimulationseinheit ermöglicht aufgrund ihres modularen und flexiblen Aufbaus ein optimales System zur Kultivierung von dreidimensionalen Osteoblastenkulturen unter zyklischer Kompression. Hinsichtlich der Stimulationsparameter ist anzumerken, dass eine Kompression von 25% nur bei hochviskosen Histoiden angewandt werden kann und deutlich oberhalb der anatomischen Dehnung des Knochens liegt (bis 2%).

Basierend auf der erfolgreichen Inbetriebnahme des Systems und den ersten Ergebnissen auf zellulärer Ebene werden weitere Studien durchgeführt, um somit die bisher qualitativ gewonnenen Ergebnisse quantitativ bestätigen zu können.

Literatur

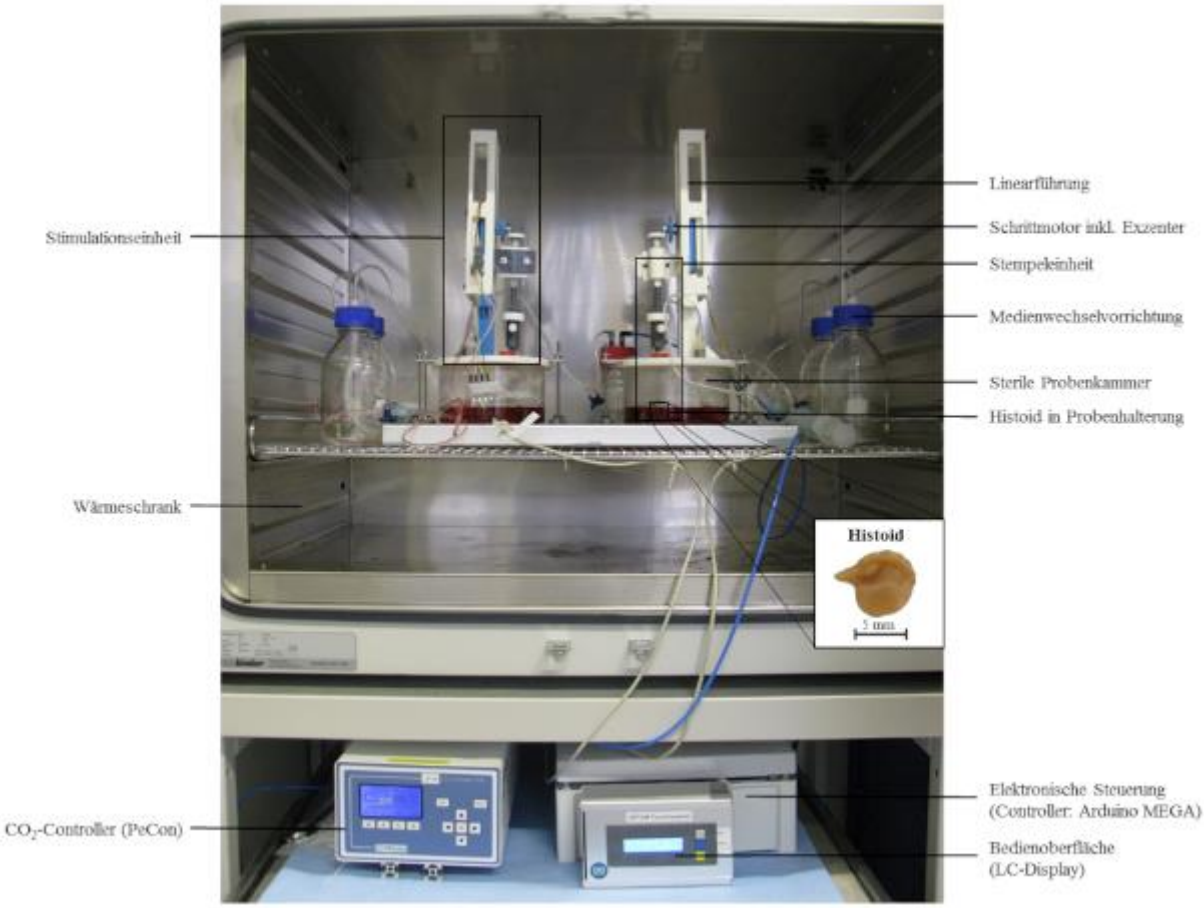
[1] Ng, Kenneth W. et al. (2009): Duty Cycle of Deformational Loading Influences the Growth of Engineered Articular Cartilage. In: Cellular and molecular bioengineering 2 (3), S. 386–394.

Abb. 1



Osteocalcin Färbung:
a) Kontrollprobe mit negativer Osteocalcinfärbung,
b) Stimulierte Probe mit deutlicher Färbung im Randbereich

Abb. 2



P35

Development of a perfusion bioreactor for the cultivation of tissue engineered 3D-cell constructs

C. Micheler[1], P. Foehr[1], F. Charitou[1], J. J. Lang[1], J. Tübel[1], S. Leonhardt[2], M. Eblenkamp[2], R. Burgkart[1]
[1]Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, München, Deutschland
[2]TU München, Lehrstuhl für Medizintechnik, Garching, Deutschland

Fragestellung

The cultivation of human cells play an important role in regenerative medicine to get a better understanding of tissue organization or even for the reconstruction of tissue after trauma. Primary human osteoblasts were cultivated to create a scaffold-free 3D cell construct. These self-organizing 3D constructs form a sphere (d=5-10 mm). However, nutrient supply and disposal of waste products in the core by free diffusion is not sufficient to overcome the critical size. To support tissue growth a 3D perfusion bioreactor was developed to provide an improved supply of nutrients to tissue engineer larger cell constructions with enhanced self-organizing capabilities.

Material und Methode

The perfusion bioreactor is an automated, pressure-controlled pumping system using a real-time controller from National Instruments/USA (NI myRIO 1900) and a capacitive 7" touch display (Nextion Enhanced Modell NX8048K050_011C) from ITEAD Studio/China. A peristaltic pump provides a hydrostatic pressure that is sensor-controlled. Heating elements, a extern CO2 controller (PeCon) and temperature sensors were used to provide standardized culture conditions. The 3D printed sample chamber is made by Digital Light Processing and has an outlet grid so that tissue components are not flushed into the pumping circuit. The system is located in a thermally and optically insulated housing. The tubes are disposable products, the tube connections and the sample chamber are autoclavable.

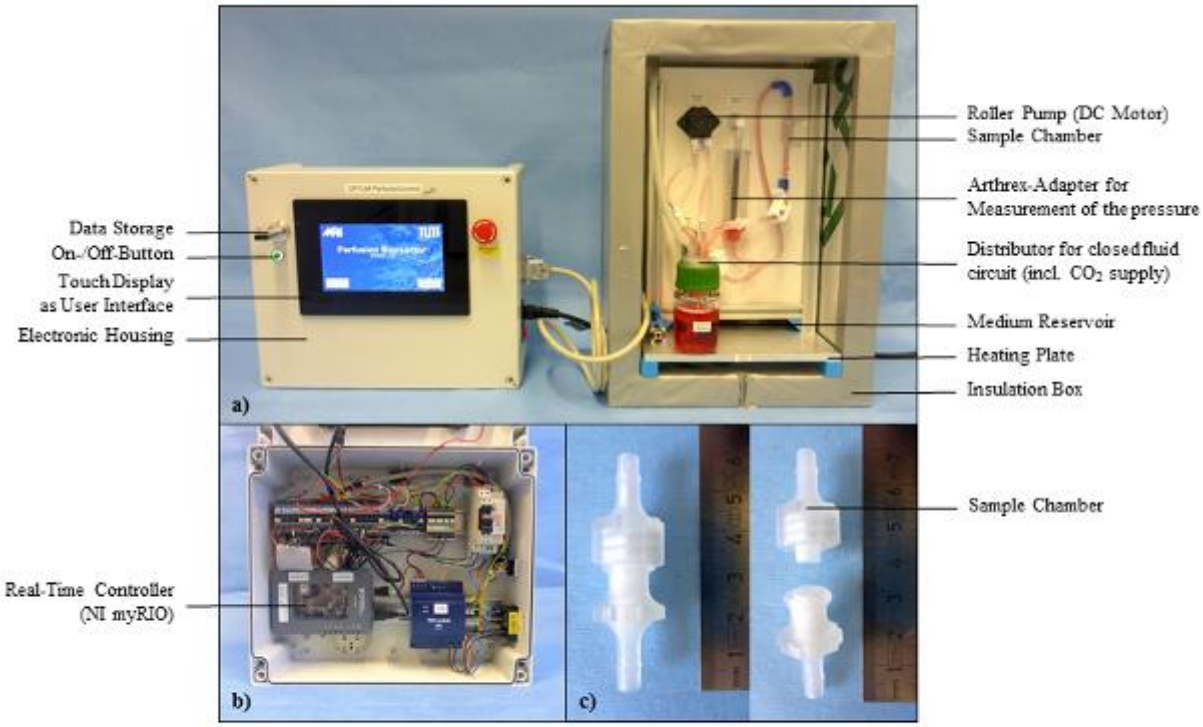
Ergebnis

By using a real-time controller, the system enables a standardized, 24/7 long-term cultivation over weeks. The touch display allows an intuitive user experience to select predefined or user-defined configurations and monitoring the experiments. For documentation the configuration and measurement data are stored on a flash drive. The bioreactor can be defined as a portable system that operates outside of an incubator, because of its own heating (37±0.5°C), nutrition medium and CO2 supply. A pressure can be applied to simulate a systolic or a diastolic blood pressure (120/80 mmHg) with an accuracy of ±5 mmHg. The peristaltic pump is capable to a flow rate between 15 and 165 ml/min.

Schlussfolgerung

The use of the fully automated perfusion bioreactor enables a standardized pressure level for an ideal environment for the 3D constructs, compared to a manual cultivation. The test bench also comply the essential requirements of sterility, biocompatibility, temperature, CO2 atmosphere and pressure stability. Compared to most systems, the bioreactor is pressure-controlled and not flow-regulated. Therefore, it is now possible to investigate the influence of long-term perfusion to the cell growth without the danger of mechanically overloading the 3D constructs. In our application, the bioreactor was first used for 3D scaffold-free osteoblasts. In the near future it can also be used for other 3D cultures, since the sample chambers can be 3D printed in various sizes together with a parallel arrangement of many sample chambers to act as a high throughput screening system.

Abb. 1



a) Total system with the electronic part including user interface for controlling the experiments and the fluid system with closed fluid circuit including sample chamber
b) Electronic components of the perfusion bioreactor like the real-time controller NI myRIO;
c) Sample chamber made of Digital Light Processing (DLP)

P37

Biomechanische Validierung eines gerontologischen Testanzugs

C. Fleischmann[1], I. Leher[1], M. Wachtler[1], S. Sesselmann[1]
[1]*Ostbayerische Technische Hochschule, Medizintechnik, Weiden, Deutschland*

Fragestellung

Gelenkverschleiß (Arthrose) und Muskelschwund (Sarkopenie) sind typische Alterserscheinungen des menschlichen Bewegungsapparats. Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL) fallen älteren Menschen entsprechend schwerer. Solche altersbedingten Beeinträchtigungen werden durch Alterssimulationsanzüge nachgeahmt und sind so auch für junge Menschen erfahrbar. Sie können sich dadurch in der Schulung im korrekten Umgang mit Senioren besser in diese hineinversetzen. Auch beim Design von altersgerechten Hilfsmitteln und Umgebungen sind solche Anzüge hilfreich. Durch Bandagen und Gewichte werden motorische Einschränkungen wie Bewegungslimitierung oder Kraftverlust nachgeahmt.

Material und Methode

In der vorgestellten Studie wurde validiert, ob die simulierten kinematischen Veränderungen durch den gerontologischen Testanzug (GERT) alterstypischen Veränderungen aus der Literatur entsprechen.

Für eine biomechanische Validierung des GERT trugen 24 Probanden diesen Alterssimulationsanzug für jeweils 40 Minuten. Kinematische Messungen erfolgten zunächst ohne Anzug und an drei Zeitpunkten während der Anzug getragen wurde, um den Einfluss einer längeren Tragezeit zu prüfen. Zur Bewegungserfassung diente ein markerloses 3D-Echtzeitkinematiksystem (Organic Motion Stage™, New York, USA) in einem quaderförmigen Messraum mit 14 Kameras.

Ergebnis

GERT simuliert einige kinematische Parameter, wie die Abnahme der Gehgeschwindigkeit (Abb. 1), altersentsprechend. Andere alterstypische Parameterveränderungen (z. B. eine verringerte Gangzykluslänge – Abb. 2) konnten jedoch nicht simuliert werden. Der Anzug bewirkte sogar im Gengenteil teilweise entgegengesetzte Parameterveränderungen. Die detektierten Parameterveränderungen sind dabei nicht von der Tragezeit des Anzugs abhängig.

Schlussfolgerung

Trotz eines bestehenden Optimierungspotentials bezüglich der Simulation einiger biomechanischer Parameter durch den gerontologischen Testanzug kann dessen Einsatz in diesem Bewusstsein abhängig vom Ziel der Alterssimulation dennoch empfohlen werden.

Abb. 1: Ganggeschwindigkeit ohne und mit Alterssimulationsanzug GERT; Messungen mit GERT erfolgten direkt nach dem Anlegen (t1), nach 20 min (t2) und nach 40 min (t3).

Abb. 2: Gangzykluslänge ohne und mit Alterssimulationsanzug GERT; Messungen mit GERT erfolgten direkt nach dem Anlegen (t1), nach 20 min (t2) und nach 40 min (t3).

Abb. 1

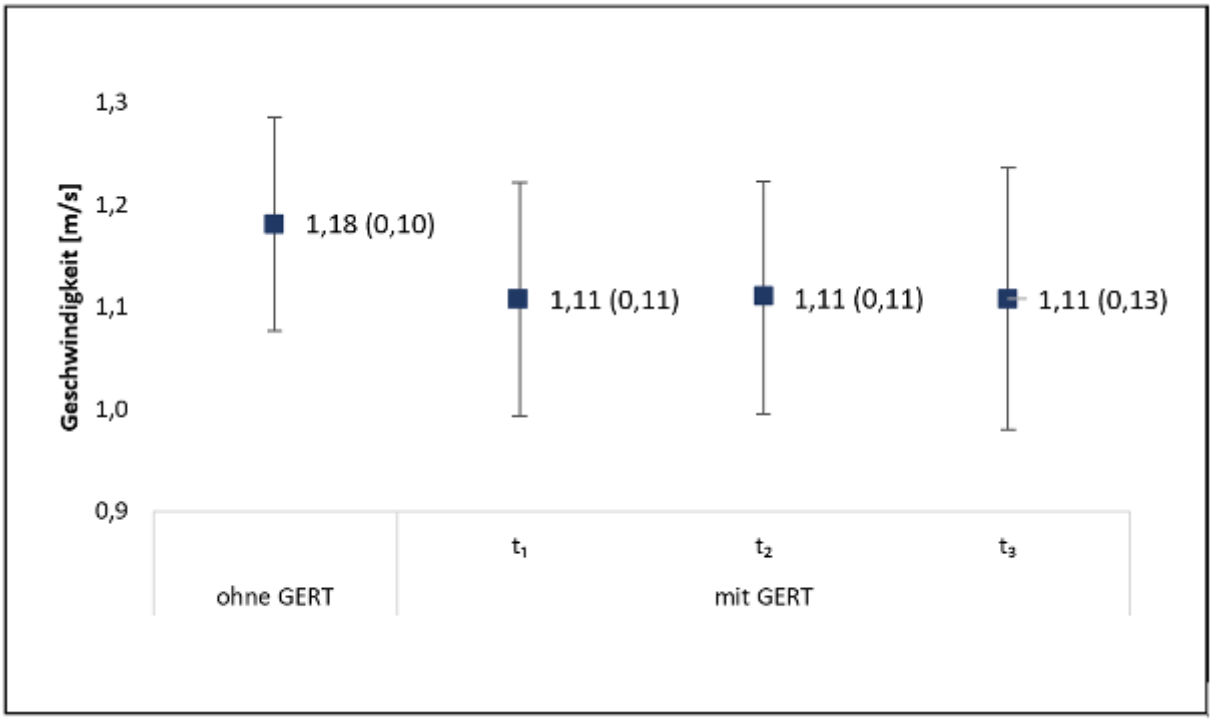
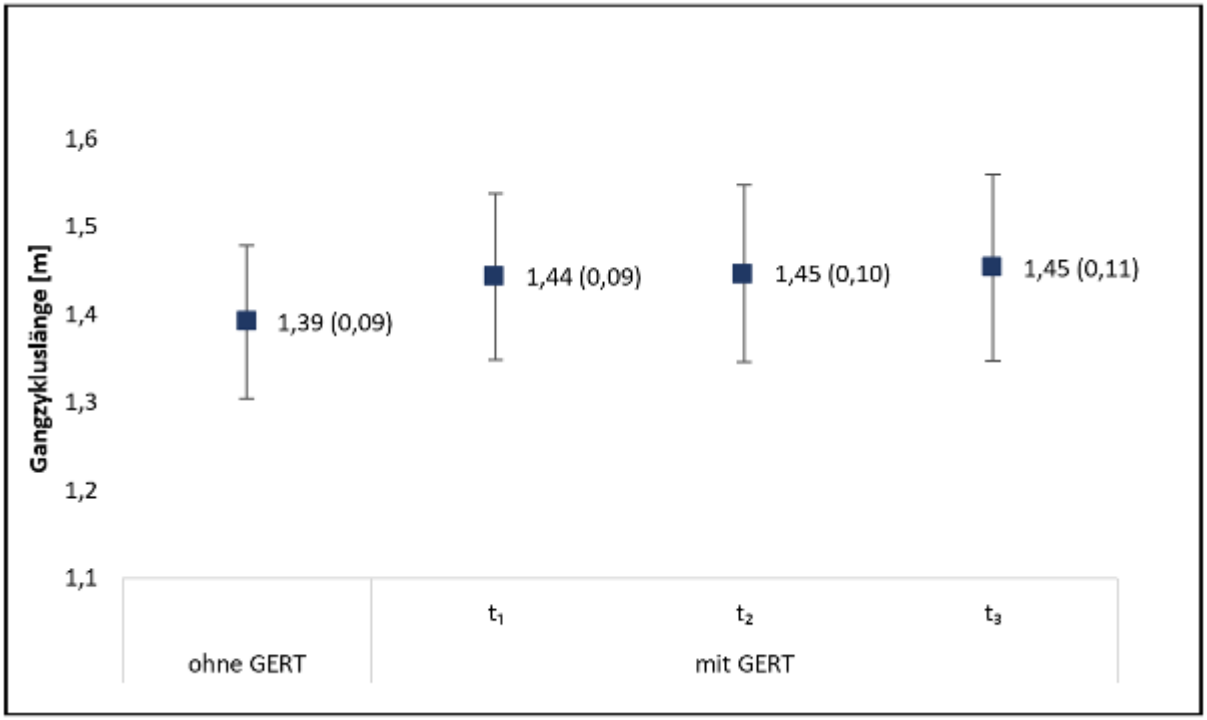

Geschwindigkeit [m/s]
1,3
1,2
1,1
1,0
0,9
1,18 (0,10)
1,11 (0,11)
1,11 (0,11)
1,11 (0,13)
ohne GERT
t1
t2
t3
mit GERT

Abb. 2


Gangzyklusläange [m]
1,6
1,5
1,4
1,3
1,2
1,1
1,39 (0,09)
1,44 (0,09)
1,45 (0,10)
1,45 (0,11)
ohne GERT
t1
t2
t3
mit GERT

P38

Single-leg balance in patients after surgical versus conservative treatment of ankle fractures – preliminary results

C. Nüesch[1,2], S. K. Byrnes[1], N. Bürgin[1], V. Iten[1], M. Horisberger[1], F. Saxer[1], A. Mündermann[1,2,3]
[1]*Universitätsspital Basel, Department of Orthopedics and Traumatology, Basel, Schweiz*
[2]*Universität Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz*
[3]*Universität Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz*

Fragestellung
Ankle fractures type Weber B1 are typically treated either surgically or conservatively. The aim of this study was to investigate if single-leg balance performance 1 year after Weber B1 ankle fracture differs between patients treated surgically or conservatively and healthy controls.

Material und Methode
Single-leg balance performance was assessed in six patients after operative treatment (5 male; age, 57.8±23.2 years; body mass index (BMI), 25.0±5.2 kg/m2), five patients after conservative treatment (4 male; age, 57.6±9.5 years; BMI, 27.4±7.2 kg/m2), and seven healthy control subjects (4 male; age, 40.4±18.7 years; BMI 21.5±1.2 kg/m2). Participants were instructed to stand on a force plate (Kistler, 2400 Hz) for 30s on one leg with arms akimbo and the other knee flexed at 90°. For the first 15s (or until the first foot contact) the length of the center of pressure (COP) path and mean mediolateral and anteroposterior COP velocity were calculated. If the single leg stance time was smaller than 15s, COP path length was extrapolated to 15s. Differences between groups were analyzed using independent t-tests ($P<0.05$).

Ergebnis
Three patients with conservative treatment (1 both, 1 injured, 1 contralateral side) and two patients with operative treatment (both sides) could not complete 15s of single leg stance. Patients treated conservatively had greater COP velocity in anterior-posterior direction in the injured leg than healthy subjects (95% confidence interval [1.0; 33.1] mm/s; $P=0.039$). There were no significant differences for the other balance parameters between healthy subjects and patients.

Schlussfolgerung
Almost half of the patients (45%) had impaired single leg balance in either one or both legs and could not complete the 15s task. The preliminary analysis showed poorer balance performance in patients treated conservatively than operatively. If these results are confirmed in a larger, age-matched cohort, rehabilitation protocols especially after conservative treatment should be modified to include more specific balance training.

P39

Übereinstimmung von 2D-videobasierten und mittels 3D-Referenzsystem erfassten Gangparametern

K. Widhalm[1], B. Wolf[1], A. Greisberger[1], P. Putz[1]
[1]FH Campus Wien, Gesundheitswissenschaften, Wien, Österreich

Fragestellung

Die Befundung, Dokumentation und Evaluierung der ADL Bewegung "Gehen auf ebenem Boden" (LW) wird beim evidenzbasierten Handeln in Forschung und Klinik instrumentell unterstützt. Mobile und kostengünstigere Systeme sind nur teilweise bezüglich ihrer Validität und Reliabilität überprüft worden [1,2,3].

Ziel: Überprüfung der Übereinstimmungsvalidität des videobasierten Systems TEMPLO bezüglich seiner Validität gegenüber einem 3D Referenzsystem für LW.

Material und Methode

10 weibliche und 8 männliche gesunde TeilnehmerInnen führten an zwei Testtagen je 6 Messwiederholungen aus. Die Trajektorien der Oberflächenmarker (Ø 14 mm) wurden gleichzeitig von einem 3D System (Vicon, Oxford, UK) als Referenzstandard und dem 2D videobasierten System (100 Hz) TEMPLO (Contemplas, Kempten, D) aufgezeichnet (Abb 1). Als Markermodell wurde das Plug-in-Gait Lower Body mit zusätzlichen Markern über der Hüfte für die 2D-Analyse appliziert.

Die Daten des 3D-Systems wurden mit Nexus 2.4 und Polygon prozessiert. Die Digitalisierung und Prozessierung der 2D-Aufnahmen erfolgte in Motus 10.1 und ProEMG 2.1. Die minimal akzeptable Übereinstimmung für den Systemvergleich wurde a priori mit 0,7 (ICC) festgelegt [4].

Ergebnis

Die Übereinstimmung zwischen dem 3D-System versus dem 2D-System für LW war akzeptabel bis exzellent (Tab 1). Bezüglich der absoluten Winkel gab es aufgrund der differierenden kinematischen Modelle teilweise signifikante Unterschiede zwischen dem 3D und 2D System.

Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass bei standardisiertem Aufbau das 2D-System valide Ergebnisse für LW generiert. Bedingung dafür ist die Expertise der UntersucherInnen in der Markerapplikation. Lediglich bezüglich des Beckenwinkels ist aufgrund der messmethodischen Limitationen noch Optimierungsbedarf gegeben.

Referenzen

[1] Soda, P; 2009; Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc
[2] Ugbolue, UC; 2013; Gait Posture
[3] Selfe, J; 1998; J Med Eng Technol
[4] Fitzpatrick, R; 1998; Health Technol Assess

Abb. 1

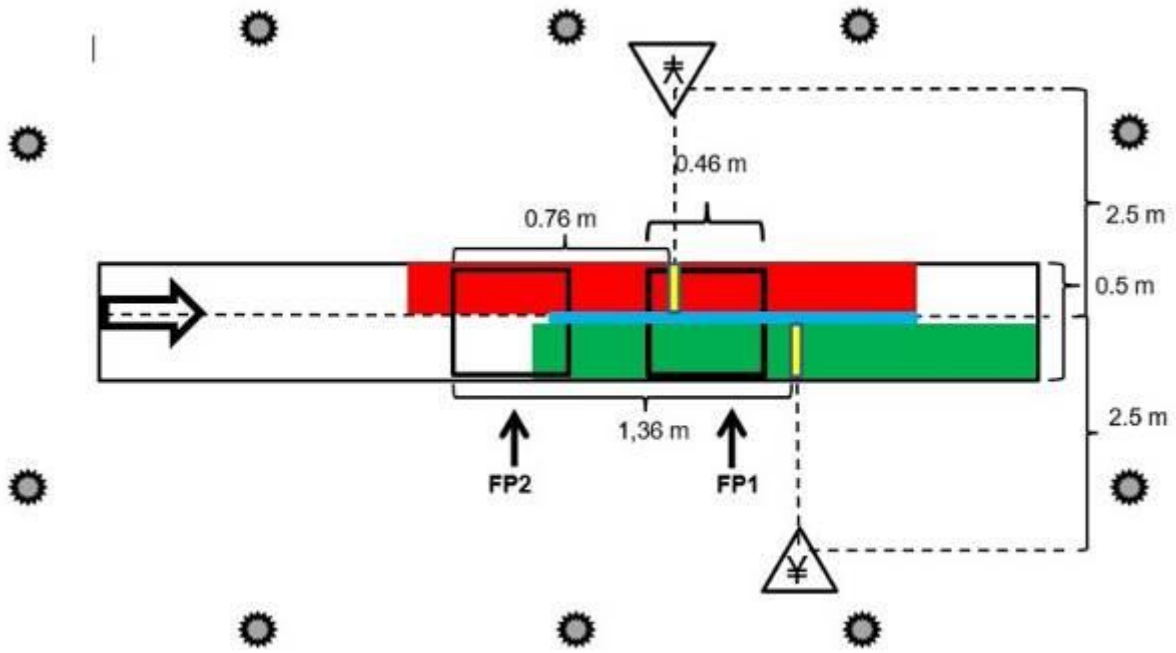


Abbildung 1: Systemaufbau 3D vs 2D

Abb. 2

Parameter	System	n	Shapiro Wilk (p)	Mittelwert	Standard-abweichung	Variations-koeffizient [%]	ICC (3,1)	ICC CI95	p	Standard Messfehler (ICC 3,1)
Doppelschritt-dauer [s]	3D	18	0.543	1.016	0.056	5.53	0.972	0.93 - 0.99	<0.01	0.01
	2D	18	0.445	1.001	0.048	4.84				
Toe-Off [% Gangzyklus]	3D	18	0.023	58.99	0.856	1.45	0.503	0.06 - 0.78	0.014	0.96
	2D	18	0.596	61.01	0.955	1.57				
Doppelschritt-länge [m]	3D	18	0.439	1.438	0.066	4.62	0.975	0.93 - 0.99	<0.01	0.01
	2D	18	0.709	1.426	0.062	4.37				
Geschwindig-keit [m/s]	3D	18	0.894	1.422	0.105	7.37	0.989	0.97 - 0.99	<0.01	0.01
	2D	18	0.661	1.430	0.096	6.73				
ROM Hüfte [°]	3D	18	0.663	44.08	3.655	8.29	0.814	0.57 - 0.93	<0.01	2.11
	2D	18	0.974	37.30	3.375	9.05				
ROM Knie [°]	3D	18	0.837	59.94	4.541	7.58	0.803	0.55 - 0.92	<0.01	2.04
	2D	18	0.738	61.12	4.691	7.67				
ROM Sprung-gelenk [°]	3D	18	0.982	35.54	5.929	16.68	0.876	0.70 - 0.95	<0.01	2.75
	2D	18	0.870	23.98	4.407	18.37				
ROM Becken [°]	3D	18	0.753	3.32	0.563	16.95	0.182	-0.30 - 0.59	0.228	1.56
	2D	18	0.377	5.81	1.606	27.66				

Tabelle 1: Übereinstimmung 3D vs 2D System, links, Tag 1

P40

Measuring gait characteristics of induced disorientation in a VR environment

S. Weschke[1], S. Lüdtke[1], M. Gube[1], M. Weippert[1], S. Bruhn[1], R. Bader[2], T. Kirste[1], S. Teipel[2,3]
[1]*Universität Rostock, Rostock, Deutschland*
[2]*Universitätsmedizin Rostock, Rostock, Deutschland*
[3]*DZNE, Rostock, Deutschland*

Fragestellung

Problems in wayfinding and spatial orientation are early symptoms of mild cognitive impairment (MCI) and dementia. These deficits decrease mobility which again leads to further cognitive decline. In a field study (SiNDeM) about wayfinding behaviour in MCI patients we developed a pattern recognition model of disorientated behaviour based on accelerometric data. There is growing evidence that impaired cognitive functioning as in conditions of mental fatigue is associated with changes in gait performance, e.g. gait variability, measured in dual-task walking conditions. Gait performance during these conditions is also a predictor of falls in older adults. But it is questionable if phases of disorientation also affect gait parameters. We aim to assess gait parameters in addition to accelerometric data during disorientation by using the GRAIL (Gait Real-Time Analysis Interactive Lab).

Material und Methode

We implemented a 3D environment of a familiar city centre into the GRAIL which combines a fully instrumented treadmill with a synchronized VR environment. It allows us to analyse wayfinding behaviour with simultaneous motion capture to measure gait parameters. In addition, we record accelerometric data for comparability with our field study. In the first phase of the study young and old healthy adults will participate. Phases of disorientation will be induced by changing the virtual environment on a previously learned route.

Ergebnis

First, usability and acceptance will be tested since the GRAIL was originally not constructed to measure wayfinding behaviour. We pursue a participatory approach to improve VR navigation control. Results will also show if the induction of disorientation in healthy participants was successful and if this will be reflected in gait parameters. We will compare the patterns in accelerometric data with the results gained in SiNDeM.

Schlussfolgerung

The GRAIL allows us to measure wayfinding behaviour in a controlled and save environment, so that the paradigm would also be suitable for patients. In the future it is planned to include persons with MCI and early dementia. The results will further enable the automatic detection of disorientation based on gait parameters and accelerometric data. This is necessary for the development of a situation-aware assistive system which supports persons with dementia in autonomous outdoor mobility and other activities of daily living.

P41

Der Einfluss von Be- und Entlastung auf kinetische und kinematische Parameter des Gangzyklus bei transtibial und transfemoral Amputierten

G. Schreyer[1], S. Amin[1], A. K. Hömme[1]
[1]Bundesfachschule für Orthopädietechnik, Institut für Messtechnik und Biomechanik, Dortmund, Deutschland

Fragestellung

Eine Auseinandersetzung mit dem Tragen von Lasten ist im Alltag oder am Arbeitsplatz heutzutage unvermeidlich und vor allem für nicht physiologische Teilnehmer eine Herausforderung. Betroffene stehen nach einer transtibialen oder transfemoralen Amputation vor einer Vielzahl an Komplikationen und auch das Gehen muss neu erlernt werden. Muss zusätzlich eine Last, wie z.B. Einkäufe oder ein Rucksack, getragen werden (Belastung), kann es zu unphysiologischen Anpassungsbewegungen kommen, die möglicherweise zu weiteren physischen Problemen führen. Eine Entlastung kann demgegenüber postoperativ in der Rehabilitation als neues Trainingskonzept für Kraft und Koordination eine Rolle spielen[1]. Um einen Eindruck von dem Einfluss zusätzlicher Be- und Entlastung auf Menschen mit Amputation der unteren Extremität zu gewinnen, widmete sich die Arbeit der Untersuchung kinetischer und kinematischer Parameter des Gangzyklus in Be- und Entlastungskonditionen.

Material und Methode

An der Studie nahmen fünf physiologische (REF / 3 männlich, 2 weiblich; 23,2±1,8 Jahre; 177±13,3cm; 70,9±11,3kg), zwei transtibial amputierte (männlich; 69,5±2,1 Jahre; 174,5±6,4cm; 90±2,8kg) und zwei transfemoral amputierte (1 männlich, 1 weiblich; 49,5±14,8 Jahre; 175±14,14cm; 72±22,6kg) Probanden teil. Diese wurden nach dem Plug-in Gait Modell (Fa. Vicon, Oxford, UK) mit reflektierenden Markern versehen. Die Messungen erfolgten beim Gehen in selbstgewählter Geschwindigkeit in den folgenden drei Konditionen: Referenzsituation (ohne Be- oder Entlastung), belastete Situation und entlastete Situation. Die Belastung entsprach 30% des Körpergewichts und wurde mithilfe einer Gewichtsweste realisiert. Die Entlastung im Umfang von 30% des Körpergewichts wurde mithilfe eines Seilzugsystems umgesetzt. Gangparameter wie die Gehgeschwindigkeit und die Standphasendauer, die vertikale Bodenreaktionskraft (BRK) sowie Hüft-, Knie- und Sprunggelenkswinkel wurden mithilfe eines 3D-Bewegungsanalysesystems (Fa. Vicon, Oxford, UK) mit 12 Kameras und zwei Kraftmessplatten (Fa. Amti, Watertown, USA) aufgenommen.

Ergebnis

Der Einfluss von Belastung war in allen drei Gruppen deutlich in den Daten der vertikalen BRK zu sehen: Sie fielen im Vergleich zur Referenz erkennbar höher aus. In den Gelenkwinkel- und Gangparameterdaten zeigten sich jedoch nur geringe Unterschiede im Vergleich zur Referenz, was auf Adaptationsmechnismen der Teilnehmer an die Zusatzbelastung schließen lässt. Innerhalb der Amputiertengruppen waren demgegenüber bei Belastung vermehrt Seitendifferenzen zu erkennen.

Der Einfluss der generierten Entlastung zeigte sich sowohl in der vertikalen BRK, wie auch in den Gangparametern und Gelenkwinkeln der drei Gruppen. Die BRK fiel kleiner aus als in der Referenzsituation und auch die Gehgeschwindigkeit sowie die minimalen bzw. maximalen Gelenkwinkel waren reduziert. Die Amputiertengruppen zeigten bei Entlastung abermals größere Differenzen zwischen den Seiten.

Schlussfolgerung

Durch das methodische Vorgehen konnten sowohl zwischen den drei Messkonditionen als auch zwischen den Teilnehmern Unterschiede aufgezeigt werden. Ein zusätzliches Gewicht bewirkte eine erhöhte Belastung des Körpers und die Probanden empfanden vermehrt Ermüdungserscheinungen. Trotzdem konnte das Gewicht gut toleriert werden. Eine Entlastung führte zu einer insgesamt geringeren Belastung des Körpers gemessen an der Höhe der BRK und einem geringeren Umfang der sagittalen Gelenkwinkelverläufe. Die Möglichkeit, eine Entlastung postoperativ in der Rehabilitation einzusetzen, könnte auf Basis dieser Ergebnisse befürwortet werden.

References

[1] L. Finch et al. Physical Therapy 1991; 71(11), 842-855

P42

Wirbelsäulenanalyse bei Patienten nach Knie-TEP während der stationären Rehabilitation

T. Jöllenbeck[1,2], J. Pietschmann[1,2]
[1]*Universität Paderborn, Department Sport & Gesundheit, Paderborn, Deutschland*
[2]*Klinik Lindenplatz GmbH, Institut für Biomechanik , Bad Sassendorf, Deutschland*

Fragestellung

Nur wenige Studien beschäftigen sich mit der Entwicklung des Gangverhaltens nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes. Prä-op sind die Ergebnisse uneinheitlich. Post-op scheint ein äußerlich unauffälliges Gangbild vorzuliegen, während biomechanische Parameter auffällig bleiben, Referenzwerte nicht erreicht und Verbesserungen bis mind. 2 Jahr gezeigt werden. Nicht geklärt war, wie sich das Gangbild der Patienten während der 3-wöchigen Reha nach Knie-TEP darstellt und verändert. Eigene Studien dazu konnten zeigen, dass sich zwar Verbesserungen wesentlicher Gangparameter zeigen, ein gleichmäßiges, sicheres Gangbildes aber noch nicht erreicht ist (Jöllenbeck & Schönle 2012, Jöllenbeck 2015). Es verbleiben große Asymmetrien im Seitenvergleich und deutliche Unterschiede gegenüber einer altersadäquaten Referenzgruppe (RG). Als Schlüsselparameter verbleibt in der belastungsrelevanten Phase des Bodenkontaktes ein erhebliches Flexions-Extensions-Defizit im Kniegelenk auf TEP-Seite. Als Folge ist die Dynamik der Bodenreaktionskräfte (BRK) deutlich und asymmetrisch reduziert (Abb.1). In der vorliegenden Studie sollte erstmals untersucht werden, inwieweit sich die Asymmetrien auf die Wirbelsäule auswirken.

Material und Methode

An der Studie nahmen 22 Patienten (7m, 15w; 58J; 174cm; 90kg) in der AHB nach Knie-TEP sowie 44 Probanden (22m, 22w; 54J; 172cm; 72kg) als RG teil. Mit den Patienten wurde zu Beginn (3./4.Tag) und am Ende (17./18.Tag) der Reha sowie 1-mal mit RG eine biomechanische Ganganalyse auf einem instrumentierten Laufband (Zebris: FDM, 3D-Ganganalyse) sowie eine statische und dynamische Wirbelsäulenvermessung (Diers 4D motion) durchgeführt. Nach 5-min. Gewöhnungsphase wurden die Vpn gebeten, erst ein Wohlfühltempo (v1), dann ein zügiges Gangtempo (v2) selbst einzustellen. Das Laufbanddisplay war abgedeckt, das Gangtempo wurde nicht mitgeteilt. Zunächst wurden die kinetischen und kinematischen Gangparameter erfasst. Anschließend wurde die Wirbelsäulenvermessung mit identischen Gangtempi durchgeführt.

Ergebnis

Zum Ende der Reha zeigen sich die wesentlichen kinetischen und kinematischen Parameter der Patienten verbessert, gegenüber RG verbleibt aber ein Defizit ($p<.001$). Insbesondere der sagittale Bewegungsumfang im Kniegelenk vergrößert sich, erreicht aber nicht die RG. Die Flexions-Extensions-Bewegung beim Bodenkontakt bleibt auf TEP-Seite und gegenüber RG erheblich reduziert (Abb. 1). Auch die BRK sind in der Dynamik deutlich verbessert, bleiben aber asymmetrisch und erreichen die RG nicht. Im Seitenvergleich bleiben nahezu alle Parameter deutlich defizitär.

In der Wirbelsäulenanalyse zeigen sich zum Ende der Reha zwar Rumpfneigung (-1,0°) und Lotabweichung (-0,5°) verbessert, gegenüber RG bleiben Rumpfneigung (+5,9°), Lotabweichung (+0,8°) und Oberflächenrotation (+1,7°) aber vergrößert ($p<.039$). Die dynamischen Daten befinden sich z.Zt. noch in der Auswertung, lassen jedoch bereits deutliche Auffälligkeiten erkennen (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Die vorliegenden Daten lassen erkennen, dass sich Asymmetrien im Gangbild nach Knie-TEP auch auf die Wirbelsäulenbewegung auswirken. Kompensationen finden dem Bewegungsvermögen entsprechend in allen 3 Dimensionen statt, lateral durch vermehrte Rumpfvorneigung, frontal durch vermehrte Lotabweichung und transversal durch vermehrte Oberkörperrotation. Der Zustand der Patienten am Ende der Reha erfordert weitere Interventionen zur Optimierung des Gangbildes weit über die Reha hinaus, wenn Fehlstellungen reduziert und Folgeerkrankungen z.B. der Wirbelsäule vermieden werden sollen.

Referenzen

[1] Jöllenbeck, Schönle: Gangverhalten von Patienten nach Knie-TEP während der Rehabilitation. Orthopädie & Rheuma, 15 (2012) 1, 37-41
[2] Jöllenbeck: Ganganalyse. In: Stein/Greitemann (Hg) Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. 2.Aufl. Springer (2015) 20-33

Abb. 1: Veränderung Kniewinkelverlauf während der Reha

Abb. 2: Wirbelsäulenanalyse nach Knie-TEP

Abb. 1

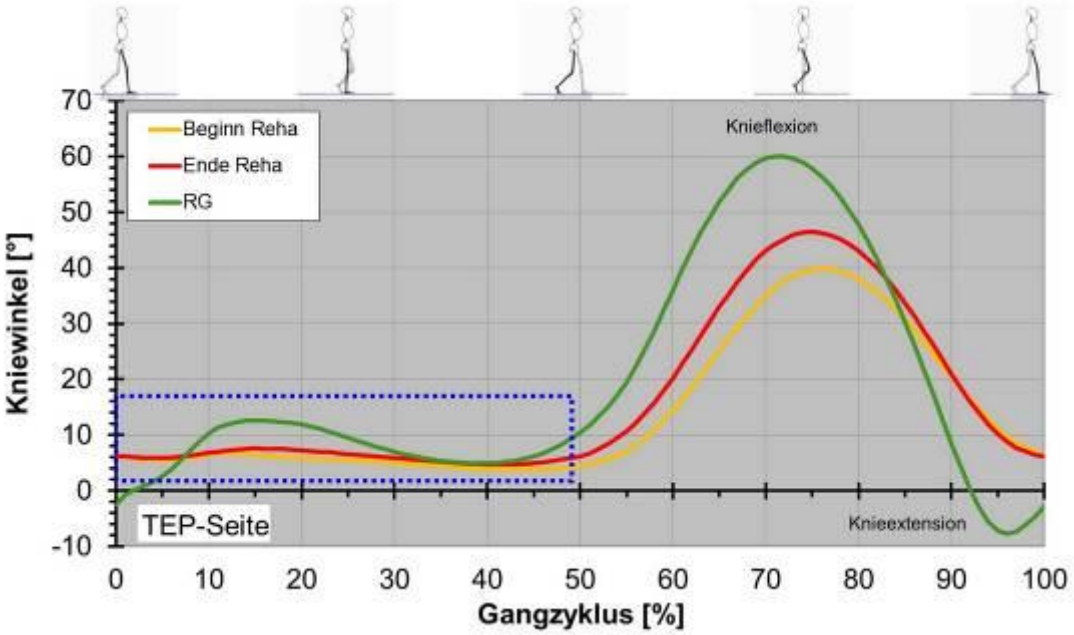
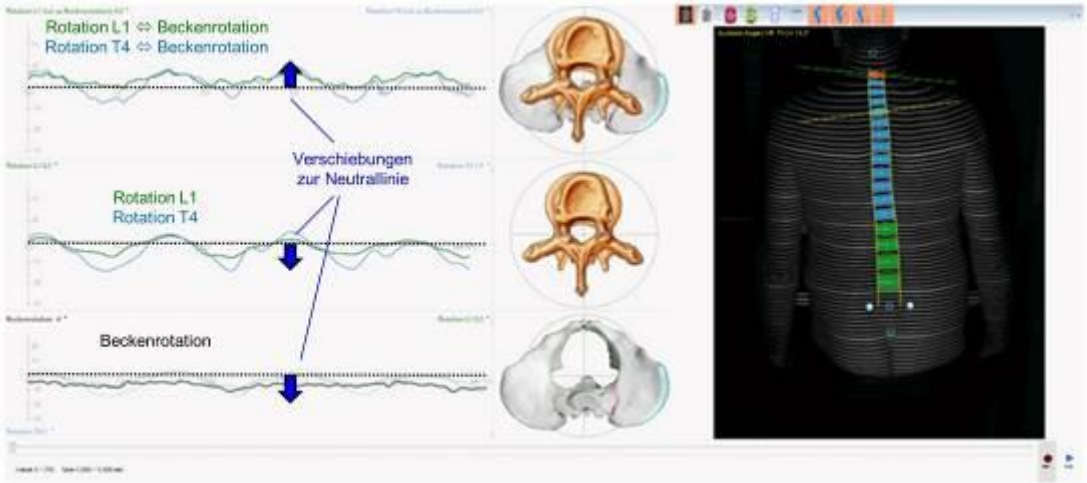


Abb. 2



P43

Einfluss der Gestaltung des Einschlaginstrumentes auf die bei der minimal-invasiven Hüftgelenkimplantation wirkenden Kraftgrößen

A. Seeger[1], C. A. Fonseca Ulloa[1], G. A. Ahmed[1], H. Witte[2], S. Köhring[2], A. Jahnke[1]
[1]Justus-Liebig Universität, Labor für Biomechanik, Gießen, Deutschland
[2]Technische Universität Ilmenau, Fachbereich Biomechanik, Fakultät Maschinenbau, Ilmenau, Deutschland

Fragestellung

Einer der großen Zielsetzungen moderner Chirurgie ist die Etablierung minimal-invasiver Operationsmethoden. Zur Anwendung dieser Methoden ist eine Anpassung des Operationsinstrumentariums vonnöten. Raspelinstrumentarium für den minimal-invasiven Einsatz wird daher mit einer Kurvatur versehen. Da die Implantationskräfte durch diese Kurvatur nicht axial in das Femur eingeleitet werden, wird ein Drehmoment im Varussinn erzeugt, welches demnach auch risikobehaftete Querkräfte in das Femur einleitet. In dieser Studie soll daher geprüft werden, wie die Kurvatur des Raspelinstrumentariums die in das Femur eingeleiteten Kraftgrößen verändert.

Material und Methode

Die Markraumraspeln werden durch einen Operateur und durch eine "Fallmaschine" implantiert. Durch letztere soll eine Standardisierung der Einschlagkräfte realisiert werden. Es werden jeweils fünf Prothesen sowohl mit geraden, kurvierten und doppelt kurvierten Raspelhandgriffen mit je 2.000 N in Kunstknochen eingeschlagen. Der Operateur wird dazu angehalten, ein möglichst reproduzierbares und OP-getreues Schlagmuster einzuhalten. Es werden die wirkenden Kraftgrößen (Kräfte und Momente) mit einem 6-DOF-Sensor erfasst und die gewonnen Messdaten der Fallmaschine und des Operateurs miteinander verglichen.

Ergebnis

Der gerade Raspelhandgriff erzeugte mit der Fallmaschine und beim Operateur die geringsten Querkräfte im Prothesenschaft. Der kurvierte Handgriff bewirkte die größten Querkräfte in medio-lateraler Richtung, der doppelt kurvierte leitete dagegen auffällig große Querkräfte in anterior-posteriore Richtung ein. Beim Vergleich der gemessenen Werte der durch den Operateur und der Fallmaschine erzeugten Querkräfte konnten nahezu äquivalente Tendenzen festgestellt werden.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse unserer Studie zeigen deutlich, dass die axial auf das Raspelinstrumentarium eingeleiteten Einschlagkräfte nicht gewollte Querkräfte und Momente über die Raspel in das Femur einleiten. Hierdurch kann es zu Schädigungen des Markraumkanals bzw. zu einem nicht optimalen Formschluss der Prothese im Markraumkanal kommen. Sowohl eine periprothetische Perforation der Kortikalis als auch ein nicht optimaler primärstabiler Zustand der Prothese können das Frakturrisiko und die Gefahr einen frühzeitigen aseptischen Lockerung erhöhen. Um dieses Risiko zu minimieren, sollten Einschlagkräfte axial in das Femur eingeleitet werden und das Raspelinstrumentarium dementsprechend modifiziert werden, so dass ungewollte Querkräfte oder Drehmomente kompensiert werden können.

P44

Entwicklung eines formflexiblen Saug-/Spülsystems auf Basis von Formgedächtnislegierungen für die Wirbelsäulenchirurgie

C. Neupetsch[1,2], M. Lorenz[1,3], D. Braun[2], M. Leimert[4], C. Rotsch[2,3], P. Klimant[1,2], W. G. Drossel[1,2]
[1]*Technische Universität Chemnitz, Institut für Werkzeugmaschinen und Umformtechnik, Chemnitz, Deutschland*
[2]*Fraunhofer-Institut für Werkzeugmaschinen und Umformtechnik, Medizintechnik, Dresden, Deutschland*
[3]*Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie , Leipzig, Deutschland*
[4]*Asklepios Orthopädische Klinik Hohwald , Neustadt in Sachsen, Deutschland*

Fragestellung

In der Wirbelsäulenchirurgie kommen aktuell starre Sauger mit verschiedenen vorgegebenen Biegungen zum Einsatz. Die beiden Funktionen Saugen und Spülen sind häufig nicht in einem System integriert. Die Folgen sind häufige Instrumentenwechsel und damit erhöhte Komplikationsrisiken und OP-Zeiten. Formgedächtnislegierungen (FGL) ermöglichen die Herstellung formflexibler Saug-/Spülrohre, die in nahezu beliebige Winkel gebracht werden können. Im Rahmen eines durch das BMBF geförderten Forschungsvorhabens sollte evaluiert werden, ob mittels FGL ein Funktionsmuster für ein formflexibles, kombiniertes Saug-/Spülsystem entwickelt werden kann.

Material und Methoden

Für den Biegemechanismus des Instrumentes wurden, begleitet von einem virtuellen Zwilling, zwei Konzepte ausgelegt und umgesetzt. Eine FGL-Vollrohr-Variante (Aktivierung temperiertes Spülwasser) und eine FGL-Zugdraht-Variante für sehr kleine Biegeradien (Aktivierung Widerstandserwärmung). Beide Varianten ermöglichen Saugen und Spülen in einem Instrument. Mittels 3D-Druck wurden ergonomische Handstücke gefertigt, welche auf Grund von Nutzer-Feedbacks optimiert wurden.

Ergebnis

Die Evaluierung erfolgte anhand von Phantommodellen unter OP-Bedingungen. Die beiden Funktionsmuster bieten eine gute Erweiterung der Funktionalität im Vergleich zu einem konventionellen, starren Sauger, bei dem ein Abbiegen des Arbeitsendes nicht möglich ist. Es ist davon auszugehen, dass durch die bessere Erreichbarkeit des Zielgebietes im verdeckten Situs die Patientensicherheit erhöht werden kann. Die Optimierung der Ergonomie und die Kombination von Saugen und Spülen bringt eine große Nutzwertsteigerung bei den getesteten Operationen.

Schlussfolgerung

Es konnten zwei Funktionsmuster für ein Saug-/Spülinstrument auf FGL-Basis entwickelt werden. Die Evaluation zeigte, dass weniger Instrumente und Instrumentenwechsel benötigt werden, wodurch das Komplikationsrisiko und die OP-Zeit sinken.

Abb.1: FGL-Vollrohr-Variante und ergonomisches Handstück

Abb.2: FGL-Zugdraht-Variante

Abb. 1

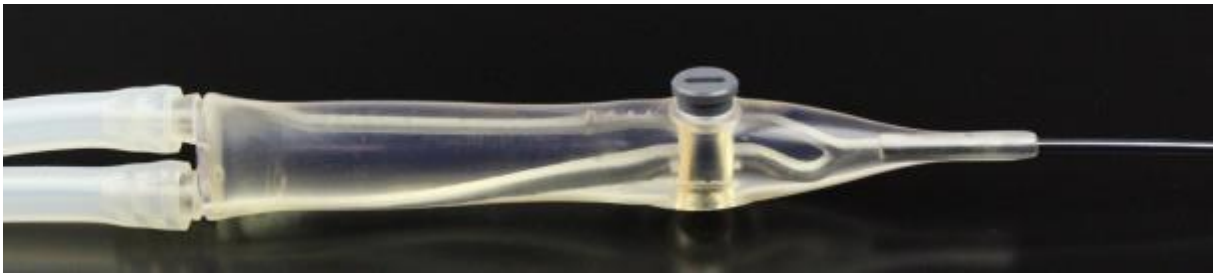


Abb. 2

P45

Mechanische und tribologische Charakterisierung von verschiedenen Beschichtungen auf CoCrMo für den biomedizinschen Einsatz

J. Döring[1], M. Crackau[1], C. Nestler[2], F. Welzel[2], J. Bertrand[1], C. H. Lohmann[1]
[1]Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Orthopädische Universitätsklinik, Magdeburg, Deutschland
[2]Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Fertigungstechnik und Qualitätssicherung, Magdeburg, Deutschland

Fragestellung

Beschichtete Endoprothesen werden zur Verbesserung der Tribologie und Bioverträglichkeit eingesetzt. Zur Optimierung der Beschichtungen ist eine stabile Schichthaftung sowie die Minimierung der sog. Dropletbildung essentiell. Diamond-like-Carbon (DLC) Beschichtungen könnten aufgrund ihrer hohen Härte und Verschleißfestigkeit, sowie der vorhersagbaren geringen Reibung Vorteile bieten. Die vorliegende Arbeit untersucht, dass DLC-Beschichtungen durch einen Nachpolierprozess eine verbesserte tribologische Leistungsfähigkeit im Vergleich zu Standardbeschichtungen aufweisen.

Material und Methode

TiN- und ZrN- (Referenz) und drei diamantartige Kohlenstoffschichten (DLC) wurden durch Arc-PVD auf CoCrMo-Substraten abgeschieden. Die mechanischen Kennwerte aller Beschichtungen wurden erhoben. Für die tribologische Charakterisierung wurde ein hochfrequenter oszillierender Reibungsverschleißtest (SRV) etabliert und modifiziert, um tribo-chemische Effekte in einer hart/weich Paarung abzubilden. Als Reibpartner wurde UHMWPE verwendet. Im Versuch wurde Kälberserum als Schmiermittel bei einer Flächenpressung von 10 MPa verwendet.

Ergebnis

Durch den Nachpolierprozess konnte für alle Schichten eine ISO konforme Rauheit erzielt werden (R_a<0,05 µm). Bei den Referenzschichten führte er zu einer signifikanten Abnahme der Rauheit, bei den DLC-Schichten erzielte er keine deutliche Abnahme der Rauheit. Eine Reduktion der Droplets konnte für alle Schichten beobachtet werden.

Die kritischen Lasten (Lc1) nahmen mit zunehmender Härte der Schicht ab, der abrasive Verschleiß zeigte keine deutliche Tendenz in Abhängigkeit der Schichthärte. Der Reibungskoeffizient der getesteten DLC-Schichten gegen UHMWPE war im Vergleich zu ZrN und TiN mehr als zweifach erhöht.

Schlussfolgerung

Die Verwendung von hart/weich Paarungen mit DLC-Beschichtung scheint tribologisch nicht vorteilhaft zu sein.

P46

Biomechanische Analyse zur operativen Versorgung von periprothetischen proximalen Femurfrakturen bei einliegendenden Hüfttotalendoprothesen

T. Wendler[1], R. Möbius[1], S. Löffler[2], J. Fakler[3], A. Roth[3], S. Schleifenbaum[1], D. Zajonz[3]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]Universität Leipzig, Institut für Anatomie, Leipzig, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurhgie und Plastische Chrirugie, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Die Behandlung von periprothetischen Frakturen (PPF) stellt die Operateure der Orthopädie und Unfallchirurgie stets vor große Herausforderungen. Neben der Lockerung von Endoprothesen sind die eingeschränkte Knochenqualität (Osteopenie bzw. Osteoporose) und die Fallneigung des häufig multimorbiden Patientengutes wesentliche Faktoren für das Auftreten von periprothetischen Frakturen. Die Häufigkeit von PPF wird in der Literatur mit 0,6 bis 5,5% angegeben. Aufgrund des meist geriatrischen Patientenguts haben PPF meist weitreichende Konsequenzen. Das Ziel der Behandlung ist eine schonende operative Stabilisierung mit frühzeitiger Belastbarkeit und Mobilisation des Patienten. Als Therapie der Wahl hat sich unter anderem die Anlage von Cerclagen bewährt. Es liegt jedoch keine valide Literatur vor wie sich die Anzahl und die Art der Cerclagen auf die Primärstabilität der Versorgung auswirken. Daher ist dies Gegenstand der geplanten Untersuchungen.

Material und Methode

Für die Untersuchung wurden zunächst Kunstfemora der Fa. Sawbones genutzt und später humane Femora. In beiden Fällen wurde proximal ein HTEP-Schaft implantiert. Anschließend wurde entlang der Schaftachse ein Frakturspalt, mit an die Größe des jeweiligen Schaftes angepasster Länge, gesägt und mit verschiedener Anzahl an Draht- bzw. Bandcerclagen versorgt. Darauffolgend ist das distale Ende abgesetzt und der Femur in einen zylindrischen Sockel aus Polyurethan-Schnellgießharz eingebettet worden (siehe Abb. 1). Getestet wird mit diesem Aufbau die uniaxiale Kraft, bei der der entsprechend versorgte Femur versagt.

Abb. 1: Schematischer Versuchsaufbau

Die Vorstudie ist in 3 Gruppen (1xBand, 1x Draht, 2xDraht) mit je 3 Kunstknochen aufgeteilt worden. Die Hauptstudie ist aufgrund der Ergebnisse der Vorstudie in 2 Gruppen (2xDraht, 3xDraht) mit je 22 Femora separiert.

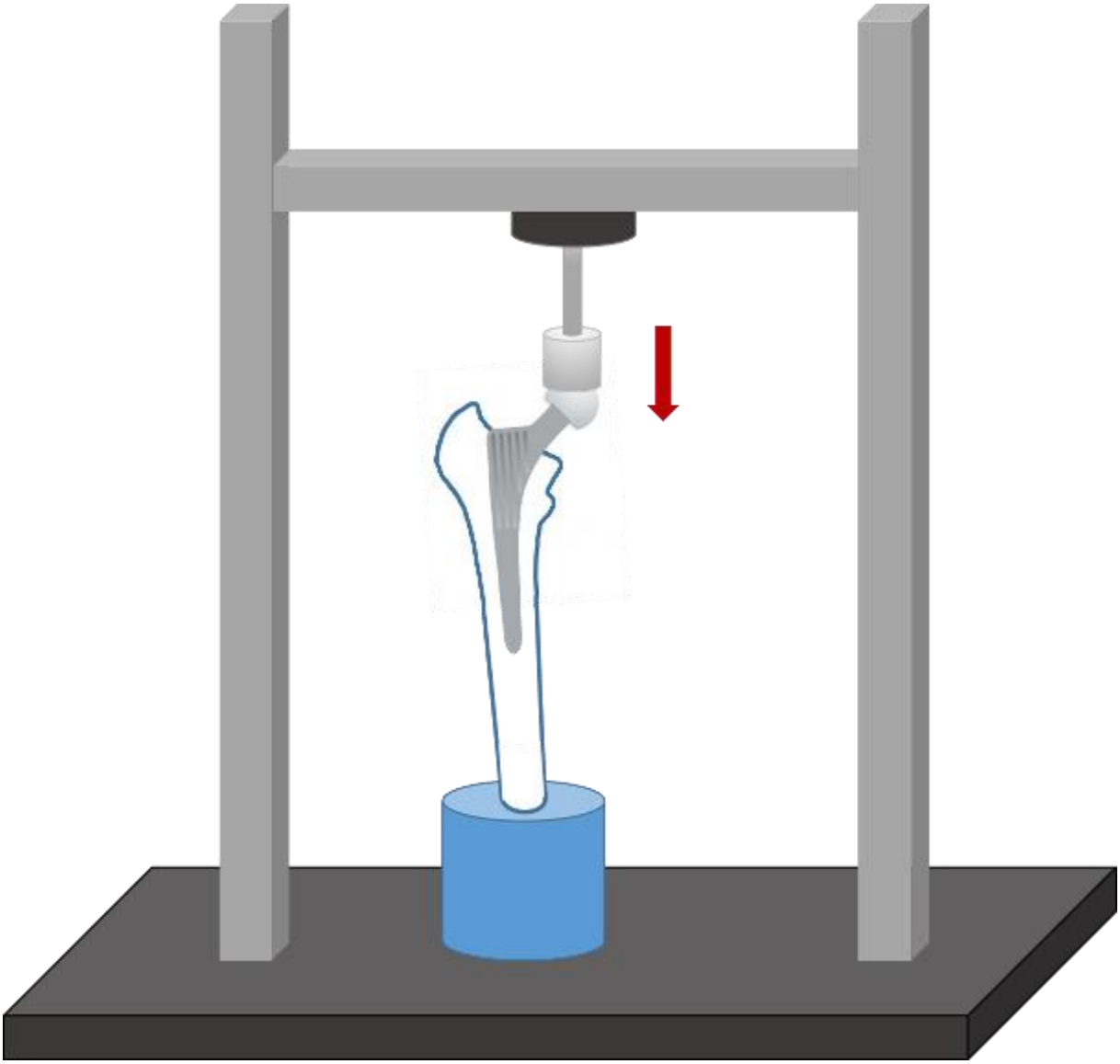
Ergebnis

Die mit Kunstknochen durchgeführte Vorstudie, zeigte, dass die Primärstabilität durch Versorgung mit 2 Drahtcerclagen (4958,8 N) gegenüber der Versorgung mit einer Draht- (4317,8 N) bzw. einer Bandcerclage (4454,1 N) überlegen ist. Daraufhin wurde die Hauptstudie mit 2 und 3 Drahtcerclagen durchgeführt, um zu untersuchen ob dadurch eine weitere Steigerung der Primärstabilität erzielt werden kann. Vorläufige Ergebnisse zeigen, dass 3 Cerclagen (3953,6 N) eine etwas bessere Primärstabilität als 2 Cerclagen (3727,5 N) bieten.

Schlussfolgerung

Die Versorgung mit 2 Drahtcerclagen weist eine deutliche Verbesserung der Primärstabilität gegenüber einer Draht- bzw. einer Bandcerclage auf. Eine weitere Drahtcerclage bringt bei den bisherigen Ergebnissen der Hauptstudie lediglich einen Mehrwert von 226,1 N. Da mit zunehmender Anzahl an Cerclagen eine Verringerung der periostalen Durchblutung anzunehmen ist, sollte daher eher mit 2 Cerclagen versorgt werden.

Abb. 1



P47

Vergleich zweier dynamischer Prüfmethoden zur Untersuchung der Primärstabilität von Pedikelschrauben

F. Metzner[1,2,3], S. Schleifenbaum[1,3], C. Neupetsch[2,3], W. G. Drossel[2,3], C. E. Heyde[1,4]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]Technische Universität Chemnitz, Chemnitz, Deutschland
[3]Fraunhofer IWU, Medizintechnik, Dresden, Deutschland
[4]Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie; Universitätsklinikum Leipzig, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Untersuchungen der Primärstabilität von Pedikelschrauben befassen sich vorwiegend mit der Betrachtung der Ausrissfestigkeit oder der Testung des Implantatsystems als solches. Die lastfallgerechte Betrachtung des Knochen-Implantat Interfaces wird in der Literatur bereits vielfach behandelt, allerdings würde ein normiertes dynamisches Prüfverfahren die Vergleichbarkeit der Ergebnisse deutlich steigern. Daher wurden zwei oft in der Literatur verwendete Testszenarien ausgewählt und miteinander verglichen.

Material und Methode

Die Szenarien umfassen einerseits einen an die ASTM F1717 angelehnten Aufbau, sowie das Toggling nach Murray[1]. Getestet wurde an je vier PU-Schaumblöcken mit einer servopneumatischen Prüfmaschine. Die sinusförmige Druckkraft (10 - 110 N; 10.000 Zyklen) wird über einen definierten Hebelarm in das Implantatsystem, bestehend aus Pedikelschraube und Stab, eingebracht. Die Schraubenbewegung wurde mit einem optischen Bildkorrelationssystem erfasst.

Ergebnis

Die Methodik nach der ASTM F1717 verursachte eine über die Messdauer konstante, größere Schraubenbewegung sowie einen größeren senkrechten Hub im Vergleich zum Toggling. Die maximale Krümmung des Stabes war bei beiden Versuchen etwa gleich groß. Ein Vergleich der Ortskurven der Schraubenbewegungen ergab keinen nennenswerten unterschied.

Schlussfolgerung

Zwischen den Szenarien wurden geringfügig größere Werte für die ASTM F1717 Testungen ermittelt welche auf die kinematischen Gegebenheiten, speziell die größeren Hebelarme zurückzuführen sind. Die Betrachtung der Ortskurven ergab in Betrag und Richtung keinen nennenswerten Unterschied der Schraubenbewegungen. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die wirkenden Kräfte und Momente im Schraubenkopf ähnlich bzw. geringfügig verschieden sind.

References

[1] Murray RA (2014) Pedicle screw fixation. Diss. Techn. Univ. Hamburg-Harburg, Hamburg

Abb. 1

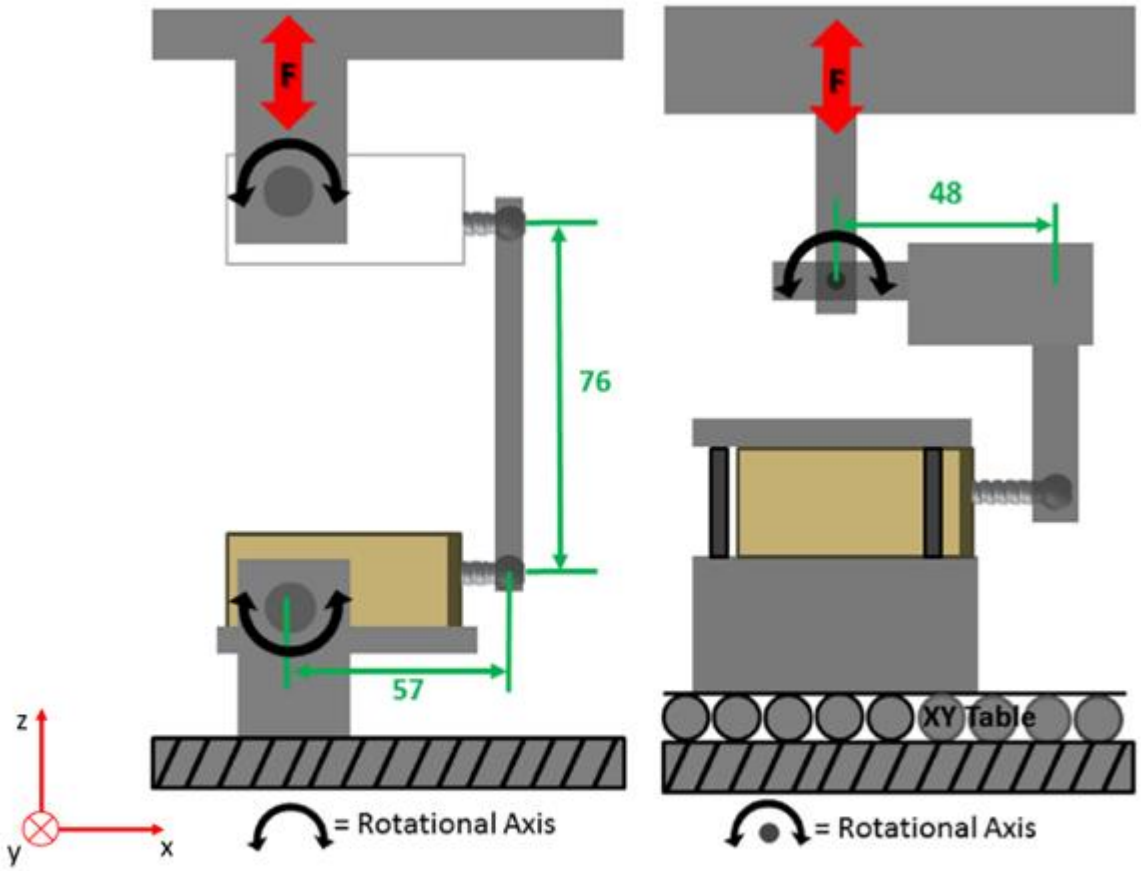


Abb. 2.11: Vergleich der Versuchsmethoden ASTM F1717 (links) und Toggling (rechts). Das festgelegte Koordinatensystem ist in Rot dargestellt (nach [1]).

P48

Recommended mechanical testing of bone plate-screw constructs for regulatory purposes

H. Schorler[1,2,3], C. Halbauer[2], C. Kaddick[4], R. Wendlandt[1,3], C. Jürgens[1,3,5], A. P. Schulz[1,3,5], F. Capanni[2,3]
[1]*Universität zu Lübeck, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Lübeck, Deutschland*
[2]*Hochschule Ulm, Fakultät Mechatronik und Medizintechnik, Ulm, Deutschland*
[3]*awiso, Arbeitsgemeinschaft winkelstabile Osteosynthese e.V., Hamburg, Deutschland*
[4]*Endolab Mechanical Engineering GmbH, Research Unit, Thansau, Deutschland*
[5]*BG Unfallkrankenhaus Hamburg, Abteilung für Orthopädie, Unfallchirurgie und, Hamburg, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

P49

In-vivo Bestimmung der mechanischen Stabilität des Knochenregenerats bei Kallusdistraktion mit optischer Pinbewegungsanalyse

M. Greinwald[1], J. Eckhoff[2], S. Wieser[2], P. Augat[1]
[1]BG Unfallklinik Murnau, Institut für Biomechanik, Murnau, Deutschland
[2]BG Unfallklinik Murnau, Kinderorthopädie, Murnau, Deutschland

Fragestellung
Die zuverlässige Beurteilung der Knochenheilung bei Patienten mit Segmenttransport stellt nach wie vor ein Problem dar und so kommt es in 5-20% der Fälle zu Refrakturen nach Entfernung der Osteosynthese. Meist werden diese Patienten mit Fixateur Externe und perkutan eingebrachten Schanzschrauben behandelt. Die direkte Verbindung der Schanzschrauben mit dem Knochen erlaubt es die Stabilität des Knochenregenerats durch ein Tracking der Bewegung der Schrauben zu analysieren.

Zielsetung: Mit Hilfe eines optischen 3D-Bewegungserfassungs-Systems von in situ befindlichen Fixateur Pins soll die mechanische Stabilität des Knochenregenerats bei Patienten nach Segmenttransport bestimmt werden.

Material und Methode
N=7 Patienten nach Segmenttransport an der unteren Extremität wurden nach der geplanten Entfernung des Fixateurs einer Pinbewegungsmessung unterzogen. Die Patienten führten einen alternierenden Einbeinstand auf einer Druckmessplatte durch während die Bodenreaktionskraft erfasst wurde. Zeitsynchron wurde die Bewegung der Fixateurpins getrackt. Durch die Verwendung selbstentwickelter optischer Pinadapter und den routinemäßig durchgeführten Röntgenbildern konnte auf die Bewegung des Frakturspalts zurückgerechnet werden. Aus dem Verhältnis von gemessener Belastung und berechneter Frakturspaltbewegung wurde ein Surrogat für die mechanische Stabilität des Regenerats ermittelt.

Ergebnis
Dehnungswerte der nahen Kortex gemessen zwischen den Pineintrittspunkten reichten von 0,1 – 0,3 % im gesunden- und 0,2 – 0,6 % im frakturierten Knochenbereich bei Vollbelastung der versorgten Extremität.

Schlussfolgerung
Erste Ergebnisse deuten darauf hin, dass das Messsystem in der Lage ist die Frakturspaltbewegung mit ausreichender Genauigkeit zu bestimmen. Um einen klinisch anwendbaren Wertebereich zu ermitteln wird jedoch eine weitaus größere Anzahl an Probanden benötigt.

P50

Differentiated density and structure analysis of the distal radius in perspective for the traumasurgent

G. Degenhart[1], V. Kuhn[2], F. Eckstein[3], T. Müller[4], R. Müller[4]
[1]Med. Univ. Innsbruck, Dept. Radiologie, Innsbruck, Österreich
[2]Med. Univ. Innsbruck, Dept. Unfallchirurgie, Innsbruck, Österreich
[3]Paracelsus Medical University Salzburg, Institute for Anatomy, Salzburg, Österreich
[4]ETH Zürich, Institute for Biomechanics, Zürch, Schweiz

Fragestellung

The prediction of the mechanical competence of osteoporotic bones is a great challenge, especially in the case of fracture treatment. In distal radius fractures, because on the very thin layer of cortical bone, the osteosynthetic fracture fixation is based in the cancellous bone. In this study we aimed for a targeted comparison of the cancellous bone of the distal radius using HR-pQCT data with the results of DXA, µCT and a biomechanical falling simulation. Further we analysed the potential differences of the histomorphometric structure parameters of the cancellous bone in the palmar and the dorsal compartment to analyse the optimal placement of implants at the fracture. Additionally, for contralateral analysis, a µCt of the counterpart was performed.

Material und Methode

156 human forearms specimen of elderly persons (age 80±9 years) were analysed. The HR-pQCT measurements were performed using a Xtremect1 (ScancoMedical) with a resolution of 89*89*93 µm and standard patient settings. The imaging distance was the distal 20%. For the DXA analysis a pDXA (Norland/Stratec) was used. µCT analysis of central cylinders placed contralatterally were performed using a µCT20 (ScancoMedical).

The HR-pQCT scan was divided in sub volumes, which are: a total segment of the cancellous bone, a 9mm disc directly proximal to the subchondral plate, a 9mm disc 9.5mm proximal of the central joint gap and the most distal compartment. Further all these volumes were divided into halves and thirds in the palmar to the dorsal direction.

Ergebnis

Comparing the different compartments of the HR-pQCT analysis to DXA results and fracture loads the total volume showed high correlations (0.7-0.77) for the different structural parameters. The two discs showed very comparable results to each other but slightly lower than the total segment (0.56-0.7). The lowest results were observed in the cylinder.

Comparing the contralateral cylinders mediocre results could be observed (0.2-0.55). A 6% higher structural density could be observed in the dorsal-over the palmar compartments.

Schlussfolgerung

Concerning HR-pQCT we could show that we have nearly the same quality of correlation as comparing DXA to the measured. fracture loads. The cylinders only have very low scientific relevance.

For the aspect of fracture fixation, the dorsal side shows higher bone quality, but it is always dependent on the fracture itself.

Abb. 1

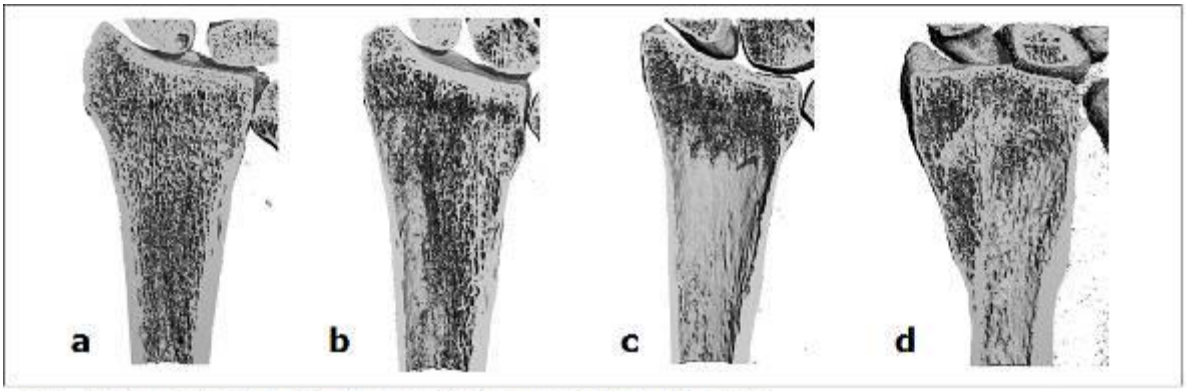
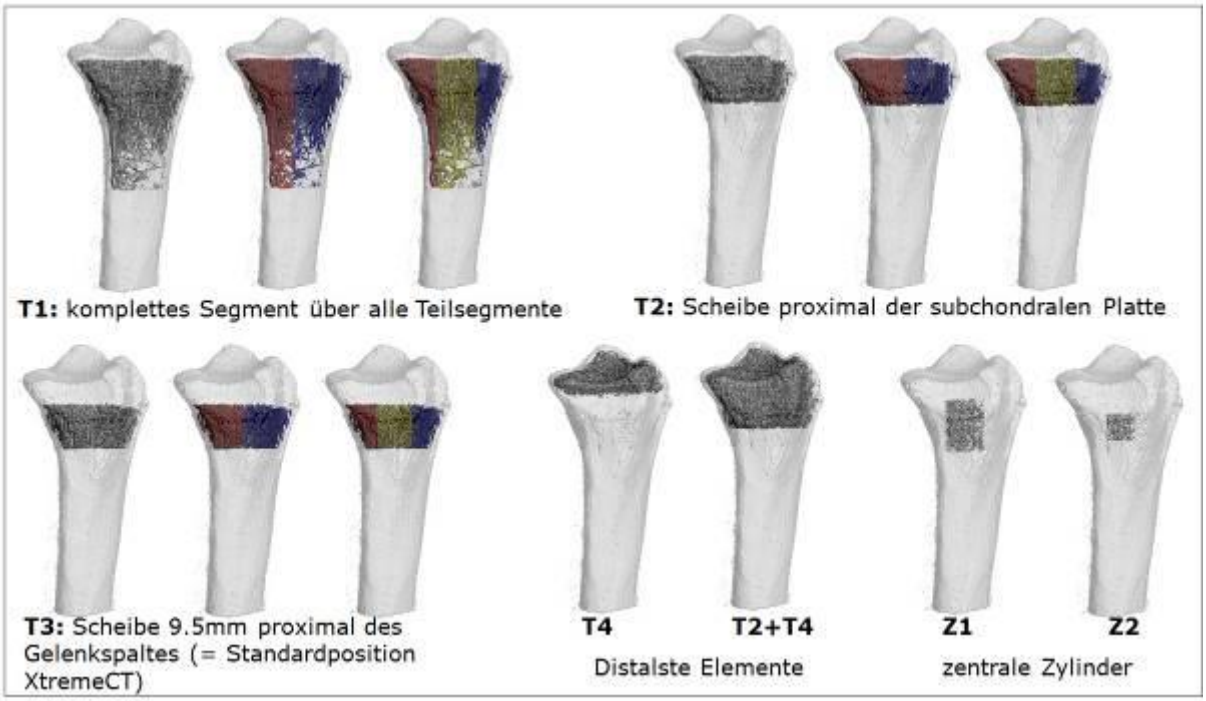


Abb.: Unterschiedliche Knochenqualität dargestellt im HR-pQCT:
a.) normal b.) osteopenisch c.) osteoporotisch d.) nach konservativ verheilter Fraktur

Abb. 2



P51

Entwicklung eines Verriegelungsnagels für proximale Ulnafrakturen und Analyse der Stabilität in einem dynamischen Versuchsaufbau

J. Hopf[1], T. Nowak[1], D. Mehler[1], D. Gruszka[1], C. Arand[1], P. M. Rommens[1]
[1]*Universitätsmedizin Mainz, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Mainz, Deutschland*

Der Autor des Abstracts hat der Veröffentlichung des Abstracts nicht zugestimmt.

P52

Diversity of the Youngs modulus of equine cancellous bone in different areas of the proximal femur

J. J. Lang[1,2], M. Engbert[1], C. von Deimling[1], C. Micheler[1], P. Foehr[1], S. Deile[3], D. Barnewitz[4], M. van Griensven[2], R. Burgkart[1]
[1]Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, München, Deutschland
[2]Klinikum rechts der Isar, Klinik für Unfallchirurgie, München, Deutschland
[3]Königsee Implantate GmbH, Allendorf, Deutschland
[4]fzmb GmbH, Bad Langensalza, Deutschland

Fragestellung

In a previous study, material parameters for cancellous bone of a proximal equine humerus were investigated (1). The results were used to determine material properties for numerical analysis due to lacking information in literature. To compare these findings with other parts of the horse skeleton, this study focuses on the cancellous bone of an equine femur.

Material und Methode

A total number of 29 bone cubes (12x12x12 mm^3) were harvested from an embedded proximal part of an equine femur. Embedding was performed with a 3D-printed mould and 2-component polyurethane (PU). A reproducible orientation of the femur was achieved with an orthogonal laser system and anatomical landmarks. The embedded bone was cut in orthogonal planes by using a band saw (2). During the cutting process, the bone cubes were marked to preserve the orientation information of the samples. Testing was only performed on bone cubes that were fully composed of cancellous bone and had a minimal distance to the cortical shell of 5 mm. Altogether, 87 uniaxial unconfined compression tests with 4 preconditioning cycles (Zwick/Roell, ZwickiLine Z2.5) were performed to analyse the Young"s modulus in all sample directions (Fig1 a). In order to enhance the control over the compression distance, the setup stiffness was compensated with a correction profile.

Ergebnis

All three orientations of the bone cubes (ML: medial-lateral, PD: proximal-distal, AP: anterior-posterior) were successfully evaluated. Considering the whole entity of bone cubes a one-way ANOVA showed no significant difference for the Young"s modulus in different orientations (ML: 227±147 MPa, PD: 309±287 MPa, AP: 237±116 MPa). A separation of the femur into three parts (head, middle, and trochanter) reveals significant differences between the cubes after one-way ANOVA followed by Tukey"s post-hoc test (Fig.1 b, Fig.2). The Young"s modulus in the medial-lateral direction is significantly smaller for the cubes from the trochanter part compared to the middle section. In addition, the medial-lateral direction of the Young"s modulus in the middle part is significantly higher than in the proximal distal direction of the same area. The Young"s modulus in these directions are also significantly different from each other in the trochanter group, but conversely the proximal-distal direction is higher than medial-lateral for this region.

Schlussfolgerung

In contrast to the findings for the equine humerus, no significant difference was found for the Young"s modulus direction over all evaluated samples. Nevertheless, after a separation of the samples in different areas of the more obvious structured femur compared to the humerus, a clear difference in the mechanical properties can be observed. While the trochanter and head area have the highest Young"s modulus in the proximal-distal direction, the middle section has a more prominent Young"s modulus in medial-lateral direction, linking both other areas. We conclude that the orientation dependence of the Young"s modulus points out the anisotropic structure of equine cancellous bone in different areas. With these results in mind, it is important to verify these findings with more tested femora, since there was only used one bone in this study.

References

[1] Lang, J., Foehr, P., von Deimling C., Deile S., von Eisenhart-Rothe R., van Griensven M., Barnewitz D. and Burgkart R. (2018), Poster presented at Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin
[2] Ciarelli, M. J., Goldstein, S. A., Kuhn, J. L., Cody, D. D. and Brown, M. B. (1991), Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. J. Orthop. Res., 9: 674 – 682.

Abb. 1

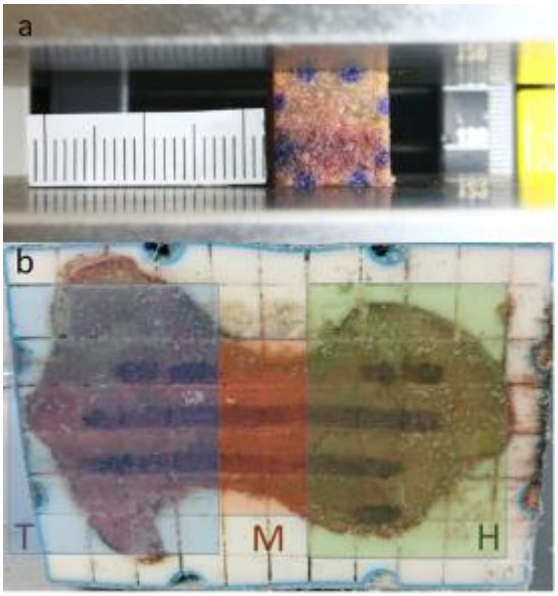


Fig. 1: (a) uniaxial compression testing of cancellous bone cubes (12x12x12 mm³, scale in mm) (b) crosssection of the embedded proximal equine femur during cutting process and seperation of the obtained bone cubes in three areas (T: trochantor, M: middle, H: head)

Abb. 2

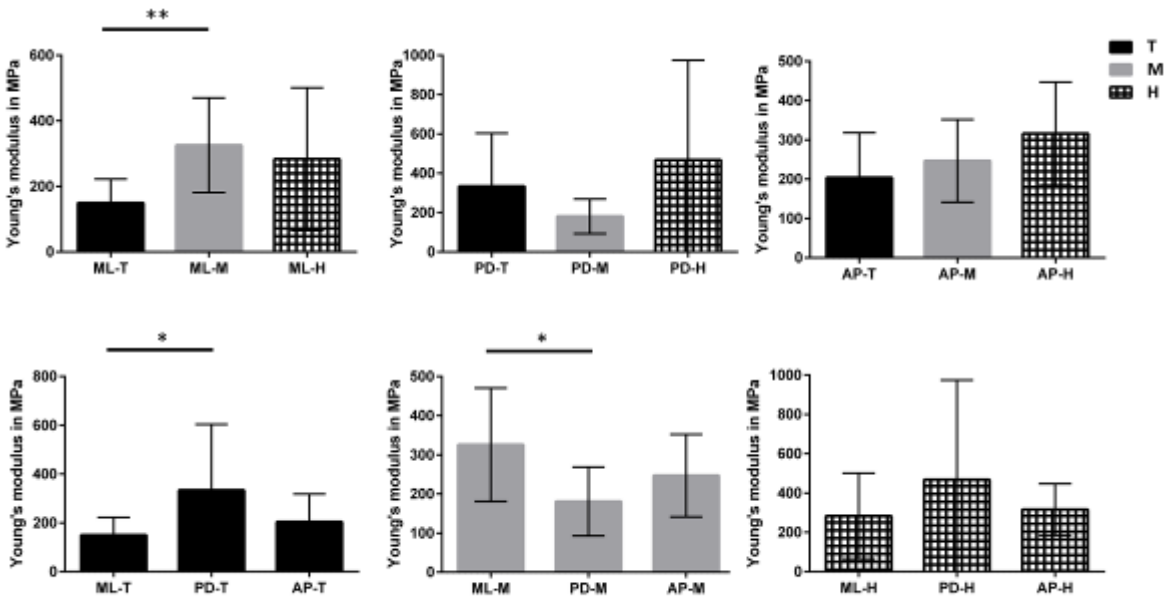


Fig.2: Statistical evaluation of the Young's modulus of cancellous bone cubes from a proximal equine femur (T: trochanter, M: middle, H: head; ML: medial-lateral, PD: proximal-distal, AP: anterior-posterior; **: $p<0.01$, *:$p<0.05$)

P53

Entwicklung eines Versuchsmodells zur biomechanisch - laseroptischen Testung eines gelenküberbrückenden dynamischen Fixateur externe an der Kunsthand und Bestimmung von Reaktionsmomenten bei manipulierten Drehachsen

I. Rinas[1], M. Stiehm [2], H. Martin[3], D. Arbeiter[3], T. Mittlmeier[1]
[1]Universitätsklinik Rostock, Abt. f. Unfall- Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Rostock, Deutschland
[2]Universität Rostock, Institut für Implantattechnologie und Biomaterialien, Rostock, Deutschland
[3]Universität Rostock, Institut für Biomedizinische Technik, Rostock, Deutschland

Fragestellung

Die optimale chirurgische Versorgung komplexer Unterarmfrakturen stellt eine große Herausforderung im klinischen Alltag dar. In den letzten Jahrzehnten wurden unterschiedliche Operationsverfahren entwickelt. So gilt die geschlossene Reposition und externe, handgelenksübergreifende dynamische Fixation als eine bewährte Option. [1,2,3,4] Ziel vorliegender Untersuchung war es, ein Versuchsmodell für die Testung von Reaktionsmomenten und deren Folgen zu entwickeln, die bei Flexion und Extension nach einer definierten Fehlausrichtung des Fixateurs auftreten, um Rückschlüsse auf mögliche Folgen im Fraktur- und später im Kadavermodell zu ziehen.

Material und Methode

Wenn die Rotationsachse des dynamischen Fixateur externe nicht exakt mit der physiologischen Drehachse des Handgelenkes übereinstimmt, sind erhöhte Reaktionsmomente bei Bewegung im Handgelenk zu erwarten. Um die Frakturheilung nicht zu gefährden sollte im Frakturspalt möglichst wenig Bewegung auftreten. Zur Testung dieser Hypothese erfolgten biomechanische und laseroptische Untersuchungen von vier Sawbone-Kunsthänden mit angelegtem Fixateur externe mittels Zwick-Prüfmaschine bzw. 3D-Laser-Handscanner. Die Kunsthände wurden zunächst gekürzt und die distalen Mittelhandköpfchen sowie Radius und Ulna proximal in 2-Komponenten-Knochenzement eingebettet. Nach Aushärten und Feilen des Ausgusses wurde die Hand in einer eigens angefertigten Grundplatte mittels Rändelschrauben fixiert. Die Mittelhand wurde mittels Hubstange über einen Stempel und ein Linearlager mit der Kraftmessdose gekoppelt und eine passiv geführte Bewegung des Handgelenkes (Flexion und Extension) ermöglicht. Das Reaktionsmoment ($M=F \cdot a$, Abb.1), die bei passiver Bewegung des Handgelenkes auftrat, konnte somit mittels einer statischen Prüfmaschine bestimmt werden. Eine Markierung definierter Achs- und Frakturpunkte erfolgte mittels Reflektoren verteilt über den gesamten Versuchsaufbau. Nach initialer Ausrichtung der Drehachse des Fixateurs auf die physiologische Achse wurde die Drehachse mittels einer Meßinstrumentariums definiert realitätsnah manipuliert und anschließend die Handgelenksbewegung bei angelegtem Fixateur auf auftretende Scher- bzw. Verlustkräfte hin untersucht.

Ergebnis

In den vorläufigen Ergebnissen zeigte sich, das schon geringe Abweichungen der Drehachse zu reproduzierbar deutlich erhöhten Scher- bzw. Verlustkräfte führten (siehe Abb. 2), die im in der Folge durchgeführtem Frakturmodell zu einer deutlich vermehrten Bewegung im Frakturspalt führten.

Schlussfolgerung

Im klinischen Setting hätten die beobachteten Ereignisse vermutlich Schmerzen und eine deutlich verzögerte Frakturheilung und mittel- und langfristig funktionelle Defizite zur Folge. Der Versuchsaufbau und die kombiniert laseroptisch- und biomechanischen Untersuchungen ergaben reproduzierbare Ergebnisse. Nur die perfekte Ausrichtung des Drehzentrums des externen Fixateurs auf die physiologische Drehachse des Handgelenkes kann somit die Grundlage für die komplikationsfreie Ausheilung bilden. Weitere Untersuchungen am Kadavermodell sollten erfolgen.

References

[1] Cui Z, Yu B, Hu Y, Lin Q, Wang B. Dynamic versus static external fixation for unstable distal radius fractures: An up-to-date meta-analysis. Injury, Int. J. Care Injured 43 (2012): 1006–1013
[2] Goslings JC, Ferguson SJ, Perren RA, Tepic S. Biomechanical Analysis of Dynamic External Fixation Devices for the Treatment of Distal Radial Fractures. J Trauma. 1999 Mar;46(3):407-12.
[3] Asche, G. Dynamic treatment of para-articular wrist and articular radius fractures with a new kind of dynamic fixation Aktuelle Traumatol 20(1) (1990): 6-10
[4] Hove, L. M., et al. "Dynamic compared with static external fixation of unstable fractures of the distal part of the radius: a prospective, randomized multicenter study." J Bone Joint Surg Am (2010) 92(8): 1687-1696.

Abb. 1

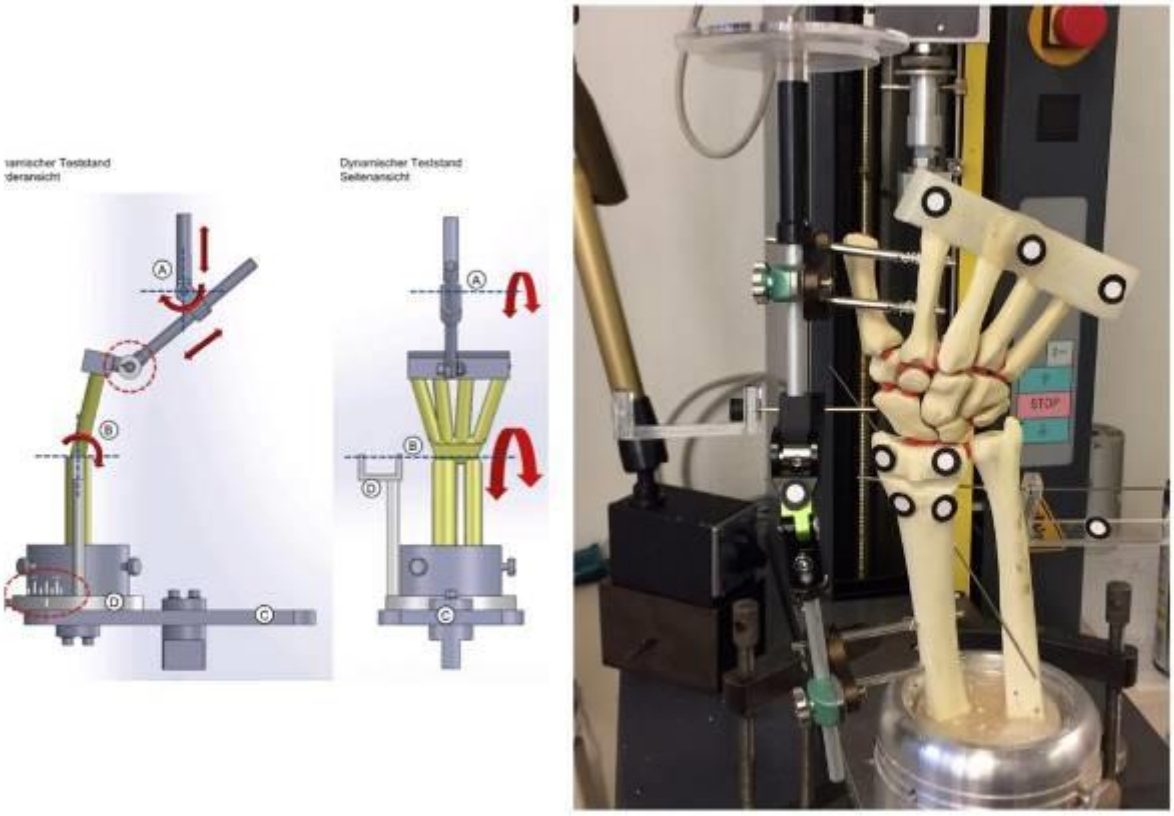
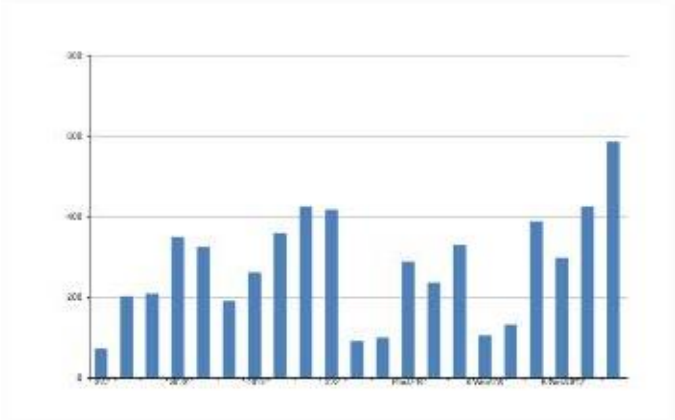
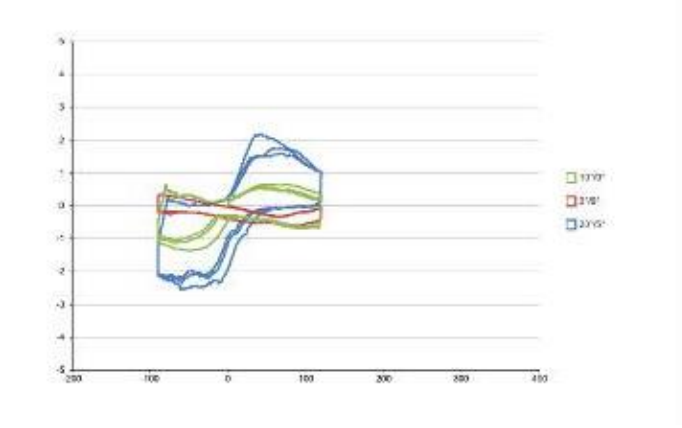


Abb. 2





P54

Biomechanischer Testaufbau mit Sekundäraktuator zur statischen Prüfung von Schenkelhalsfrakturen

E. Bliven[1], M. Winkler[1], S. Sandriesser[1,2], S. Hackl[1], P. Augat[1,2]
[1]*Trauma Center Murnau, Institute of Biomechanics, Murnau, Deutschland*
[2]*Institute of Biomechanics, Paracelsus Medical University, Salzburg, Österreich*

Fragestellung

Das Ziel dieser Studie war es, eine Zwei-Aktuator-Prüfmethode zur Reproduktion komplexer multidirektionaler Belastungsszenarien vorzustellen und ihre Genauigkeit zu beurteilen. Zusätzlich wurde diese Konfiguration verwendet, um die Stabilität einer proximal-femoralen Verriegelungsplatte und eines teleskopierbaren Schraubensystems zu evaluieren.

Material und Methode

Eine 31B2 Pauwels' Typ III Keil-Osteotomie wurde reproduzierbar in sechs Sawbone Femora (n=3) und fünf gepaarten humanen Femurpaaren (n=5) erzeugt. Die Präparate wurden mit einer proximalen Verriegelungsplatte (CONQUEST FN, Smith & Nephew) stabilisiert. Die beiden getesteten Gruppen unterschieden sich durch Teleskopschrauben ohne und mit die Fraktur retrahierendem Federmechanismus. Statischen Belastungsprüfungen wurden anhand zweier physiologischer Lastfälle durchgeführt: Gehen und Aufstehen aus sitzender Position [Bergmann et al. 2016, PLoS ONE]. Die Prüfungen erfolgten mit einem angepassten Aufbau, bestehend aus einem Sekundäraktuator und Kraftmessdose (LM571, Schneider Electric und KAF/2kN, AST GmbH), der auf einer Zwick Z010 Prüfmaschine montiert wurde. Axiale Primärlasten (F_R) wurden vom Hauptmaschinenaktuator und synchronisierte Sekundärlasten in posteriorer Richtung in der Transversalebene (F_T) aufgebracht. Um den Sekundäraktuator zu validieren wurden die Lastprotokolle auf einen einachsigen Lastfall bei fixem Winkel angepasst. Die Femurkopfbewegungen wurden durch ein hoch auflösendes Kameramesssystem (ARAMIS, GOM) aufgenommen und in Bezug auf den Femurschaft analysiert.

Ergebnis

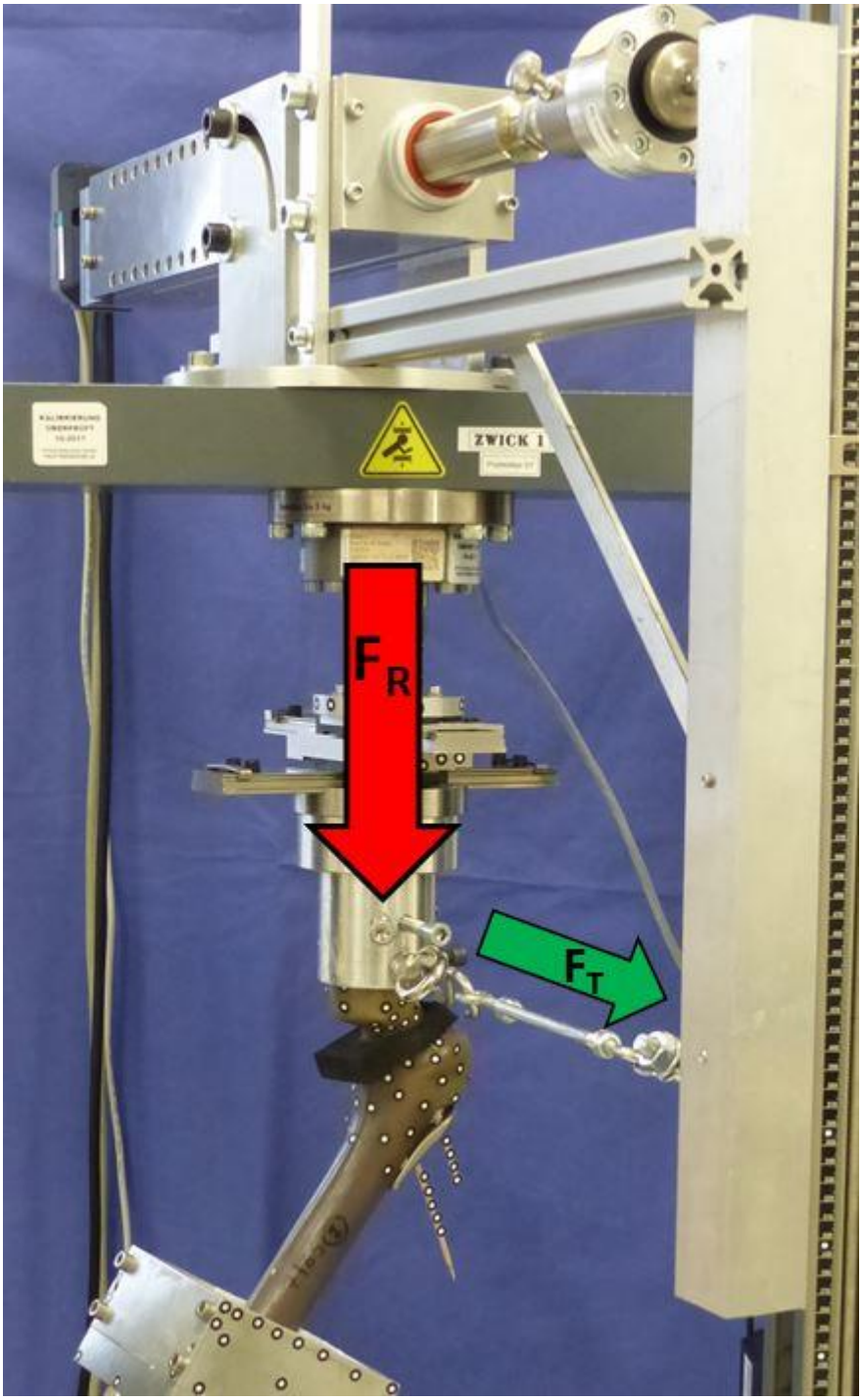
Die Verwendung des Sekundäraktuators im Sawbone Modell führte zu Unterschieden von 0,03 ± 0,15 mm in den posterioren Verschiebungen der Fraktur im Vergleich zu dem Validierungslastfall. Für den Lastfall des Gehens, der mit humanem Knochenmaterial getestet wurde, es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bei der Analyse der Femurkopfbewegung. Für den Lastfall des Aufstehens, wurden posteriore Dislokationen der Fraktur von 0,05 ± 0,03 mm in der Federgruppe und -0,10 ± 0,13 mm der Standardgruppe erfasst. Die Frakturbewegungen in der Inferiorrichtung waren 0,08 ± 0,05 mm in der Federgruppe und 0,12 ± 0,05 mm in der Standardgruppe. Diese Ergebnisse ergaben signifikante Unterschiede bei der Wilcoxon Matched Pairs Analyse ($p < 0,05$).

Schlussfolgerung

Die vorgestellte zwei-Aktuator Testmethode bietet eine valide Option, um komplizierte multidirektionale Lastfälle zu simulieren, insbesondere bei Kräften senkrecht zu Primärlasten. Zusätzlich zeigen die Ergebnisse dieser Studie, dass Teleskopschrauben mit einem retrahierenden Federmechanismus die Frakturstabilität bei Schenkelhalsfrakturen erhöhen kann.

Figur 1: Angepasster Aufbau mit zwei Aktuatoren beinhaltet Primär- (FR) und Transversalelasten (FT)

Abb. 1



P55

Simulation of bone ingrowth into degradable bone substitutes on tissue length scale

A. K. Krüger[1], S. Julmi[2], C. Klose[2], S. Besdo[1], A. C. Waselau[3], A. Meyer-Lindenberg[3], H. J. Maier[2], P. Wriggers[1]
[1]Leibniz Universität Hannover, Institut für Kontinuumsmechanik, Hannover, Deutschland
[2]Leibniz Universität Hannover, Institut für Werkstoffkunde, Garbsen, Deutschland
[3]Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik, München, Deutschland

Fragestellung

Bone substitutes are used as space-filling implants for large defects [1]. For successful integration, appropriate type, structure and material composition are essential. Open-pored structures made of a degradable magnesium alloy have been developed as bone substitute [2]. The aim is that the magnesium structure degrades while bone tissue grow into these structure. To get a better understanding of the process and the mechanical behaviour, numerical models are helpful. Therefore, a combined degradation and growth model was developed.

Material und Methode

It is already known that bone changes its density related to external loading and internal stresses. These stresses significantly depend on the mechanical properties of the implant. During the degradation process the properties of the implant changes, which leads to remodelling of the bone structure in the environment of the implant. Moreover, within the implant new bone tissue accumulates. This leads to a problem on different length scales. The remodelling of bone can be simulated on macro scale [3]. However, the ingrowing behaviour and the degradation process have to be simulated on a resolution of tissue length scale. Directly after the implantation, the implant is filled with blood. Therefore, the bone ingrowth was computed as a remodelling process from blood to bone. The degradation is modelled as a diffusion controlled process, which is based on the degradation behaviour of magnesium alloys.

Ergebnis

Within this study, a bone ingrowth and implant degradation model on tissue length scale was implemented using finite element method. During the bone ingrowth the bone density inside the implant and consequently the bone stiffness increases. Concurrently the implant degrades, which results in a decrease of the implant stiffness. Since, the load has to be carried increasingly by the bone with the degradation of the implant, remodelling of the new bone tissue occurs.

Schlussfolgerung

The implemented model enables to compute bone ingrowth and magnesium degradation on a meso scale. First numerical results show good agreement with experimental results. This model can be coupled with the macroscopic scale, for macro scale modelling considering the physiological loading conditions in the bone.

Acknowledgements

This research is supported by the German Research Foundation (DFG) (grant no. WR 19/56-1, MA 1175/63-2, ME 1941/3-1).

References

[1] Munro, N.H. and McGrath, K.M., in Bioinspired, Biomimetic and Nanobiomaterials, Volume 4, Issue BBN1, 26-36 (2014).
[2] Julmi, S., Klose, C., Krüger, A.-K., Wriggers, P. and Maier, H. J., in TMS 2017 146th Annual Meeting & Exhibition Supplemental Proceedings, San Diego, California, USA, February 26-March 2, 307-317 (2017).
[3] Krstin, N., Nackenhorst, U. and Lammering, R., in Technische Mechanik, Band 20, Heft 1, 31-40 (2000).

P56

Experimental investigations and three-dimensional modelling of urinary bladder smooth muscle contraction

M. Böl[1], E. Morales-Orcajo[1], R. Seydewitz[1], T. Siebert[2]
[1]*Technische Universität Braunschweig, Institut für Festkörpermechanik, Braunschweig, Deutschland*
[2]*Universität Stuttgart, Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Stuttgart, Deutschland*

The urinary bladder wall is a soft tissue that constitute the bladder organ and control all its functions. Such a functionality is achieved due to a specific hierarchical layered structure which featured non-linear hyperelastic mechanical response with hysteresis and softening effects as well as regional variability across the organ. Therefore, a detailed constitutive model of urinary bladder wall that account for its singularities will provide a useful tool for medicine and biomedical engineering applications. To work in that direction, a recently developed model for smooth muscle contraction of the urinary bladder [Seydewitz et al. 2017] is improved with new region-specific mechanical and histological data. The model features the urinary bladder wall in two layers: One layer with passive mechanical properties, the tunica mucosa, and another layer with passive and active response, the tunica muscularis. For the passive response, location-specific biaxial tests of the intact bladder wall as well as the mucosa and muscularis layers independently were use to identify the parameters [Morales-Orcajo et al. 2018]. At the same positions, the smooth muscle orientation was histologically measured catching the in-plane and transmural fibre distribution. For the active response, layer-specific orientation-dependent uniaxial test were use. As a result, the temporal progression of four variables namely, electrical potential, calcium concentration, degree of activation and von Mises stress are simulated in a three-dimensional urinary bladder model.

References

R. Seydewitz, R. Menzel, T. Siebert, M. Böl, Three-dimensional mechano-electrochemical model for smooth muscle contraction of the urinary bladder, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 75, 128-146, 2017.

E. Morales-Orcajo, T. Siebert, M. Böl, Location-dependent correlation between tissue structure and the mechanical behaviour of the urinary bladder, Acta Biomaterialia, 75, 263-278, 2018.

P57

On a multiscale and multiphase model of function, perfusion and growth in human liver

T. Ricken[1], L. Lambers[1]
[1]*Universität Stuttgart , Institut für Statik und Dynamik der Luft- und Raumfahrtkonstruktionen , Stuttgart, Deutschland*

Fragestellung

The human liver regulates metabolism in a complex time depending and non-linear coupled function-perfusion-mechanism. The viability of the organ could be affected by a failure in the liver structure. A common damage is the accumulation of fat in the tissue, known as a fatty liver.

Material und Methode

In previous publications a computational model with a multicomponent/multiphasic/multiscale approach to simulate important functionalities which are directly coupled with the blood perfusion is presented, see [2, 3]. Now, the growth in the liver tissue and its influence on the metabolism is examined. Furthermore, the development of the fatty liver disease which occurs of lipid inclusions and growing cells is presented.

Ergebnis

The main functions of the liver take place at the smallest cells of the liver, the hepatocytes, which are embedded in the liver lobules. Nutrient, oxygen and other substances are transported with an anisotropic blood flow via a delicate system of capillaries, so called sinusoids. The inner structure of the lobule is highly complex due to the inhomogeneous distribution of the sinusoidal network and the complex arrangement of the hepatocytes. For a homogenization of the complex geometry we use a multiphasic mixture theory based on the Theory of Porous Media (TPM), see [1].

Schlussfolgerung

The model considers a three-phasic component body: a porous solid structure, fat tissue which is capable of growth and a fluid. Each phase consists of a carrier phase, namely a solvent, and miscible microscopic components, called solutes. The solutes are the relevant nutrients included in the carrier phase which regulate the metabolism. The metabolism is calculated with an embedded set of ordinary differential equations (ODE) which describes the production, utilization and storage of the metabolites.

References

[1] de Boer, R.: Theory of Porous Media. Springer-Verlag, Berlin 2000.
[2] Ricken, T.; Werner, D.; Holzhütter, H. G.; König, M.; Dahmen, U.; Dirsch, O. (2015): Modeling function-perfusion behavior in liver lobules including tissue, blood, glucose, lactate and glycogen by use of a coupled two-scale PDE-ODE approach. In: Biomech Model Mechanobiol 14 (3), S. 515–536. DOI: 10.1007/s10237-014-0619-z.
[3] Ricken, Tim; Dahmen, Uta; Dirsch, Olaf (2010): A biphasic model for sinusoidal liver perfusion remodeling after outflow obstruction. In: Biomech Model Mechanobiol 9 (4), S. 435–450. DOI: 10.1007/s10237-009-0186-x.

Abb. 1

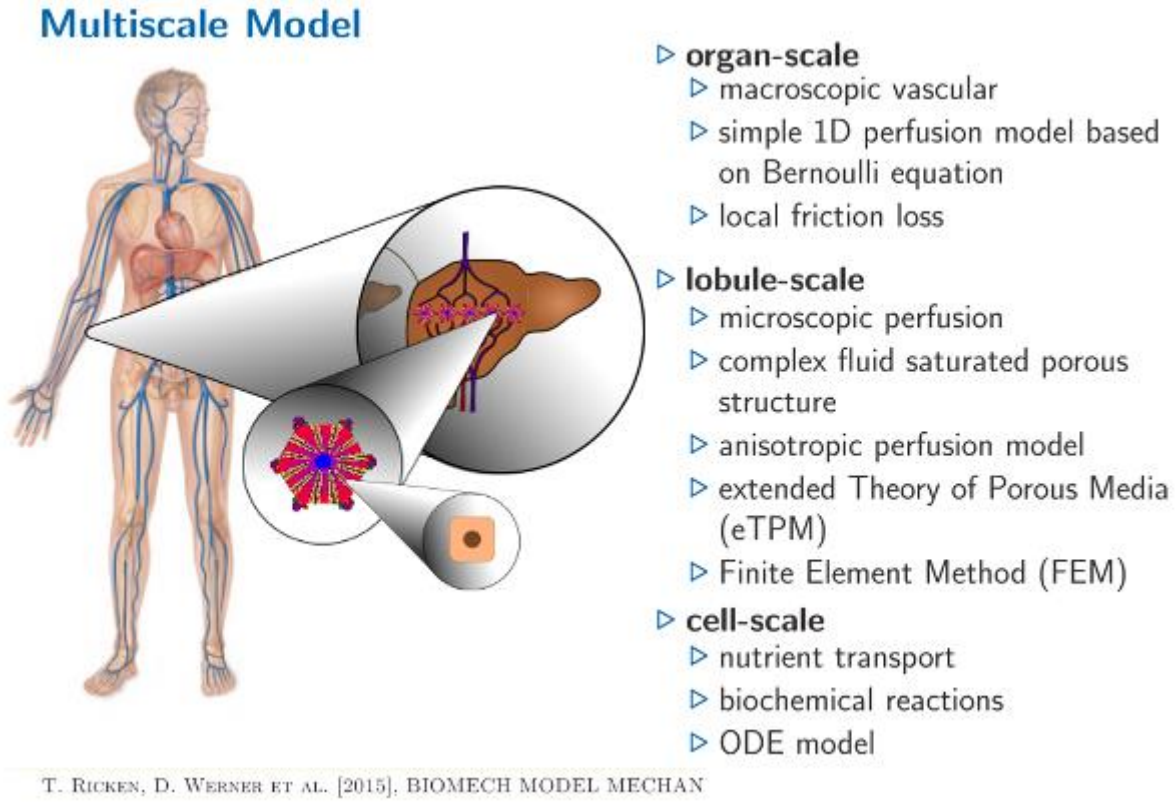
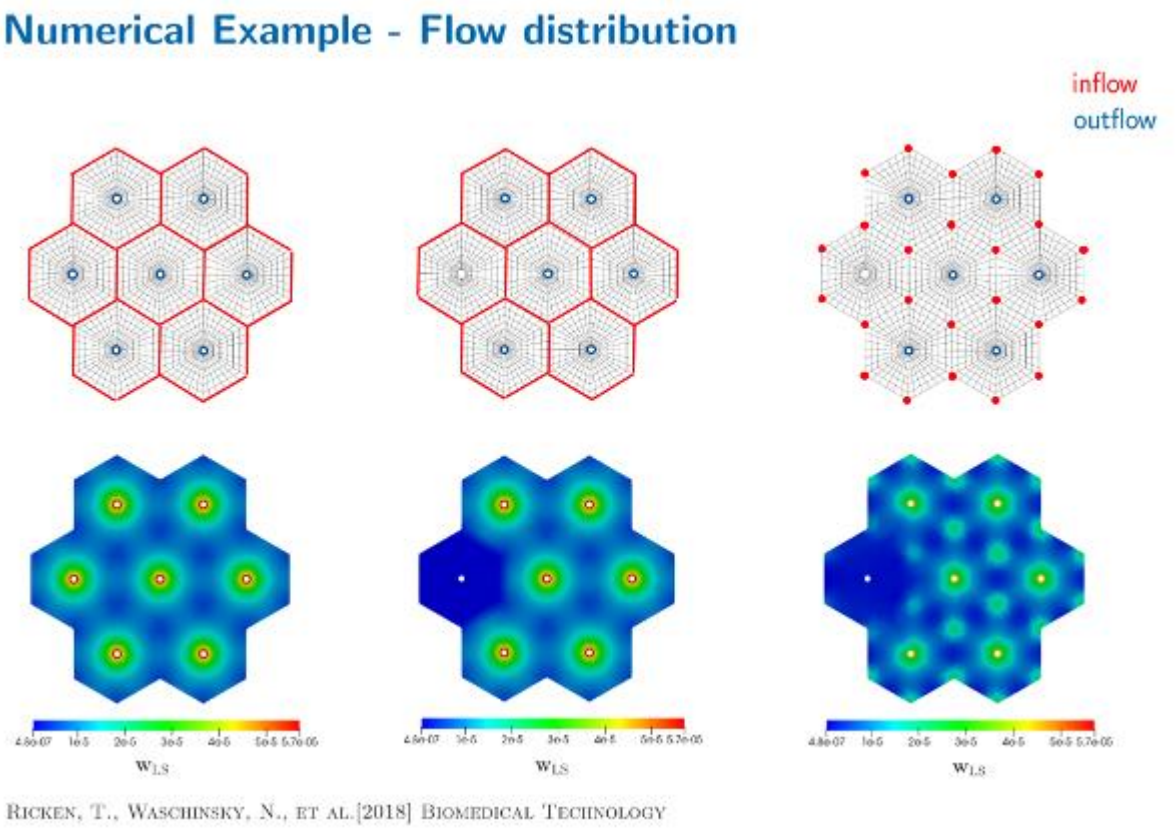

Multiscale Model
organ-scale
macroscopic vascular
simple 1D perfusion model based on Bernoulli equation
local friction loss
lobule-scale
microscopic perfusion
complex fluid saturated porous structure
anisotropic perfusion model
extended Theory of Porous Media (eTPM)
Finite Element Method (FEM)
cell-scale
nutrient transport
biochemical reactions
ODE model
T. Ricken, D. Werner et al. [2015], BIOMECH MODEL MECHAN

Abb. 2


Numerical Example - Flow distribution
inflow
outflow
w_{LS}
w_{LS}
w_{LS}
Ricken, T., Waschinsky, N., et al.[2018] Biomedical Technology

P58

A sensitivity analysis to evaluate the influence of the load-span and plate-to-bone distance on a plate-screw construct for implant testing

C. Halbauer[1], H. Schorler[2], T. Engleder[1], F. Capanni[1]
[1]Hochschule Ulm, Fakultät Mechatronik und Medizintechnik, Forschungsgruppe Biomechatronik, Ulm, Deutschland
[2]Universität zu Lübeck, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Labor für Biomechanik, Lübeck, Deutschland

Fragestellung

Current test setups for regulatory purposes base upon separate tests for bone plates and screws. Usually, a standard 4-point bending test on bone plates (ASTM F382) and a tensile test on the screws (ASTM F543) are subject of standardized tests for osteosynthetic implants.

In contrast, postoperative load cases of fractures treated by a plate-screw construct are high complex. The resultant stresses within the implant depend on a multi-component setup of the fractured bone, the bone plate and screws. Additionally, a plate-to-bone distance can occur using locked-type screws due to its design. This leads to the thesis that test standardizations do not mirror real physical load cases, although, regulatory demands should cover worst case scenarios.

It is assumed, that this complex situation will cause changes in the loading of the plate-screw construct and should be considered in an enhanced multi-component 4-point bending test. For identifying the most relevant influence factors, a parametrized sensitivity analysis is performed using a FEA approach.

Material und Methode

First, a simplified assembly of the multi-component test setup was designed based on a recommended test setup for enhanced implant testing presented by Schorler et al. in 2017. Therefore, a parameterized half-symmetric FE-model was created (Ansys® v19.1). The bone component was replaced by an artificial substitute material (solid rigid PU-foam, Sawbones®) with a diameter of 30 mm.

Second, the influencing parameters were defined in a certain range. The initial load-span distance was set to 25 mm and stepwise increased by 5 mm up to a total of 45 mm. Also, the plate-to-bone distance were defined from 0 mm up to 1.5 mm in 0.5 mm steps. The FEA results focus on the maximum stresses in the plate (cross sections of the plate center parallel to the symmetry plane) and the centric located screw. For each simulation a constant force of 1 kN was applied to the loading roller.

Ergebnis

First results have shown a high impact of the correlating parameters. In terms of a constant plat-to-bone distance and an increasing load-span distance the resultant stresses in the plate increase linearly and rise for each parametric step around 20%. Furthermore, the stress in the screw declines respectively for each step. In addition, the FEA leads to constant stresses in the plate center and a linear increase of the stresses in the screw in terms of an inversion of the upper parametric correlation.

Schlussfolgerung

The presented FEA lead to plausible results which proof this works thesis. A variation of the influencing factors results in a significant increase of stresses in the plate-screw construct. The results are currently validated on a mechanical, multi-component 4-point bending test setup. In addition, ongoing analysis focus on the resultant stresses within the interaction of the screw head and the bone plate with respect to the presented test setup.

P59

A method for FE-analysis of knee kinematics based on standardized loads

A. Sauer[1,2], A. Maas[1,2], T. M. Grupp[1,2]
[1]*Aesculap AG, Research and Development, Tuttlingen, Deutschland*
[2]*Ludwig Maximilian University of Munich (LMU), Department of Orthopaedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, München, Deutschland*

Fragestellung

For evaluating implant designs during their design process, high-performance simulation tools are needed. The requirement to such tools is to provide valid results according to kinematics and loads without massive solving times. This study presents a new approach for a strongly simplified model of both, the tibiofemoral and the patellofemoral joint after total knee arthroplasty.

Material und Methode

A finite element model was developed, which is based on standardized loads for a quasi-statically two-legged knee bend [1]. It includes the implant geometries only and enables to consider some of the muscles and ligaments implicitly to reduce the time for changing implant geometries and for solving the model. As input only tibial forces from the standardized dataset were used. Therefore the three tibial moment components could be used to validate the results.

Ergebnis

For the knee-bend cycle up to 98° of flexion the tibial moments are similar to the reference data as seen in Figure 1. The pressure in the tibiofemoral joint reaches a maximum of 26.8 MPa at 92.5° of flexion (see Figure 2) and the maximum patello-femoral contact force is 3.1 times bodyweight.

Schlussfolgerung

The results from this model show good accordance to the values from literature. The tibial moments, which were used for validation are close to the standardized data. Especially for the most critical deep flexion angles the deviations are quite small.

References

[1] G. Bergmann, A. Bender, F. Graichen, J. Dymke, A. Rohlmann, A. Trepczynski, M.O. Heller, I. Kutzner, Standardized loads acting in knee implants, PloS one 9 (1) (2014) e86035.

Figure 1: Reaction moments on tibial plateau for a knee bend cycle: Simulation results vs. values reported in literature [1].

Figure 2: Patellofemoral pressure from simulation model of a right sided knee implant. Left: complete model, right: gliding surface.

Abb. 1

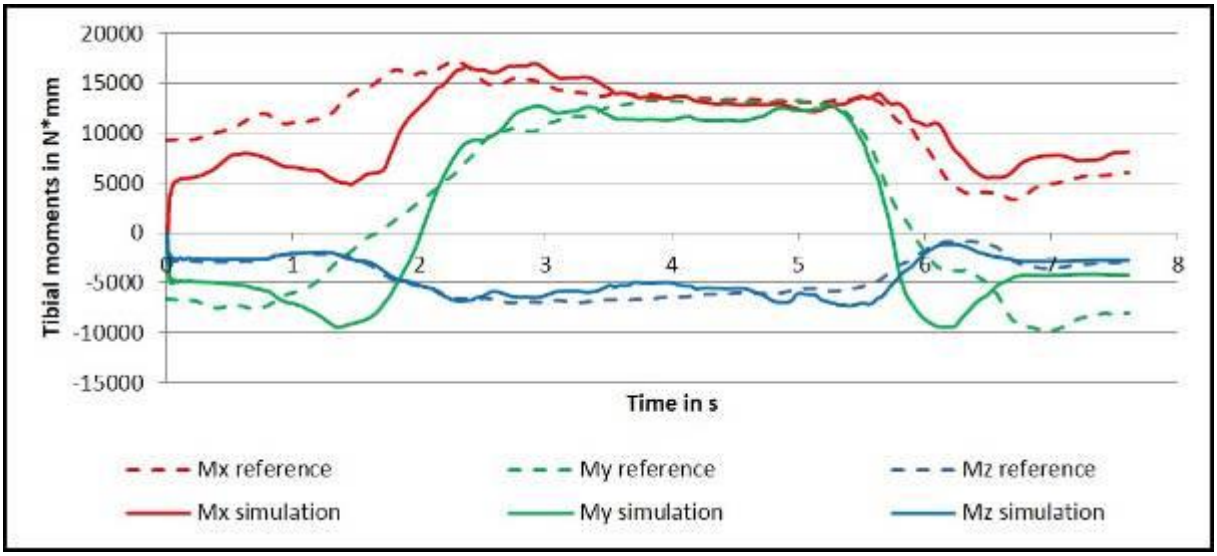
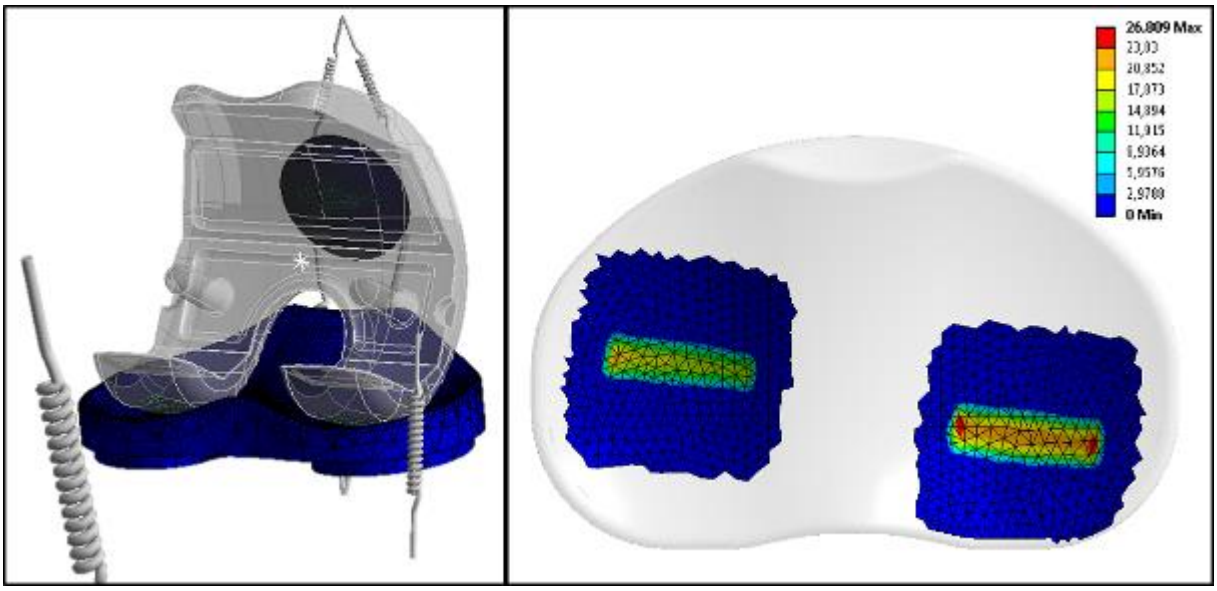


Abb. 2



P60

Repeatability of operator dependent input for a subject-specific musculoskeletal model of the juvenile lower limb

G. Marinou[1,2], E. Montefiori[2]
[1]*Universität Heidelberg, Computer Science and Mathematics, Heidelberg, Deutschland*
[2]*Insigneo Institute, The University of Sheffield, Mechanical Engineering, Sheffield, Vereinigtes Königreich*

Fragestellung

Subject-specific musculoskeletal (MSK) modelling incorporates personalised data in a computational model, therefore proved to provide more accurate estimates of joint biomechanics, compared to generic-scaled MSK models [1]. A major drawback of subject-specific approach is the modelling and computational time and effort associated to manual operation and adjustments required to personalise the model. Furthermore, manual procedures introduce operator-related variability, which leads to uncertainty in the outcome of the model. Studies have been conducted assessing the variability of operator dependency on healthy adult subjects [2], but only preliminary investigation have been conducted on MSK modelling in children [Hannah 2017]. The aim of this project was to assess the intra-operator repeatability of a subject-specific pipeline, developed for modelling lower-limb biomechanics in children, and to test the propagation of operator-related variability in the joint kinematics during walking.

Material und Methode

Medical resonance imaging (MRI) and stereophotogrammetric gait analysis were collected for three subjects (*age: 14±1 y,height: 1.63±0.1 m, mass: 69.3±6.6 kg*). The images were segmented and bone geometries were used to build MSK models of the lower limb, defined as an 11 segment, 20 degree of freedom articulated system. The anatomical model was built using freely-available MSK software (NMSBuilder) in accordance to a standardised pipeline [4]. The modelling entailed three main steps: (a) the virtual palpation (VP) of anatomical landmarks, (b) the definition of joint coordinate systems (JCS) through morphological fitting of analytical shapes (sphere for the hip and cylinder for knee and ankle), (c) the identification of muscle path (MP) using supervised atlas registration method. The procedure was repeated thrice for each subject to assess the intra-operator repeatability. ANOVA ($\alpha=0.05$) was used to test all the steps (a-c) and judge similarity between the uncertainties of each repetition. Inverse kinematic calculations were conducted in Opensim to generate simulations of gait. Joint angles from different repetitions were compared in terms of mean standard deviation (SD) over the gait cycle.

Ergebnis

The operator-related SD associated to the steps (a-c) is depicted in Figure 1. ANOVA *p-values*(mean±SD) across the subjects upheld the null hypothesis (p=0.37±0.23, p=0.37±0.21, p= 0.48±0.16, for VP, MP, and JCS, respectively), thus proving the repeatability of all procedures and the pipeline. the operator-related variability showed a mean SD of 1.42±0.9 mm, 3.1±2.16 mm, and 16±1 ofor VP, MP, and JCS, respectively. Overall joint kinematics resulted in intra-operator variability of 1.11±0.29 o, where the maximum SD error was 2.3ofor the hip flexion/extension joint rotation.

Schlussfolgerung

The methodology showed good repeatability, in line with literature results for healthy adults, that showed joint location variability below 3° [2]. The propagation of the modelling error to the joint kinematics was well below the maximum value of 12° found in previous studies for the hip joint [2]. The variability of muscle points compared well with previous results from a foot model (SD up to 16mm) [3]. However, the propagation of this error in the model output was not quantified and future investigation will include muscle and joint forces. In conclusion, the chosen pipeline, applied to MSK modelling of the lower-limb in children, proved to provide operator-related error comparable to similar procedures adopted in adult populations.

Acknowledgements

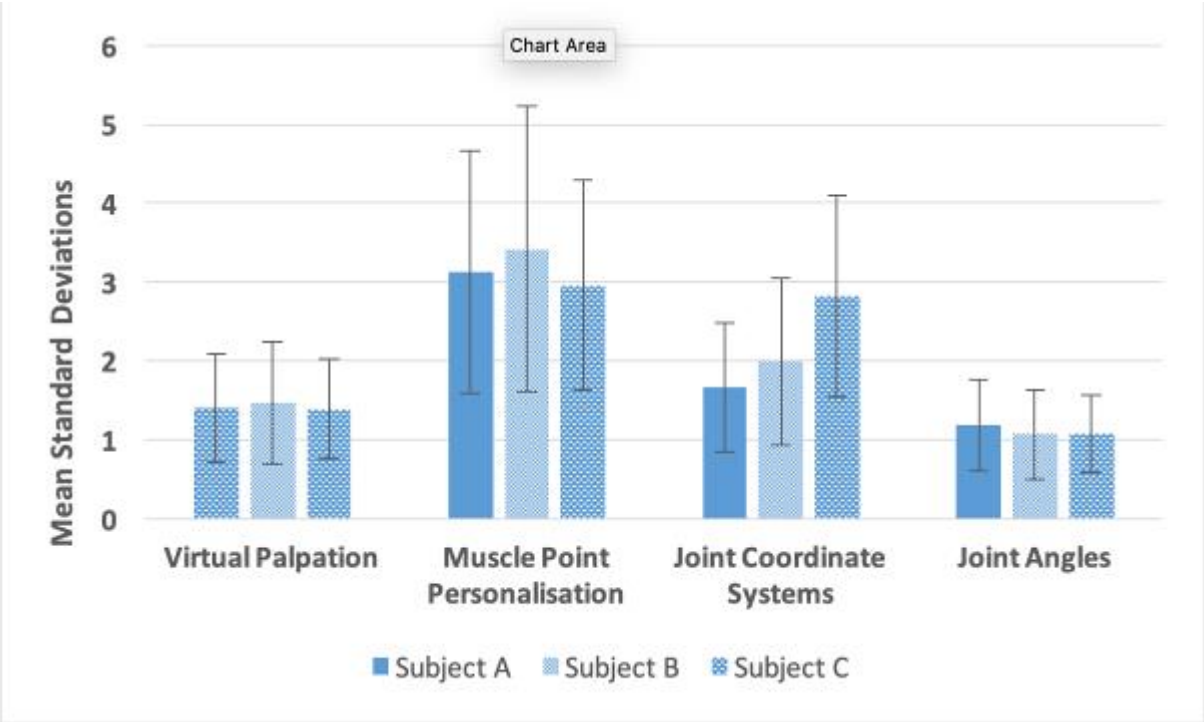
The data were collected within the European MD-PAEDIGREE project (FP7-ICT Programme, Project ID: 600932)

References

[1] Scheys 2006
[2] Martelli 2014
[3] Hannah 2017
[4] Modenese 2018

Fig. 1: Error values between repetitions (in terms of mean SD) for modelling steps: Virtual Palpation [mm], Muscle Point Personalisation [mm], Joint Coordinate Systems [°], and for output kinematics: Joint Angles [°].

Abb. 1



P61

Vergleich von isotroper und anisotroper Materialelastizität in Bezug auf die Verankerungseigenschaften von Pedikelschrauben im abstrahierten Wirbelkörpermodell

C. Oefner[1,2], C. E. Heyde[3], S. Schoenfelder[2]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]HTWK Leipzig, Fakultät Maschinenbau und Energietechnik, Leipzig, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Nach der Instrumentation im Bereich der thorakolumbalen Wirbelsäule werden Pedikelschrauben durch zyklische Lasten hoch beansprucht, wodurch der umliegende Wirbelknochen geschädigt werden kann und Implantatlockerungen entstehen. Durch die poröse, trabekuläre Struktur weist Spongiosa eine stark anisotrope Elastizität auf. Insbesondere bei Finiten-Element-Analysen (FEA) im Bereich der instrumentierten Wirbelsäule ist die Auswirkung von richtungsabhängigen Materialparametern aktuell unbekannt. Ziel dieser Studie war es daher, vergleichend den Einfluss von isotroper gegenüber anisotroper Elastizität auf die Verankerungseigenschaften von Pedikelschrauben im abstrahierten Wirbelkörpermodell mechanisch zu untersuchen.

Material und Methode

Auf Grundlage von µCT-Daten der Lendenwirbelsäule wurde mithilfe des Bildanalyse-Programms *FIJI* der Strukturtensor des inhomogenen, osteoporotischen Wirbelknochens ermittelt (s. Abb. 1: Vorgehensweise zur Ermittlung der Materialparameter aus binarisierten µCT-Daten). Im Folgenden wurden von Cowin[1] vorgeschlagene Gleichungen verwendet, um eine Beziehung zwischen dem Strukturtensor bzw. der Knochendichte und den elastischen Konstanten herzustellen. In der FEA war es nun möglich, den trabekulären Knochen homogenisiert mit anisotroper Materialelastizität abzubilden. Das FE-Modell beinhaltet einen abstrahierten Wirbelkörper mit schichtweisem Aufbau. Zudem wurde eine Pedikelschraube (6,5x55 mm), vereinfacht als Bolzen modelliert, eingefügt und am Schraubenkopf mit einer realistischen Last (Gangzyklus[2]: F_{Res}=65 N, M_{Res}=0,8 Nm) beaufschlagt.

Ergebnis

Der Ergebnisvergleich anhand der von-Mises-Vergleichsspannung (s. Abb. 2: Vergleich des Einflusses von isotroper/anisotroper Materialelastizität auf die Verankerungseigenschaften der Pedikelschraube am Beispiel der von-Mises-Vergleichsspannung (Gestaltänderungshypothese) im spongiösen Wirbelknochen (Schnittebene 45° zur Sagittalebene gedreht)) zeigt einen deutlichen Unterschied sowohl in den sich ausbildenden Spannungsfeldern als auch maximalen Spannungswerten. Vor allem der spongiöse Knochen im Pedikel ist bei vereinfachter isotroper Betrachtung scheinbar höher belastet.

Schlussfolgerung

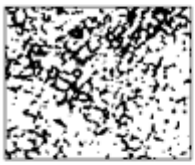
Durch die Berücksichtigung anisotroper Elastizität können der menschliche Knochen strukturmechanisch genauer abgebildet und die Verankerungseigenschaften von Pedikelschrauben exakter untersucht werden.

References

[1] Cowin, Stephen C. (1985). The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor, *Mechanics of Materials* 4 (2), S. 137–147.
[2] https://orthoload.com/database

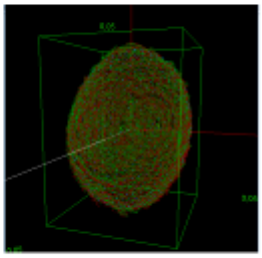
Abb. 1

Binarisierte µCT-Bilder spongiöser Wirbelknochen (T-Wert = -3,3)



MIL (*Mean Intercept Length*) Punktwolke

$$\frac{1}{MIL^2} = n\,[M]\,n$$



$$\text{mit: } M = \begin{pmatrix} A & D & E \\ D & B & F \\ E & F & C \end{pmatrix}, n = \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix}$$

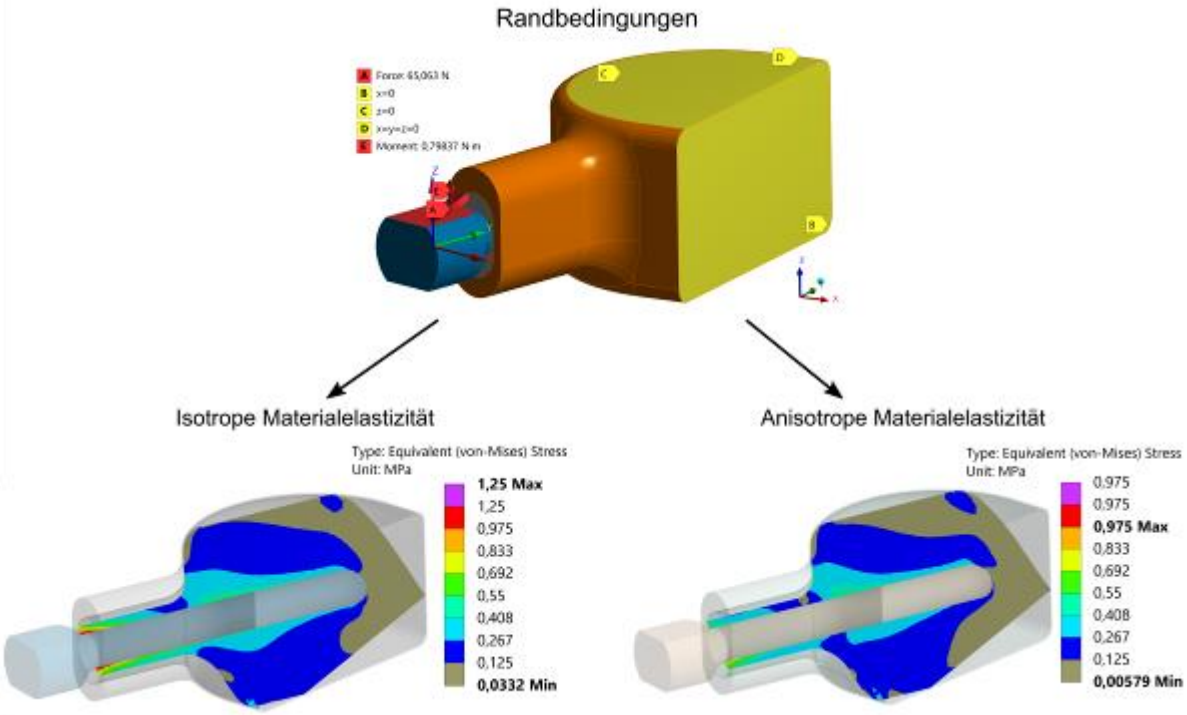
M - Strukturtensor

Materialparameter isotrope/ anisotrope Elastizität

Materialparameter	Einheit	Isotrop	Anisotrop
E_x	MPa	888	365
E_y		888	1074
E_z		888	1578
G_{yz}		361	200
G_{xz}		361	205
G_{xy}		361	521
υ_{yz}	-	0,23	0,15
υ_{xz}		0,23	0,08
υ_{xy}		0,23	0,18

E - Elastizitätsmodul
G - Schubmodul
v - Querkontraktionszahl

Abb. 2



P62

Individualisierte biomechanische Wirbelsäulenmodelle: Ein Ansatz zur vereinfachten Modellierung der Weichteilstrukturen des humanen Torsos für Mehrkörpersysteme

T. Lerchl[1,2], J. Kirschke[1], V. Senner[2], D. Raß[2]
[1]*Klinikum rechts der Isar, Neuroradiologie, München, Deutschland*
[2]*Technische Universität München, Maschinenwesen, München, Deutschland*

Fragestellung

Chronische Rückenschmerzen entstehen multifaktoriell; neben der psychischen Verfassung oder dem subjektiven Schmerzempfinden spielen pathologische Veränderungen der Biomechanik aufgrund individueller anatomischer und anthropometrischer Faktoren eine entscheidende Rolle. Zur Quantifizierung biomechanischer Einflussfaktoren stellen numerische Simulationen ein wichtiges Werkzeug dar. In diesem Zusammenhang wurde ein Modellierungskonzept für Weichteilstrukturen des menschlichen Torsos für Mehrkörpersysteme entwickelt.

Material und Methode

Auf Grundlage von MRT-Datensätzen von vier unterschiedlichen Patienten wurde zunächst eine Segmentierung der Fett- und Wasseranteile im viszeralen sowie subkutanen Gewebe vorgenommen. Aus den ermittelten Volumina und Dichtewerten aus der Literatur wurden individuell für jeden Patienten CAD-Modelle der Teilkörper der einzelnen Bereiche geformt und in ein Mehrkörpersystem des skelettalen Torso integriert. Dabei wurde insbesondere auf die Bedeutung von Wirbelkörper, Brustkorb und Becken bei der Kopplung der Teilkörper geachtet. Im Anschluss wurden statische und dynamische Simulationen durchgeführt und die ermittelten Belastungen auf die lumbale Wirbelsäule mit Literaturwerten sowie der jeweiligen Pathologie der Patienten verglichen.

Ergebnis und Schlussfolgerung

Erste Ergebnisse wiesen hier qualitativ gute Übereinstimmungen auf. Die intervertebralen Nettokräfte zeigten einen Anstieg von bis zu 32,3 % beim Patienten mit einem BMI von 36,3 kg/m² im Vergleich zum Patienten mit einem BMI von 33,2 kg/m² bei gleicher Körpergröße. Der Vergleich der jeweiligen Nettomomente zeigte einen Anstieg von bis zu 83,3 %. Das entwickelte Modellierungskonzept ermöglicht durch die Aufteilung in separate Massen und deren unterschiedliche Kopplungen an das skelettale Grundgerüst eine vereinfachte und doch physiologisch realitätsnahe Modellierung der Massen des humanen Torsos und der jeweiligen Anteile auf spinale Belastungen in den einzelnen Bewegungssegmenten.

P63

Die einzelnen Strukturen des Brustkorbs zeigen während der Wirbelsäulenbewegung eine charakteristische Relativkinematik, aber keine wesentliche Deformation: Eine In-vitro-Studie

C. Liebsch[1], H. J. Wilke[1]
[1]*Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Ulm, Deutschland*

Fragestellung

Weder Kinematik noch Verformung des Brustkorbs während der Bewegung der thorakalen Wirbelsäule wurden bisher untersucht, sind jedoch essentiell für die Validierung numerischer Modelle des Thorax. Ziel der Studie war es, diese Parameter zu quantifizieren.

Material und Methode

Acht humane thorakale Wirbelsäulenpräparate (C7-L1, 56±7 Jahre) mit Brustkorb wurden in einem Wirbelsäulenbelastungssimulator quasistatisch mit reinen Momenten von 5 Nm in Flexion/Extension, Seitneigung und axialer Rotation belastet. Die Relativbewegungen zwischen Wirbeln, Rippen und sternalen Strukturen wurden mit Hilfe eines optischen Bewegungsanalysesystems und 150 Markern pro Präparat gemessen (Abb. 1). Alle Präparate wurden 3,5 Belastungszyklen mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit von 1°/s unterzogen, der dritte Zyklus wurde ausgewertet. Dehnungen bzw. Relativwinkel zwischen den einzelnen Strukturen bei 5 Nm wurden mit Matlab bestimmt.

Ergebnis

Die größten Relativwinkel zwischen Rippen und Wirbel wurden in den Hauptbelastungsrichtungen ermittelt, wobei auf Höhe T3-T6 nur geringe Relativbewegungen festgestellt wurden. Die größten Dehnungen der Interkostalräume wurden im anterioren Bereich des unteren Brustkorbviertels gemessen, wobei diese in axialer Rotation über 10 % gestreckt bzw. gestaucht wurden (Abb. 2). Die elastostatische Deformation der Rippen wies generell Dehnungswerte deutlich unter 1 % auf. Die Relativbewegungen zwischen Rippen und Sternum zeigten komplexe Bewegungsmuster, wobei die Relativwinkel allgemein unter 2° lagen.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Brustkorbstrukturen während der Wirbelsäulenbewegung nicht makroskopisch verformt werden, jedoch charakteristische Bewegungsmuster aufweisen, wobei die größten Bewegungen im lateralen Brustkorbbereich auftreten, v.a. in axialer Rotation. Optische oder sensorische Dehnungsmessungen sollten in zukünftigen Studien genutzt werden, um mikroskopische Dehnungen der Rippen zu detektieren.

Abb. 1

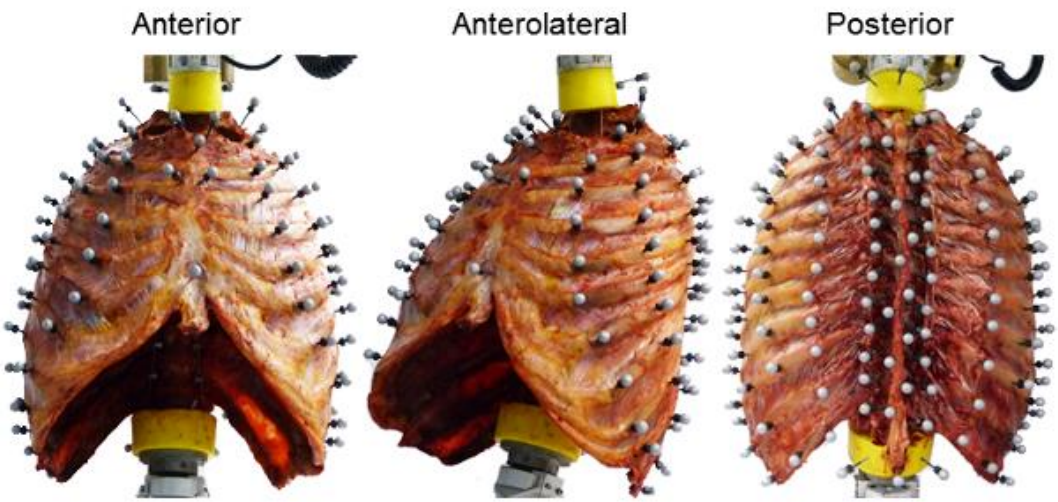
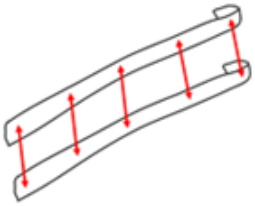


Abb. 1: Markerbesetzung für die Bestimmung von Relativkinematik und Verformung mit Hilfe optischer Bewegungsanalyse.

Abb. 2

Linke Brustkorbhälfte						Rechte Brustkorbhälfte				
anterior				posterior		posterior				anterior
Axiale Rotation nach links										
		1	-1	-3	R1 - R2	2	0	-1		
1	0	-2	-5	-5	R2 - R3	4	3	1	0	-1
0	0	-1	-2	-2	R3 - R4	3	2	2	1	0
-1	-2	-2	-3	-2	R4 - R5	1	2	2	1	0
-2	-3	-3	-2	-2	R5 - R6	1	2	1	1	1
-3	-4	-3	-1	0	R6 - R7	0	1	2	3	2
-2	-3	-3	-3	-1	R7 - R8	2	2	2	2	1
-5	-5	-3	-2	0	R8 - R9	1	2	2	2	2
-12	-8	-4	0	2	R9 - R10	0	0	1	2	4
		-9	0	3	R10 - R11	-4	1	10		
		0	0	1	R11 - R12	-2	-1	4		
Axiale Rotation nach rechts										
		-2	0	2	R1 - R2	-4	0	1		
-1	0	2	4	4	R2 - R3	-1	0	0	0	1
0	1	2	3	3	R3 - R4	-1	-2	-2	0	0
1	2	2	3	2	R4 - R5	-2	-3	-4	-2	-2
0	0	1	1	1	R5 - R6	-1	-2	-3	-3	-2
3	4	4	2	0	R6 - R7	0	-1	-3	-4	-2
1	1	2	2	1	R7 - R8	-1	-1	-4	-4	-2
3	3	3	2	1	R8 - R9	1	0	-1	-2	-2
3	2	1	0	-1	R9 - R10	2	1	-3	-6	-10
		9	1	-2	R10 - R11	5	-4	-14		
		8	4	-4	R11 - R12	0	0	-1		



Stauchung in % — Streckung in %

-15 -12,5 -10 -7,5 -5 -2,5 0 2,5 5 7,5 10 12,5 15

Abb. 2: Dehnungen der Interkostalräume während axialer Rotation der Wirbelsäule bei reinem Moment von 5 Nm.

P64

If function determines shape, why do redundant nerve roots of the cauda equina in lumbal spinal stenosis patients develop? A biomechanical model wanted

C. Marques[1], J. Lohman[2], T. Fitting[3], L. Papavero[2]
[1]Schön Klinik Hamburg Eilbek, Science Office der Orthopädie und Zentrum für Endoprothetik, Hamburg, Deutschland
[2]Schön Klinik Hamburg Eilbek, Klinik für Spinale Chirurgie, Hamburg, Deutschland
[3]Schön Klinik Hamburg Eilbek, Abteilung für Radiologie, Hamburg, Deutschland

Fragestellung

Up to 40% of patients diagnosed with lumbar spinal stenosis (LSS) show redundant nerve roots (RNR) [1] of the cauda equina on their magnetic resonance images (MRI) (Fig. 1). Preoperative evidence of RNR is associated with a worse postsurgical outcome [2]. The aim was to test for significant predictors of RNR.

Material und Methode

Retrospective database-based study. Preoperative data of 150 RNR+ and 150 RNR- patients were analyzed. Potential predictors were age, gender, body height (BH), length of lumbar spine (LLS), segmental length of lumbar spine (SLLS), relative LLS (rLLS), relative SLLS (rSLLS), number of stenotic levels (LSS-level), and LSS grade (LLS-grade).

Ergebnis

The likelihood of RNR+ (OR) increased 1.06 times as patients age increased by two years ($p= 0.02$). A 3cm decrease in BH increased the chance of RNR+ membership by 1.09 times ($p= 0.01$). As LLS and SLLS decreased by 5mm, the likelihood of RNR+ increased by 1.36 and 1.34 times, respectively ($p< 0.001$). A 1% decrease in rLLS and rSLLS increased the odds of RNR+ by 2.26 and 2.17 times, respectively ($p< 0.001$).

In patients with two or more stenotic levels the odds of RNR+ increased 2.59 times compared to patients with a single stenosis ($p= 0.001$). Patients with LSS-grade C and D were respectively 5.86 ($p= 0.02$) and 18.4 ($p< 0.001$) times more likely to be RNR+ in comparison to patients affected by LSS-grade A and B (Fig.2).

Schlussfolgerung

Multiple patient and MRI-based factors are associated with RNR in LSS patients. Severe stenosis grade D or C and two or more stenotic levels were the strongest determinants of RNR. Shorter rLLS evidences that a container (spinal canal)-content (cauda nerve roots) mismatch due to aging processes could play a role in the origin of RNR. To better understand the pathogenesis of RNR a biomechanical model is needed.

References

[1] Suzuki K, et al. *Neurosurgery* 1989, **24**(4):521-528.
[2] Marques CJ et al. *Clin Neurol Neurosurg* 2018, **174**:40-47.

Abb. 1

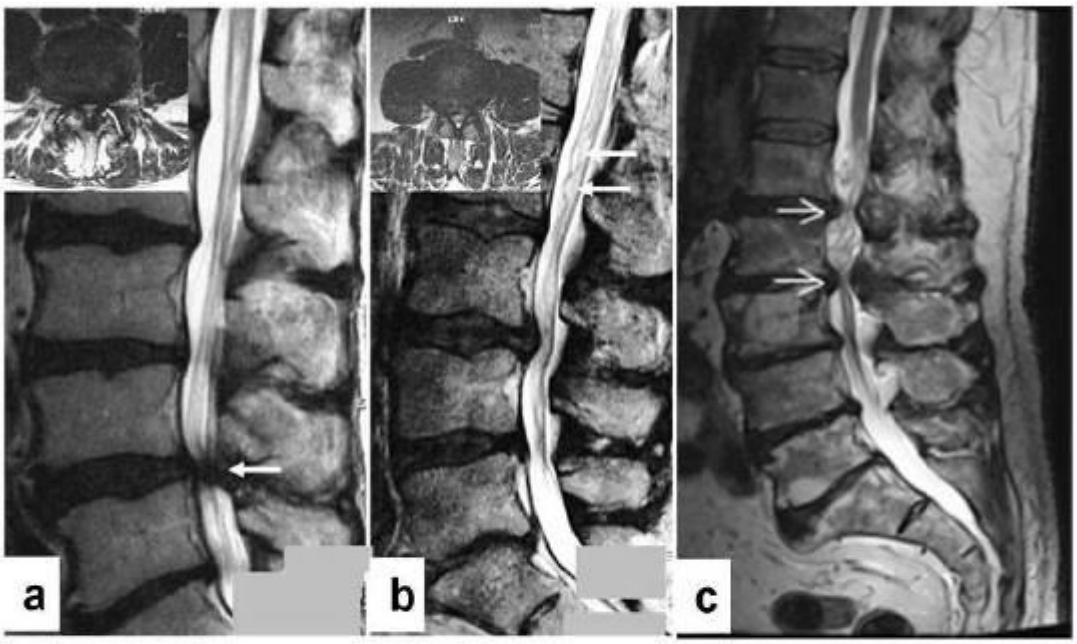


Figure 1 – Sagittal T2-weighted images of the lumbar spine with cauda equina nerve roots (a) with no evidence of RNR (the roots lay dorsally and their spatial orientation is not affected by the stenotic level); (b) with serpentine-shaped RNR and (c) with loop-shaped RNR.

Abb. 2

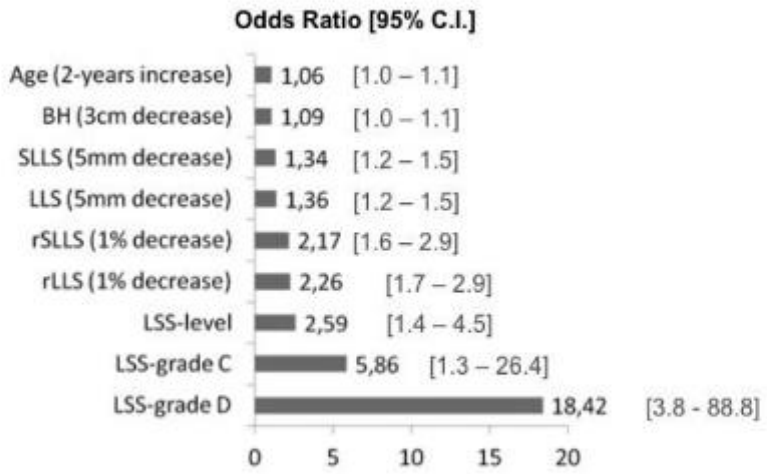


Figure 2 - Significant predictors of RNR with the estimated odds ratios [95% C.I.]

P65

Simulation der Skapulabewegung am robotergestützten Schultersimulator durch Berechnung der Gravitationskraft

D. Nebel[1], R. Guo[1], M. Ferle[1], C. Hurschler[1]
[1]*Medizinische Hochschule Hannover, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Hannover, Deutschland*

Fragestellung

Zur Beantwortung biomechanischer Fragestellungen hinsichtlich des Schultergelenks werden derzeit verschiedene in vitro Schultergelenksimulatoren verwendet [1–3]. Bislang wurde für die Bewegung der Skapula ein zusätzlicher Aktor benötigt. Alle bestehenden Systeme bilden dabei lediglich einen Freiheitsgrad der Skapula ab. Zur Untersuchung der Stabilität und Beweglichkeit im Glenohumeralgelenk können auch Robotersysteme in Verbindung mit einem Kraft- und Momentensensor eingesetzt werden [4]. Der Roboter kann definierte Bewegungen sowie Kräfte und Momente im Glenohumeralgelenk erzeugen und messen. Die häufigste im Alltag durchgeführte Bewegung ist die Abduktion [5]. Hierbei beschreibt der skapulohumerale Rhythmus die kombinierte Bewegung von Humerus und Skapula. Am eigenen Prüfstand wird die Skapula bislang starr fixiert. Um den skapulohumeralen Rhythmus in zukünftigen Untersuchungen dennoch zu berücksichtigen wurde ein Algorithmus entwickelt mit Hilfe dessen die Gravitationskraft in Abhängigkeit des glenohumeralen Winkels berechnet und durch den Roboter während der Versuchungsdurchführung simuliert werden kann.

Material und Methode

Der Schultersimulator besteht aus einem Industrieroboter mit Kraft- und Momentensensor und einem optischem Navigationssystem. Die Bewegungserfassung mit dem Navigationssystem dient der Berechnung eines virtuellen Thorax in Abhängigkeit der fixierten Skapula sowie der Überwachung der glenohumeralen Abduktion. Dieser Winkel stellt die Eingangsgröße für einen Lookup Table mit Daten zur physiologischen Orientierung der Skapula relativ zum zuvor berechneten Thorax dar [6]. Mittels eines Algorithmus und einem als senkrecht angenommenen Gravitationsvektors im Raum werden die vektoriellen Anteile des simulierten Gravitationsvektors berechnet, an den Roboter übertragen und von diesem in Form einer Kraft auf das Präparat aufgebracht. Zur Validierung der Methode wurde ein einfaches Modell in der Mehrkörpersimulationssoftware AnyBody erstellt mit Hilfe dessen der Verlauf der Gravitationskraft dargestellt wurde.

Ergebnis

Die vorgestellte Methode zur Simulation der Skapulabewegung wurde erfolgreich in die laboreigene LabVIEW-Software implementiert und in den Prüfstand integriert. Im Mehrkörpermodell werden der Gravitationsvektor der simulierten Skapula und der skapulohumerale Rhythmus bei einer Abduktionsbewegung dargestellt. Zu Beginn der Bewegung (Abbildung 1 und 2 A) zeigt der Gravitationsvektor fast senkrecht zum Boden. Bei zunehmendem Abduktionswinkel ändert die virtuell berechnete physiologische Skapula sowie ihr zugehöriger Gravitationsvektor die Orientierung (Abbildung 1 und 2 B).

Schlussfolgerung

Die beschriebene Methode ermöglicht die Berücksichtigung des skapulohumeralen Rhythmus in drei Dimensionen und stellt eine effiziente Alternative zu sonst sehr aufwendigen mechanischen Lösungen bei biomechanischen Untersuchungen an Schultersimulatoren dar. In zukünftigen Studien soll der Einfluss des skapulohumeralen Rhythmus auf die Stabilität und Beweglichkeit des Schultergelenks mit und ohne simulierten Gravitationsvektor verglichen werden.

References

[1] Kedgley et al., J. Biomech. 40 (13): 2953–2960, 2007
[2] Baumgartner et al., Med. Biol. Eng. Comput. 52 (3): 293–299, 2014
[3] Giles et al., J. Biomech. Eng. 136(12): 121007, 2014
[4] Pastor et al., Arch. Orthop. Trauma Surg. 136(11):1513–1519, 2016
[5] Magermans et al., Clin. Biomech. 20(6): 591–599, 2005
[6] Ludewig et al., J. Bone Jt. Surg. - Ser. A 91(2):378–389, 2009

Abbildung 1: Schematische Darstellung einer Abduktionbewegung zu Beginn (A) und bei etwa 55° humerothorakaler Abduktion (B) aus anteriorer Sicht. In rot abgebildet sind die fixierte Skapula im Prüfstand und der zugehöriger Gravitationsvektor. Die physiologisch orientierte Skapula und Gravitationsvektor sind in grün dargestellt.

Abbildung 2: Aus der lateralen Ansicht ist zudem die anteriore Kippung der Skapula zu sehen.

Abb. 1

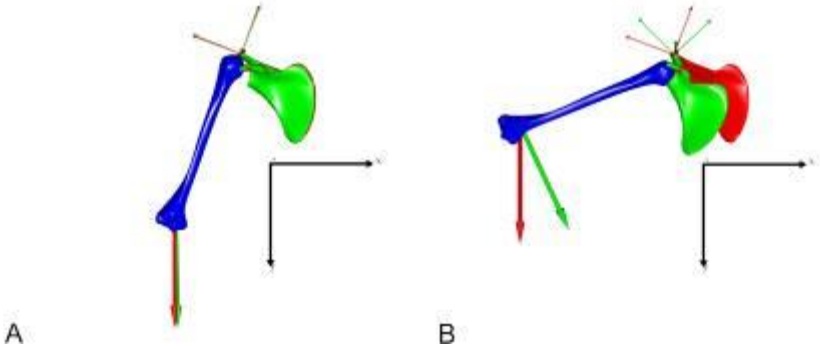
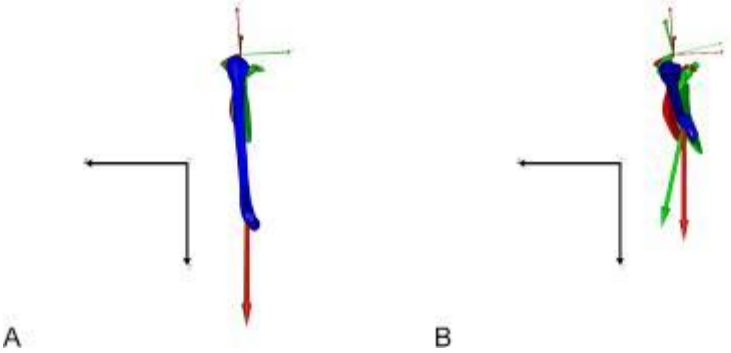


Abb. 2



P66

Experimental framework for quantifying the effect of load on superior glenohumeral translation: motion analysis and single plane fluoroscopy

F. Malzner[1,2], C. Nüesch[1,3,4], S. Loske[1], W. Vach[1], L. Audige[1,5], A. Müller[1], A. Mündermann[1,3,4]
[1]*Universität Basel, Orthopädie und Traumatologie, Basel, Schweiz*
[2]*Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik und Orthopädie, Köln, Deutschland*
[3]*Universität Basel, Department of Biomedical Engineering, Basel, Schweiz*
[4]*Universität Basel, Department of Clinical Research, Basel, Schweiz*
[5]*Schulthess Klinik, Zürich, Schweiz*

Fragestellung

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

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

Material und Methode

First, 3D motion analysis was performed for bilateral 30° frontal plane abduction movement in upright position with extended elbow with and without a handheld weight of 3 kg. Retroreflective markers were placed on the upper extremity according to the ISB guidelines2. Subsequently, single plane fluoroscopic images were taken for the unloaded and loaded 30° frontal plane abduction condition in static positions of the dominant or injured shoulder, respectively. The MATLAB software package U.L.E.M.A. with coordinate systems defined according to ISB guidelines2 was used to calculate the centre of rotation of the glenohumeral joint (GHRC) for the 3D motion data. On the fluoroscopic images, the GHRC was determined according to Poppen & Walker3. The perpendicular distance of the GHRC to the medio-lateral axis of the thorax coordinate system respective the height of the corresponding acromion (AC) was measured for both methods. Superior glenohumeral translation was defined as the difference between this distance for the loaded and unloaded positions.

Ergebnis

In this preliminary study, we completed measurements for three asymptomatic subjects (2 female, 1 male; age, 53 ± 7 years; body mass index, 26.8 ± 3.3 kg/m2). Load-induced superior glenohumeral translation ranged from -0.4 mm to 1.5 mm for the 3D motion analysis and from -1.0 mm to 1.6 mm in the fluoroscopic images. The difference between the two methods was smaller than 1.5 mm.

Schlussfolgerung

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

References

[1] Yamaguchi et al. *J Shoulder Elbow Surg*, 2000, 9(1), 6–11.
[2] Wu et al. *J Biomechanics*, 2005, 38(5), 981–992.
[3] Poppen and Walker *JBJS*, 1976, 58(2), 195–201.

P67

Which safe zone? The rationale for tilt-adjusted acetabular cup implantation in THA

C. Marques[1], T. Martin[2,3], A. Kochman[4], A. Goral[3], F. Lampe[5,6], V. Breul[7], J. Kozak[2,3]
[1]*Schön Klinik Hamburg Eilbek, Science Office der Orthopädie und Zentrum für Endoprothetik, Hamburg, Deutschland*
[2]*Aesculap AG, Navigation Lab, Tuttlingen, Deutschland*
[3]*AGH University of Science and Technology, Krakow, Polen*
[4]*Hospital of the Ministry of Internal Affairs, Trauma and Orthopedic Department, Wroclaw, Polen*
[5]*Schön Klinik Hamburg Eilbek, Orthopedic and Joint Replacement Department, Hamburg, Deutschland*
[6]*Hamburg University of Applied Sciences, Faculty of Life Sciences, Hamburg, Deutschland*
[7]*Aesculap AG, Medical Scientific Affairs, Tuttlingen, Deutschland*

Fragestellung

The question whether pelvic tilt (PT) (Fig. 1) angles measured in supine position are adequate for the alignment of the acetabular cup without an adjustment for anatomical differences between patients is of clinical importance. The aim of this work was to test for factors that can significantly affect PT angles.

Material und Methode

In the present retrospective cohort comparison the PT angles of 12 symptom-free young subjects (SFYS) and 45 patients scheduled for total hip arthroplasty (THA) were compared. The data was collected during two studies with the use of a novel smartphone-based navigated ultrasound measurement system (Fig. 2). Multi-factorial analysis of variance was run to determine which factors significantly affect PT.

Ergebnis

Body position ($F= 126.65$; $P< 0.001$) and group (SFYS vs. THA patients) ($F= 17.52$; $P< 0.001$) had significant main effects on PT. There was also a significant interaction between body position and group ($F= 25.59$; $P< 0.001$). The mean PT increased by 8.1° from an interiorly to a neutral tilted position ($P< 0.001$) and 21.4° from a neutral to a posterior tilted position ($P< 0.001$) with the transition from the supine into the upright position for the SFYS and THA patients, respectively.

Schlussfolgerung

In both groups PT changed significantly with a transition from the supine to the upright position. A position-dependent mean PT increase in the patient group showed that acetabular cup alignment based on PT in supine position is not reliable without taking into consideration the inclination of the pelvis in standing position. This may lead to instability and dislocations.

Abb. 1

Figure 1- (a) Pelvic tilt angle (α_{PT}), defined as the angle between the Anterior Pelvic Plane (APP) and the gravity vector in upright position; and (b) APP, defined as the plane trough the right and left ASIS (1 and 2) and the SP (3).

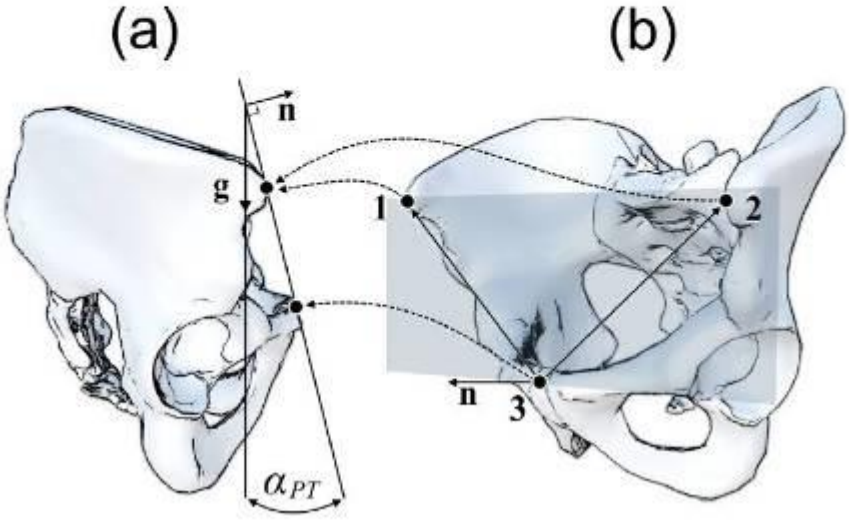


Abb. 2

Figure 2 – Tracking unit, ultrasound transducer with attached rigid body and reference rigid body attached to the right leg of the subject) while tracking the position of the left anterior superior iliac spine (L-ASIS) in supine position.

P68

Ermittlung und Vergleich der Spongiosa aus Wirbelkörpern von 5 Körperspendern der Brust- und Lendenwirbelsäule auf Knochendichte, Trabekeldicke und Separation

G. Schröder[1], B. Jabke[1], V. Blaas[2], M. Schulze[3], H. Martin[4], O. Sahmel[4], R. Andresen[5], H. C. Schober[6]
[1]*Universität Rostock, Rostock, Deutschland*
[2]*Universitätsmedizin Rostock, Rechtsmedizin, Rostock, Deutschland*
[3]*Universität Rostock, Anatomie, Rostock, Deutschland*
[4]*Universität Rostock, Biomedizinische Technik, Rostock, Deutschland*
[5]*WKK, Radiologie, Heide, Deutschland*
[6]*Klinikum Südstadt Rostock, Innere Medizin 1, Rostock, Deutschland*

Fragestellung

Mit zunehmenden Alter verändert der Knochen seine Struktur. Für die Knochenfestigkeit sind sowohl Material- als auch Struktureigenschaften von Bedeutung. Vor dem Hintergrund einer immer älter werdenden Gesellschaft liegen jedoch kaum Daten bei Menschen im Greisenalter zu diesen Parametern vor. Systematisch wurden vom BWK 3 bis LWK 5 bei Betagten Spongiosazylinder aus dem Zentrum der Wirbelkörper im Hinblick auf Knochendichte, Trabekeldicke- und Separation untersucht.

Material und Methode

Insgesamt wurden 75 bereits präparierte (Jamshidipunktion) und mit Feuchttuch stabilisierte Proben jeweils in einem 1,5 ml Eppendorf Reaktionsgefäß vorbereitet. Die Untersuchungen wurden an einem µ-CT durchgeführt (SKYSCAN 1172, RJL Micro &Analytic GmbH, Deutschland). Eine Flat-Field-Korrektur sowie die Erzeugung von Phantomen (Referenz) mit einer Dichte von 0,25 g/cm3 und 0,75 g/cm3 wurden vorgenommen. In der Tabelle 1 (Tab. 1) sind die Einstellungen für den Scanprozess zusammengefasst. Die vorliegende Untersuchung wurde durch die zuständige Ethikkommission der Universität Rostock geprüft und genehmigt (Nr. A 2017-0072).

Alle erhobenen Daten wurden mit dem statistischen Softwarepaket SPSS, Version 23.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) analysiert. Die Beschreibung der quantitativen Merkmale erfolgte jeweils als Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Anzahl der verfügbaren Beobachtungen und wurde mithilfe des Intervalls Mittelwert ± Standardabweichung dargestellt. Für Vergleiche zwischen den Gruppen kam der unabhängige t-Test oder der Mann-Whitney-U-Test zum Einsatz. Die Auswahl erfolgte in Abhängigkeit vom Resultat des Kolmogorow-Smirnow-Tests auf Normalverteilung. Alle p-Werte sind das Resultat zweiseitiger statistischer Tests und prinzipiell wird $p \leq 0.05$ als statistisch signifikant angesehen.

Ergebnis

Mithilfe der Rekonstruktionsbilder erfolgte mit der Software CTAn64 die Ermittlung der Knochendichte, Trabekeldicke und der Separation. Eine grafische Darstellung findet sich in der Abbildung 1. In der Tabelle 2 sind die Daten zur Allgemeinanamnese dargestellt. Hinsichtlich der Knochendichte und der Trabekeldicke ergaben sich zwischen der Brust- und Lendenwirbelsäule keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0.05$)(Tab.3). Dagegen war die Separation zwischen den beiden Wirbelsäulenabschnitten verschieden ($p = 0.010$)(Tab.3).

Schlussfolgerung

Die vorliegende Untersuchung erlaubt erstmals den Vergleich von Knochendichte, Trabekeldicke und Separation bei systematisch von BWK 3 bis LWK 5 untersuchten Wirbelkörpern. In künftigen Studien sollte untersucht werden, ob die Separation bereits angelegt ist oder sich im Alterungsprozess entwickelt.

Abb. 1

Tab. 1 Einstellparameter des Spongiosa-Scans

Parameter	Einstellung
Filter	Al 0.5
Bilddimension	640 x 512
Pixelgröße	19.9µm
Scandauer je nach Probengröße	15 – 30min

Tab. 2 Einstellparameter des Spongiosa-Scans

Parameter	M ± SD (Min-Max)
Geschlecht (m/w)	2/3
Alter (in Jahren)	81.5 ± 10.7 (73-102)
Größe (cm)	162.2 ± 10.6 (147-176)
Gewicht (kg)	54.4 ± 9.3 (43.5-68.8)
BMI (kg/m^2)	20.6 ± 2.9 (16.6-25.5)

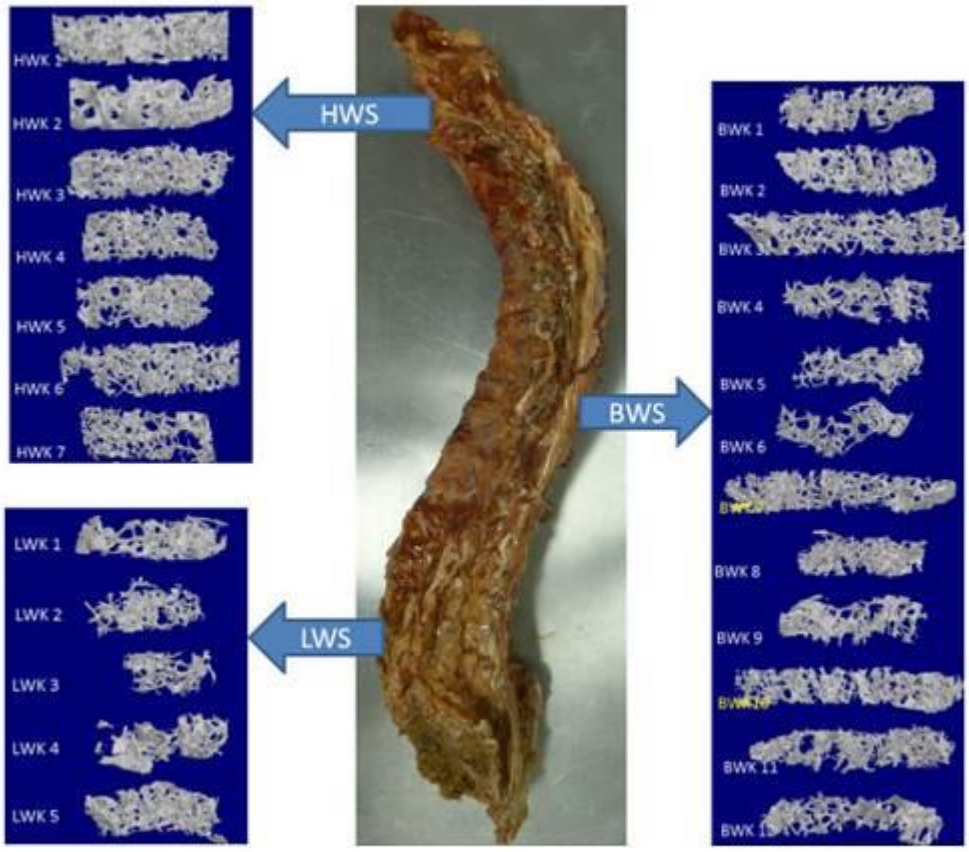
Tab. 3 Knochendichte, Trabekeldicke und Separation in den Wirbelsäulenabschnitten

Parameter	BWS (M ± SD)	LWS (M ± SD)	p-Wert†
Knochendichte (g/cm^3)	0.85 ± 0.02	0.85 ± 0.02	0.972
Trabekeldicke (µm)	171 ± 6	164 ± 10	0.107
Parameter	M ± SD		p-Wert^M
Separation (µm)	1884 ± 177		0.010

†t-Test für unabhängige Stichproben, ^M^Mann-Whitney-U-Test

Abb. 2

Abb. 1 Übersicht der präparierten Wirbelsäule und der 3D-Darstellung aller Wirbelkörper



HWS: Halswirbelsäule; BWS: Brustwirbelsäule; LWS: Lendenwirbelsäule; HWK: Halswirbelkörper, BWK: Brustwirbelkörper, LWK: Lendenwirbelkörper

P69

Mikrobewegungsmessungen am augmentierten Glenoid

M. Heilemann[1], P. Melcher[2], S. Schleifenbaum[1], J. D. Theopold[2], P. Hepp[1,2]
[1]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Forschungslabor ZESBO, Leipzig, Deutschland
[2]Universität Leipzig / Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Glenoidranddefekte stellen heutzutage eine häufige Ursache knöcherner Schulterinstabilität dar. Je nach Defektgröße wird dieser gewöhnlicher Weise durch Kapselrekonstruktion oder knöcherner Augmentation versorgt. Letztere Methode findet im Falle von großflächigen Defekten Anwendung. Im Rahmen jener Versorgungstechnik wird eine autogene Knochentransplantation durchgeführt. Entnommen wird der Knochenspan am Beckenkamm. Anschließend an die Präparation des entnommen Knochenmaterials sowie der defekten Glenoidfläche erfolgt die Knochenblockaugmentation. Die Fixierung des Blocks erfolgt wahlweise durch Titanschrauben, resorbierbare Magnesiumschrauben oder Cerclage-Techniken. Die quantitative Bewertung der stabilisierenden Funktion jener Fixierung soll im Rahmen dieser wissenschaftlichen Arbeit durchgeführt werden. Zu diesem Zweck wurde ein Prüf- und Messaufbau zur Erfassung von Mikrobewegungen im Glenoid-Knochenblock-Interface entwickelt.

Material und Methode

Durchgeführt werden sämtliche Tests zunächst am Kunstknochen zur Validierung der Methodik. Anschließend erfolgen umfangreiche Tests am Körperspenderknochen. Die Entnahme des Knochenspans, dessen Präparation, anschließende Positionierung des Knochenblocks am Glenoid sowie Fixierung mittels zuvor erwähnter Techniken erfolgt durch einen erfahrenen Chirurgen. Zur Umsetzung der Mikrobewegungsmessungen werden kleine Bohrungen (ca. 2 mm Durchmesser) sowohl in den Knochenblock als auch in das Glenoid eingebracht. Innerhalb der Bohrungen werden 1 mm dünne Pins nahe des Glenoid-Knochenblock-Interfaces fixiert (siehe Abbildung 1). Mit Hilfe der Pins können Mikrobewegungen am Interface nach außen übertragen und optisch erfasst werden. Unter Nutzung eines hoch auflösenden Mehr-Kamera-Systems und zugehöriger Bildkorrelationssoftware können wir die Bewegung der Sensoren während applizierter Belastung des versorgten Glenoids erfassen. Basierend auf den registrierten Bewegungsdaten im Äußeren lässt sich die Bewegung nahe des Interface in sämtlichen Freiheitsgraden berechnen. Zur Applikation typischer Belastungen am versorgten Glenoid wurde ein Versuchsstand konstruiert, welcher analog zu Glenoidimplantattestungen nach ASTM F2028 eine senkrechte Krafteinleitung während zyklischer, lateraler Bewegung des zu testenden Glenoids ermöglicht. Während dieser sogenannten Rocking-Horse-Testungen werden durchgehend die Bewegungsdaten der platzierten Sensoren aufgezeichnet, so dass über den gesamten Prüfzeitraum eine Auswertung der Mikrobewegungen zwischen Glenoid und Knochenblock möglich ist.

Ergebnis

Durchgeführt werden die beschriebenen Mikrobewegungsmessungen innerhalb der nächsten Wochen. Somit liegen zum aktuellen Zeitzpunkt keine Messergebnisse vor. Bis zum Tagungszeitpunkt werden die Messungen allerdings durchgeführt und ausgewertet sein.

Schlussfolgerung

Die Erfassung der Mikrobewegungen in Betrag und Richtung je nach Fixierungstechnik ermöglicht eine Bewertung hinsichtlich der mit der Fixierung einhergehenden Stabilität. Durch zyklische Dauertestungen sollen neben der primär registrierbaren Stabilität auch langfristige Erscheinungen wie beispielsweise Auslockerung von Schrauben betrachtet werden. Die Berücksichtigung der aus Mikrobewegungsmessungen gewonnen Erkenntnisse soll im klinischen Anwendungsfall perspektivisch Komplikationen wie Fehlheilungen mangels Stabilität des Glenoid-Knochenblock-Systems deutlich reduzieren.

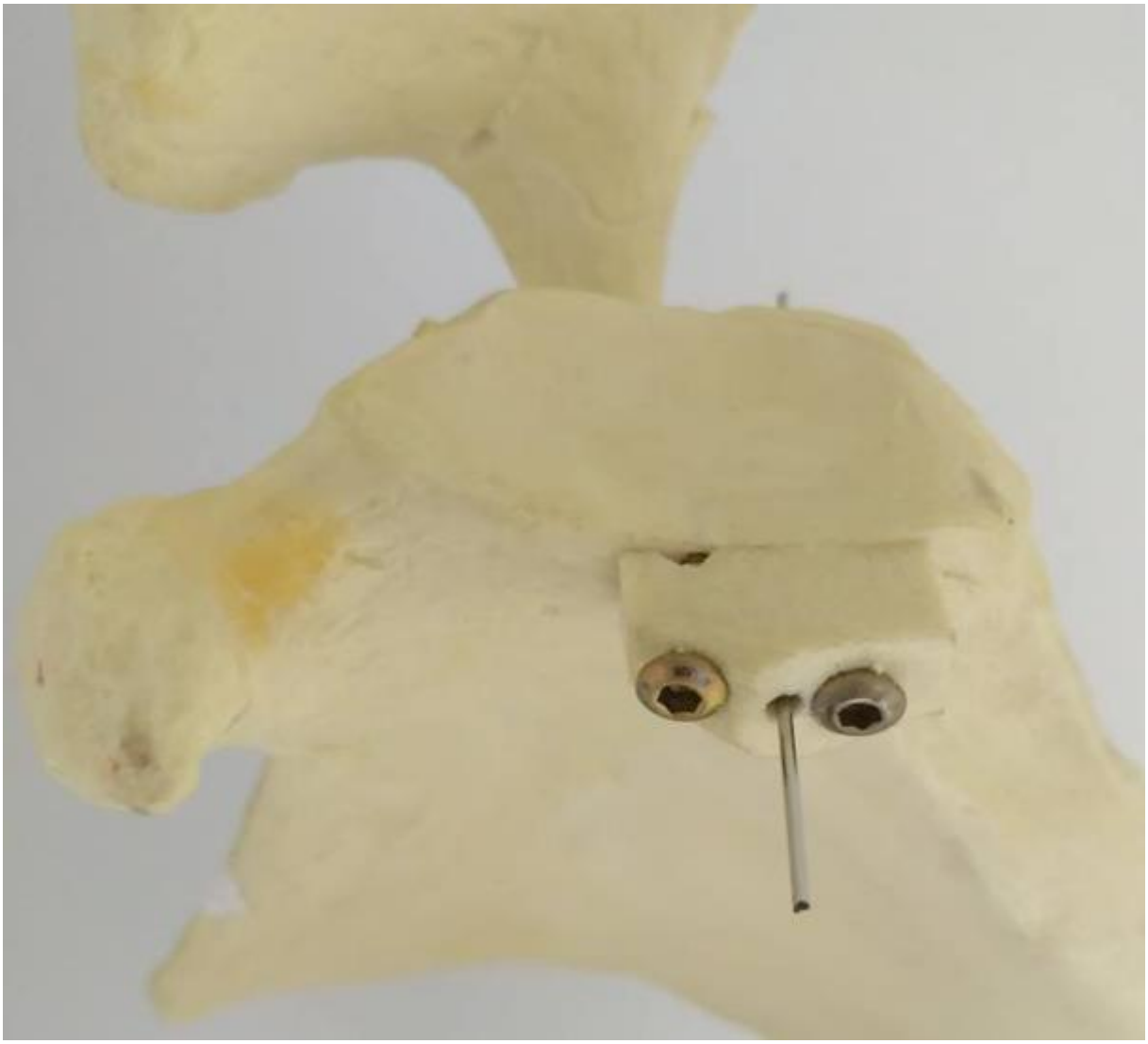



Abb. 1